



## TESIS DOCTORAL

*“Efectos del vendaje neuromuscular sobre la inestabilidad postural secundaria a lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla”*

**Autor:**

***Álvaro Blein Ibáñez***

**Director/es:**

***Dra. Isabel María Alguacil Diego***

***Dr. Francisco Molina Rueda***

**Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud  
Escuela Internacional de Doctorado  
Universidad Rey Juan Carlos.  
Campus de Alcorcón (Madrid), España**

**2023**



## **AGRADECIMIENTOS.**

En primer lugar, quiero agradecer a mis directores de tesis, Dra. Isabel María Alguacil Diego y Dr. Francisco Molina Rueda, su paciencia y dedicación en la elaboración de este proyecto.

También quiero agradecer al personal docente, investigador y administrativo del laboratorio Lambecom, y de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad Rey Juan Carlos, por su ayuda y por facilitarme el uso de las instalaciones siempre que lo he necesitado.

Mi agradecimiento a todo el servicio de Traumatología del Hospital Universitario Fundación de Alcorcón, especialmente al Dr. Javier Martínez, al Dr. Diego López y a la Dra. Fátima Bebea, por su ayuda en el reclutamiento de pacientes.

Agradezco a todo mi equipo de la Clínica Wellblein, que me han apoyado y permitido disponer del tiempo necesario para la elaboración de este proyecto.

Finalmente quiero agradecer especialmente a mi mujer, Blanca, por su inquebrantable comprensión en esos momentos en los que pude dudar de la realización de este proyecto y su ánimo transmitido de forma permanente, a todos, gracias.



## **RESUMEN**

### **INTRODUCCIÓN**

El ligamento cruzado anterior (LCA) es un haz de fibras colágenas que discurre entre el fémur y la tibia en sentido oblicuo. Es el freno principal al desplazamiento anterior de la tibia, limita la rotación tibial y la angulación externa e interna de la rodilla cuando está completamente estirada. La rotura del LCA es una de las lesiones más comunes vistas en el mundo del deporte y presenta un impacto importante en los niveles de actividad del paciente, así como en su calidad de vida. Una rotura o una deficiencia crónica del LCA permite una traslación y una rotación anormal de la tibia. Al caminar o al correr se pueden lesionar uno o ambos meniscos y el cartílago, generando artrosis.

La incidencia de las roturas de ligamentos de la rodilla, principalmente del LCA y del ligamento colateral medial, se calcula que es de 2 por cada 1.000 personas al año en la población general. La lesión del LCA es una lesión de rodilla incapacitante que se produce con frecuencia en atletas jóvenes. Los LCA se lesionan con frecuencia debido a la repetición y el uso excesivo, así como, en movimientos de corte rápido que implican aceleración y desaceleración. Estas lesiones suelen alterar el equilibrio entre la movilidad y la estabilidad de la articulación, lo que provoca daños en otros tejidos blandos que se manifiestan en forma de dolor y otras morbilidades.

En la actualidad, los estudios sobre la efectividad de la aplicación de los vendajes en la extremidad inferior son escasos y diversos, y la literatura es aún más escasa en relación con el posible beneficio sobre la estabilidad que podrían proporcionar a la rodilla con LCA roto. Existe la necesidad de llevar a cabo más estudios que determinen la validez del uso del vendaje neuromuscular Kinesiotape® como estabilizador de rodilla, lo que podría así prevenir y/o frenar el excesivo desgaste articular y meniscal en la articulación.

### **OBJETIVOS**

El objetivo del presente estudio fue analizar los efectos del vendaje neuromuscular kinesiotape® sobre el equilibrio en sujetos con rotura no operada del LCA, comparado con un vendaje no estandarizado.

### **MATERIAL Y MÉTODO**

Se evaluó el equilibrio en las 3 condiciones siguientes: sin vendaje, inmediatamente después de la aplicación y después de cuatro días de uso. Las pruebas utilizadas fueron el test de organización sensorial, el test de control motor y el test de estancia

unilateral evaluados mediante la posturografía dinámica informatizada (PDC), la prueba modified Star Excursión Balanced Test (mSEBT), la versión española del Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) y la escala funcional de rodilla de Lysholm. Se realizó un análisis de varianza de medidas repetidas (ANOVA) de 2 vías, con el tiempo como factor intra-sujeto y el grupo como factor entre-sujetos. Se aplicó la corrección de Bonferroni cuando el ANOVA resultó significativo.

## **RESULTADOS**

Se asignó aleatoriamente a 36 sujetos al grupo de vendaje neuromuscular kinesiotape® (KT = 20) y al grupo del vendaje no estandarizado (VNE = 16). El ANOVA mostró que no existía una interacción significativa entre el grupo y el tiempo para todas las medidas de resultado. Sin embargo, se observó un efecto significativo en el factor tiempo para: la puntuación total del test de organización sensorial en ambos grupos inmediatamente después de la aplicación de los vendajes; el test de organización sensorial después de cuatro días de uso en el grupo KT; el mSEBT en el grupo KT inmediatamente después de la aplicación del vendaje. El KOOS mejoró en ambos grupos tras cuatro días de uso de los vendajes; mientras que, la puntuación de la escala de Lysholm sólo mejoró en el grupo VNE.

## **CONCLUSIÓN**

Los presentes hallazgos indican que, el vendaje neuromuscular KT no presenta mayores beneficios que el vendaje no estandarizado, en la mayoría de las variables analizadas, mediante la PDC y mSEBT. El efecto positivo sobre la estabilidad del KT se observa en la prueba mSEBT en las tres direcciones evaluadas, que aumentó significativamente entre los tiempos basal e inmediatamente tras la aplicación del vendaje, sólo en el grupo KT. El efecto en el SOT compuesto aumentó sus puntuaciones en todos los tiempos en el grupo KT, mientras que no aumentó entre el primer y el tercer tiempo en el grupo de VNE.

## **ABSTRACT**

### **INTRODUCTION**

The anterior cruciate ligament (ACL) is a bundle of collagenous fibers that runs obliquely between the femur and tibia. It is the main brake to the anterior displacement of the tibia, limits tibial rotation and the external and internal angulation of the knee when it is fully stretched.

ACL rupture is one of the most common injuries seen in the sports world and has a devastating impact on the patient's activity levels as well as their quality of life.

A tear or a chronic deficiency of the ACL allows an abnormal translation and rotation of the tibia. When walking or running, one or both menisci and cartilage can be injured, resulting in osteoarthritis.

The incidence of knee ligament ruptures, mainly of the ACL and medial collateral ligament, is estimated to be 2 per 1,000 people per year in the general population. ACL is a disabling knee injury that occurs frequently in young athletes. The ACLs are frequently injured due to repetition and overuse, as well as, in rapid cutting movements involving acceleration and deceleration. These injuries often disrupt the balance between joint mobility and stability, resulting in damage to other soft tissues that manifest as pain and other morbidities.

At present, studies on the effectiveness of lower extremity taping are few and far between, and the literature is even more sparse regarding the potential stability benefit it may provide to the rupture ACL knee. There is a need for further studies to determine the validity of the use of neuromuscular Kinesiotape® as a knee stabilizer as it may prevent and/or slow down excessive joint and meniscal wear in the knee.

### **OBJECTIVES**

The aim of the present study was to analyse the effects of kinesiotape® neuromuscular taping on balance in subjects with non-operated ACL rupture, compared to non-standardized tape. To describe the postural strategies used by the patient to maintain balance with the application of the different bandages.

### **MATERIAL AND METHODS**

Balance was evaluated in the following 3 conditions: without bandage, immediately after application, and after four days of use. The tests used were the sensory organization test, the motor control test and the unilateral stay test evaluated by computerized dynamic posturography (PDC), the modified Star Excursion Balanced Test (mSEBT), the Spanish version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) and

the Lysholm Knee Functional Scale. A 2-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) was performed, with time as the within-subject factor and group as the between-subjects factor. The Bonferroni correction was applied when the ANOVA was significant.

## **RESULTS**

Thirty-six subjects were randomly assigned to the kinesiotape® Kinesiotape group (KT = 20) and the non-standardized taping group (VNE = 16). ANOVA showed that there was no significant interaction between group and time for all outcome measures. However, a significant effect on the time factor was observed for: composite SOT score in both groups immediately after tape application; composite SOT after four days of use in the KT group; mSEBT in the KT group immediately after tape application. The KOOS improved in both groups after four days of tape use, while the Lysholm Knee Score improved only in the NST group.

## **CONCLUSIONS**

The present findings indicate that the KT neuromuscular taping does not present greater benefits than the non-standardized taping, in most of the variables analyzed, through the PDC and mSEBT. The positive effect on the stability of the KT is observed in the mSEBT test in the three directions evaluated, which increased significantly between the basal times and immediately after the application of the bandage, only in the KT group. The effect on the composite SOT always increased their scores in the KT group, while it did not increase between the first and third measurements in the NST group.



## ÍNDICE.

I.	Índice de figuras. ....	13
II.	Índice de tablas. ....	15
III.	Índice de abreviaturas. ....	17
<b>1.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>19</b>
1.1.	La ruptura del ligamento cruzado anterior. ....	19
1.1.1.	Concepto. ....	19
1.1.2.	Función del ligamento cruzado anterior. ....	22
1.1.3.	Epidemiología. ....	23
1.1.4.	Factores de riesgo. ....	29
1.1.5.	Lesiones asociadas a la ruptura del ligamento cruzado anterior. ....	30
1.1.6.	Manifestaciones clínicas y criterios diagnósticos. ....	34
1.2.	Alteraciones del equilibrio en las lesiones del ligamento cruzado anterior y postura.....	36
1.2.1.	Fisiología del equilibrio. ....	36
1.2.1.1.	La postura. ....	36
1.2.1.2.	El equilibrio. ....	39
1.2.1.3.	Organización central del control del equilibrio. ....	43
1.2.1.4.	Control motor. ....	44
1.2.2.	Descripción de las alteraciones del equilibrio. ....	45
1.2.2.1.	Mecanorreceptores. ....	45
1.2.2.2.	Husos neuromusculares. ....	47
1.2.2.3.	Función propioceptiva. ....	49
1.2.3.	Posturografía Dinámica Computerizada. ....	52
1.3.	Métodos de tratamiento de las lesiones del LCA. ....	54
1.3.1.	Tratamiento conservador. ....	54
1.3.2.	Tratamiento quirúrgico. ....	58
1.3.3.1	Tipos de injerto.....	59
1.4.	Antecedentes de la investigación: KT como tratamiento en la lesión del ligamento cruzado anterior. ....	60
1.4.1.	Efectos fisiológicos. ....	63
1.5.	Justificación del uso del vendaje de KT en la lesión de LCA.....	65

<b>2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.</b>	<b>69</b>
2.1. Objetivo principal.	69
2.2. Objetivos secundarios.	69
2.3. Hipótesis.	70
<b>3. MATERIAL Y MÉTODOS.</b>	<b>71</b>
3.1. Diseño del estudio.	71
3.2. Participantes: Criterios de inclusión y exclusión.	71
3.3. Estimación del tamaño muestral.	72
3.4. Aleatorización y cegamiento.	72
3.5. Procedimiento del estudio.	72
3.6. Instrumentación.	73
3.7. Intervención.	78
3.8. Medidas de resultado.	80
3.9. Análisis estadístico.	93
3.10. Consideraciones éticas.	95
<b>4. RESULTADOS.</b>	<b>96</b>
4.1. Variables de control.	96
4.2. Test de Organización Sensorial.	97
4.2.1. SOT condición 2.	97
4.2.2. Análisis sensorial.	98
4.2.3. Estrategia condición 2.	100
4.2.4. Compuesto.	101
4.3. Latencias del Test de Control Motor.	103
4.4. Test de Estancia Unilateral.	105
4.4.1. Ojos abiertos.	105
4.4.2. Ojos cerrados.	107
4.5. Modified Star excursion balanced test.	109
4.5.1. Anterior.	109
4.5.2. Lateral derecha.	111
4.5.3. Lateral izquierda.	113
4.6. Cuestionarios.	116
4.6.1. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score.	116
4.6.2. Escala funcional de rodilla Lysholm.	118

<b>5. DISCUSIÓN.</b> .....	<b>121</b>
<b>6. CONCLUSIONES.</b> .....	<b>135</b>
<b>7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>137</b>
<b>8. ANEXOS.</b>	
8.1. Anexo I: Cuestionario Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score.	
8.2. Anexo II: Escala funcional de rodilla Lysholm.	
8.3. Anexo III: Hoja de información y consentimiento informado.	
8.4. Anexo IV: Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos.	
8.5. Anexo V: Comité Ético de Investigación con medicamentos del Hospital Universitario Fundación Alcorcón.	



## I. Índice de figuras.

1. Recorrido e inserciones del ligamento cruzado anterior. ....	14
2. Fascículos anteromedial y posterolateral del ligamento cruzado anterior. ....	16
3. Resistencia del ligamento cruzado anterior según actividad.....	19
4. Ligamento cruzado anterior: Función. ....	20
5. Incidencia de lesiones de rodilla y del ligamento cruzado anterior. ....	22
6. Centro de gravedad. ....	30
7. Proyección vertical de la línea de gravedad en bipedestación. ....	30
8. Elementos de interacción del control postural. ....	31
9. Modelo de péndulo invertido. ....	32
10. Equipo de PDC SMART Equitest® Version 8.2 NeuroCom® EQ501. ....	62
11. Equipo software Smart Balance Máster en español 5.0. ....	63
12. Sistema de sujeción con arnés de diferentes tallas. ....	64
13. Posición de los pies en el posturógrafo. ....	65
14. Colocación del vendaje Kinesiotape. ....	66
15. Colocación del vendaje no estandarizado. ....	67
16. Condiciones del Test de organización sensorial. ....	68
17. Representación de los movimientos de la plataforma y el soporte. ....	68
18. Test de Control Motor. ....	70
19. Representación gráfica de Latencia Compuesto. ....	71
20. Posición del paciente en estancia unilateral. ....	72
21. Representación gráfica del Test de Estancia Unilateral. ....	73
22. Representación de modified Star excursion balanced test. ....	75
23. Test de organización sensorial en la condición 2. ....	82
24. Puntuaciones del análisis sensorial por grupos y tomas. ....	84
25. Puntuaciones de la estrategia en la condición 2. ....	85
26. Puntuaciones del Test de organización sensorial compuesto. ....	87
27. Latencias del Test de control motor por grupos y tiempos. ....	90
28. Puntuaciones de Estancia Unilateral Ojos Abiertos por grupos y tiempos. ....	91
29. Puntuaciones de Estancia Unilateral ojos cerrados por grupos y tiempos. ....	93
30. modified Star excursion balanced test Anterior Afecta. ....	95
31. modified Star excursion balanced test Lateral derecha Afecta. ....	97
32. modified Star excursion balanced test Lateral izquierda Afecta.....	99
33. Puntuaciones del cuestionario KOOS por grupos y tiempos. ....	102
34. Puntuaciones de la Escala funcional de rodilla Lysholm. ....	104



## II. Índice de tablas.

1. Fases de recuperación de LCA y las diferentes terapias .....	45
2. Estadísticos descriptivos relativos a las variables de control por grupo .....	77
3. Puntuaciones del Test de organización sensorial en la condición 2.....	78
4. Rendimientos en la prueba del Análisis Sensorial .....	80
5. Rendimientos de la estrategia en la condición 2 .....	81
6. Puntuaciones del Test de organización sensorial compuesto .....	83
7. Comparaciones por pares del Test de organización sensorial .....	84
8. Valores de las latencias compuestas del Test de control motor .....	96
9. Puntuaciones del test de Estancia Unilateral Ojos Abiertos .....	93
10. Puntuaciones del test de Estancia Unilateral Ojos Cerrados .....	95
11. Puntuaciones de modified Star excursión balanced test Anterior.....	85
12. Comparaciones modified Star excursion balanced test Anterior. ....	87
13. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Derecha. ....	88
14. Comparaciones modified Star excursion balanced test Lateral Derecha. ....	90
15. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda.....	91
16. Comparaciones modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda. ....	92
17. Puntuaciones del Knee injury and Osteoarthritis Outcome. ....	98
18. Comparaciones para el Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score.....	98
19. Puntuaciones de la Escala funcional de rodilla Lysholm. ....	99
20. Comparaciones por pares para la Escala funcional de rodilla Lysholm.....	100





### III. Índice de abreviaturas.

- A: Anterior
- AVD: Actividades de la vida diaria
- COM: Centre of mass
- COP: Centre of pressure
- CDG: Centro de gravedad
- CMC: Centro de masa corporal
- CKRS: Cincinnati Knee Ligament Rating System
- CM: Control Motor
- CP: Control Postural
- FAM: Fascículo anteromedial
- FPL: Fascículo postero lateral
- IPAQ: *International Physical Activity Questionnaire*.
- KT: Kinesiotape
- KOOS: Knee Injury and osteoarthritis Outcome Score
- LAMBECOM: Laboratorio de analisis del movimiento biomecánica ergonomía y control motor
- LAT. COMP: Latencia Compuesto
- LCA: Ligamento Cruzado anterior
- mSEBT: Modified star excursión Balance Test
- VNE: vendaje no estandarizado
- OA: Ojos abiertos
- OC Ojos cerrados
- PL Posterolateral
- PM: Posteromedial
- PDC: Posturografia Dinamica COmputerizada
- ROM: Range of motion
- RNM: Resonancia nuclear magnetica
- MCT: Test de control motor
- TEU: Test de estancia unilateral
- SOT: Test de organizacion sensorial
- URJC: Universidad Rey Juan Carlos
- V. BAL: Velocidad de balanceo



## 1. INTRODUCCIÓN.

### 1.1 La ruptura del ligamento cruzado anterior.

#### 1.1.1. Concepto.

El ligamento cruzado anterior (LCA) es un haz de fibras colágenas que discurre entre el fémur y la tibia en sentido oblicuo. Es el freno principal (en un 90%) al desplazamiento anterior de la tibia, limita la rotación tibial y la angulación externa e interna de la rodilla cuando está en extensión completa (Torres y Torrent, 2009).

De los cuatro ligamentos más importantes de la rodilla, el LCA es el que se lesiona con mayor frecuencia debido a un cambio brusco en la dirección de la rodilla, al caer y al apoyar mal la extremidad después de un salto, o bien al pararse bruscamente después de correr. El LCA forma parte, junto con el ligamento cruzado posterior, del pivote central de la articulación de la rodilla (Torres y Torrent, 2009).

El LCA es una estructura intraarticular y extra sinovial. Su inserción proximal se sitúa en la porción más posterior de la cara interna del cóndilo femoral externo; se dispone en dirección distal-anterior-interna, abriéndose en abanico hacia su inserción distal en la región antero-interna de la meseta tibial entre las espinas tibiales (Figura 1) (Fineberg et al., 2000).

**Figura 1.** *Recorrido e inserciones del ligamento cruzado anterior. Tomado de Ayala Mejías, J.D. (2014, febrero). Actualización en las Lesiones del Ligamento Cruzado Anterior. Análisis de los Resultados Mediante TAC y Escalas Clínicas. <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>*



Estructuralmente, está compuesto por fibras de colágeno rodeadas de tejido conjuntivo laxo y tejido sinovial. La vascularización del LCA es escasa y depende fundamentalmente de la arteria geniculada media. El LCA recibe fibras nerviosas de las ramificaciones del nervio tibial. Se describe la presencia de fibras nerviosas y receptores sensoriales a lo largo de todo el LCA (representando el 1% del volumen de ligamento): órganos de Ruffini, sensibles al estiramiento; corpúsculos de Paccini, sensibles a movimientos rápidos; receptores de Golgi y terminales nerviosas libres, que se encargan del dolor. Estos hallazgos anatómicos, unidos a estudios clínicos y experimentales, sugieren un rol propioceptivo del LCA (Petersen y Zantop, 2007).

El LCA tiene una escasa capacidad de cicatrización tras su lesión o reparación quirúrgica, obligando a realizar técnicas de reconstrucción-sustitución ligamentosa (Fu et al., 1999). La longitud media del LCA, tomada desde su tercio medio, oscila entre 31 y 38 mm y su anchura media es de 11 mm (Girgis et al., 1975; Penner et al., 1988). El LCA es una estructura fibrosa que se divide en varios fascículos o bandas. El número y la función de estas bandas siguen siendo un tema discutido, ya que en ocasiones es difícil distinguirlas, ni macro ni microscópicamente (Odensten et al., 1985). Habitualmente se describen dos fascículos (Figura 2):

- El fascículo posterolateral (FPL) se refiere al más posterior y externo en la tibia y al más posterior y distal en el fémur.
- El fascículo anteromedial (FAM) es el más anterior e interno en la tibia y el más proximal y anterior en el fémur.

**Figura 2.** *Visión de los fascículos anteromedial y posterolateral del ligamento cruzado anterior. Tomado de: Ayala Mejías, JD. (2014, febrero). Actualización en las Lesiones del Ligamento Cruzado Anterior. Análisis de los Resultados Mediante TAC y Escalas Clínicas. <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>*



El FAM es la parte estructural más anterior y expuesta a traumatismos. En una flexión, la rodilla tensa el FAM y el ligamento rota 90° sobre sí mismo siendo estabilizador del cajón anterior de la rodilla y adquiere mayor tensión durante la flexión (Forriol et al., 2008).

Cuando se extiende la rodilla, se tensa el FPL y el ligamento se aplana y ensancha (Girgis et al., 1975). De todas formas, aunque la disposición anatómica de ambos fascículos no está clara, sí parece que al flexionar la rodilla 90° hay estructuras fibrilares que se tensan a medida que se va flexionando la rodilla. Es por este motivo por el que algunos autores hablan de las «zonas funcionales» del LCA más que de las «estructuras anatómicas» (Odensten et al., 1985). La inserción más alta se encuentra entre las diez y las once horas y la más baja entre las siete y las ocho horas (Arnold et al., 2001). El LCA normal presenta una inserción tibial muy ensanchada, cerca del doble que en su origen femoral. Se ha considerado que la pendiente medial de la espina intercondílea medial representa el origen del margen medial del LCA nativo (Girgis et

al., 1975). Estos hechos anatómicos hacen posible explicar que un injerto tubular o rectangular no puede reproducir el aplanamiento anterior de la inserción del LCA nativo. (Girgis et al., 1975).

Además, el menisco externo que junto al interno aumenta la estabilidad y movilidad de la articulación, tienen un papel fundamental en la transmisión y descarga del peso, favorecen un mejor reparto del líquido sinovial, evitan que la cápsula sea pinzada, son receptores propioceptivos y limitan los movimientos extremos de flexión y extensión (Logerstedt et al., 2010; Schunke, 2014, pp. 394-400).

### **1.1.2. Función del ligamento cruzado anterior.**

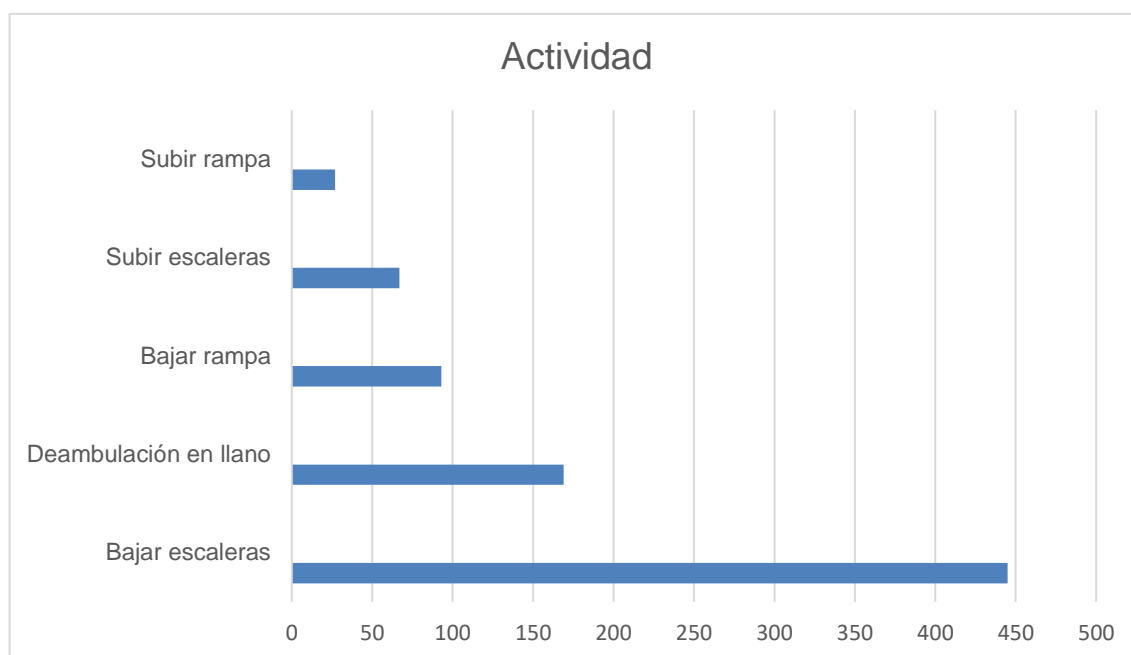
Su función depende de tres factores:

1. El grosor del ligamento que es directamente proporcional a su resistencia e inversamente proporcional a sus posibilidades de alargamiento.

2. La estructura del ligamento. Por el hecho de la extensión de las inserciones, no todas las fibras poseen la misma longitud. Se trata de un verdadero «reclutamiento» de fibras ligamentosas en el curso mismo del movimiento, lo que hace variar su resistencia y elasticidad.

3. La extensión y dirección de las inserciones. Los movimientos de cajón son movimientos anormales de desplazamiento anteroposterior de la tibia bajo el fémur. Se investigan en dos posiciones: con la rodilla flexionada en ángulo recto (prueba del cajón anterior) y con la rodilla en extensión completa (prueba de Lachman-Trillat). La resistencia media del LCA medida en personas jóvenes es de 2.160 N y la rigidez media es de 242 N/ mm (Woo et al., 1991). El LCA soporta cargas dependiendo del tipo de actividad que desarrollemos; Estas son expuestas en la figura 3.

**Figura 3.** Resistencia del ligamento cruzado anterior en newtons según el tipo de actividad. Tomado de: Ayala Mejías, J.D. (2014, febrero). Actualización en las Lesiones del Ligamento Cruzado Anterior.<http://www.medigraphic.com/actaortopedica>



### 1.1.3. Epidemiología de las lesiones del ligamento cruzado anterior.

La lesi3n del LCA es la lesi3n traumática de ligamento de la rodilla m1s com1n. Esta lesi3n tiene una influencia negativa en los niveles de actividad de los pacientes. Las lesiones del LCA son m1s frecuentes entre los 15 y los 45 a1os, con una mayor incidencia especialmente en deportistas (Larwa et al., 2021).

Los mecanismos de lesi3n del LCA se clasifican en contacto directo, contacto indirecto y sin contacto. Por lo general, se producen fundamentalmente a trav1s de mecanismos sin contacto (valgo-flexi3n y rotaci3n externa tibial asociado a rotura del ligamento lateral medial), que generan grandes fuerzas de carga interna excesiva en el LCA, lo que produce la rotura de este (Delinc3 y Ghafil, 2012; Yu y Garret et al., 2007), y corresponden con maniobras de aterrizaje y pivotaje, de giro o desaceleraci3n repentina (Larwa et al., 2021; Rodr3guez et al., 2021). Este tipo de mecanismo lesional sin contacto representa el 57% del total (Mart3n-San Agust3n et al., 2021). En otras ocasiones, tiene lugar una rotaci3n interna en una posici3n cercana a la extensi3n. Este

mecanismo implica lesión asociada de la cápsula posterolateral (Torres y Torrent, 2009).

También es común la lesión en la hiperextensión de la rodilla (se produce un aumento del tono muscular del cuádriceps y de los gastrocnemios que producen una anteriorización de la tibia junto con un valgo dinámico), (Figura 4).

**Figura 4.** *Ligamento cruzado anterior de la rodilla: Función.* Tomado de: Monasterio, A. (2019, febrero). <https://www.blogdefisioterapia.com/ligamento-cruzado-anterior-de-la-rodilla-funcion/>



También se describen rupturas de LCA en flexión forzada de rodilla (Meuffells et al., 2012). En la lesión del LCA, influye además la posición de las distintas articulaciones del miembro inferior, que determinan las fuerzas o cargas que se ejercen sobre el ligamento, como son el grado de flexión de la cadera o de la flexión plantar del tobillo en los aterrizajes de los saltos (Kim et al., 2015; Meuffells et al., 2012). Adicionalmente, la lesión en el menisco externo es más grave que en el menisco interno, porque tiene mayor importancia funcional en relación con la estabilidad de la rodilla. Las lesiones mensicales se deben a un movimiento forzado o excesivo de extensión y/o rotación con la rodilla flexionada, combinado con la acción del peso corporal, y sobre todo, en un momento en el que el tobillo-pie se encuentra fijo en el suelo (Kim et al., 2015; Renström et al., 2008).



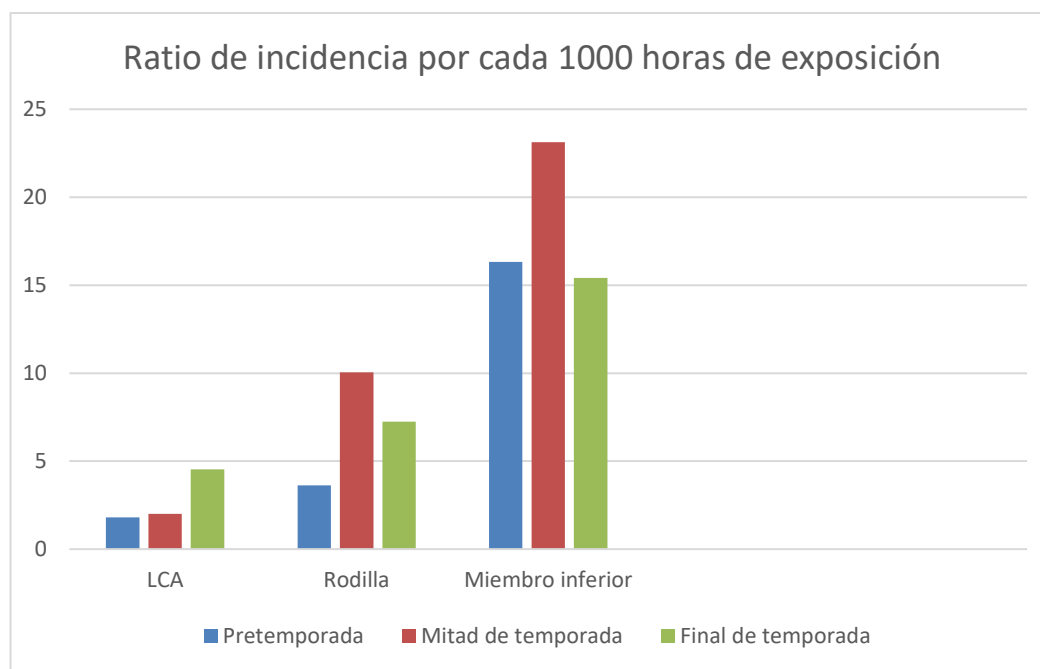
Los pacientes con roturas del LCA se quejan de oír o sentir un chasquido, hinchazón, dolor importante e inestabilidad articular (Rodríguez et al., 2021). En cualquier caso, el diagnóstico se realiza con una combinación de la historia clínica del paciente, el examen clínico, la imagen de la resonancia magnética, y la aplicación de las reglas de Ottawa para la rodilla para descartar otras lesiones (Filbay y Grindem, 2019).

De todas las lesiones de rodilla, las del LCA ocupan, según distintos autores, en torno a un 45%, que asciende a un 75% cuando se trata de lesiones deportivas que necesitan cirugía, siendo la lesión responsable de la mayoría de las intervenciones quirúrgicas. Esta incidencia global se traduce, en que, en mujeres, de cada 1000 partidos, combinando todos los deportes, se producen un 0,08% lesiones de este tipo, siendo los deportes de mayor riesgo para las mujeres, el fútbol y el baloncesto, con un riesgo de sufrir una lesión del LCA del 1,1% y el 0,9%, respectivamente. Mientras que en deportistas masculinos, la incidencia global de lesiones del LCA es del 0,05 por 1000 partidos. Sin embargo, si solo se evalúa el fútbol, se producen 8 lesiones cada 1000 partidos (0,8%) (Alshewaier et al., 2017; Kaeding et al., 2017; Torres y Torrent, 2009). Es en este deporte, el fútbol, donde el ratio de incidencias es mayor (0,31 por cada 1000 horas de exposición) (Martín-San Agustín et al., 2021).

Muchos estudios, algunos anteriormente citados, confirman que se producen una gran cantidad de lesiones en deportes de contacto, principalmente deportes como el voleibol, beisbol, baloncesto, balonmano, rugby, fútbol o esquí (Noyes y Barber-Westin, 2017; Van Melick et al., 2016), si bien, el mecanismo de lesión en la mayoría de los casos se produce sin contacto directo., aunque la presencia de rivales cerca aumenta el riesgo de sufrir esta lesión, por eso en los deportes de contacto es donde más lesiones se encuentran (Kaeding et al., 2015; Kaeding et al., 2017). La revisión de Larwa et al. (2021), que incluyó 12 estudios entre 2004 y 2018, revela que la mayoría

de las lesiones en los estudios de análisis de vídeo se produjeron cuando los deportistas estaban en situación de ataque (47%), mientras tenían el balón (29%) o realizaban un movimiento de corte (20%). Además, las lesiones observadas se produjeron principalmente en jugadores de baloncesto (47%), balonmano (24%), rugby (13%), y fútbol (12%) (Larwa et al., 2021). En la figura 5 se describe la ratio de incidencia de las lesiones de rodilla y, concretamente, del LCA (Martín-San Agustín et al., 2021).

**Figura 5.** Índice de incidencia de lesiones de rodilla y del ligamento cruzado anterior según periodo de la temporada en las jugadoras españolas de fútbol de primera división española femenina. Tomado de: Martín-San Agustín (2021) *Epidemiology of Injuries in First Division Spanish Women's Soccer. Players. International journal of environmental research and public health. Elaboración propia.*



Otros autores compararon diferentes patrones de lesiones con respecto a disciplinas deportivas específicas e informaron que, en comparación con el fútbol, el esquí tenía una mayor probabilidad de sufrir lesiones aisladas del LCA y otras lesiones de ligamentos, pero una menor probabilidad de sufrir lesiones de menisco y cartílago (Feucht et al., 2015).

La lesión meniscal es la segunda afectación más común en la rodilla aumentando considerablemente cuando aparece combinada con la rotura del LCA, afectando a 61 de cada 100.000 personas, con predominio del sexo masculino (Logerstedt et al., 2010).

En Dinamarca, los registros muestran una incidencia de 38 casos por cada 100.000 habitantes para hombres y mujeres de todas las edades, y 91 por cada 100.000 entre los 15-39 años (Lind et al., 2009). La incidencia es de 84/100.000 personas en EE.UU., 78/100.000 personas en Suecia y la edad media de la lesión es de 32 años (Domnick et al., 2016).

El 3 % de los deportistas aficionados resultan afectados cada año del LCA frente al 15 % en deportistas de elite (Alshewaiier et al., 2017). Se estima que la incidencia de las roturas de ligamentos de la rodilla, principalmente del LCA y del ligamento colateral medial, es de 1 por cada 3500 personas al año en la población deportista (Larwa et al., 2021; Evans y Nielson, 2021; Takazawa et al., 2016).

De esta forma, se muestra que la prevalencia de la lesión del LCA ha aumentado en las últimas décadas conforme ha aumentado la población dedicada a la práctica deportiva. Sólo en EE. UU. hubo unas 120.000 roturas del LCA por año, de las cuales, cirugías de reconstrucción se produjeron aproximadamente 100.000 por año (Kennedy et al., 2010), con una prevalencia estimada de una rotura de LCA por cada 300.000 habitantes (Kiapur y Murray, 2014).

La importancia del LCA en la mecánica y la estabilidad de la rodilla está hoy día perfectamente definida, lo que ha proporcionado un mayor interés en su reparación para restablecer una función articular normal (Torres y Torrent, 2009).

En España, en el año 2014, se hizo un estudio al objeto de conocer el número de artroscopias realizadas en territorio nacional. Se calcularon 33.736 cirugías artroscópicas de rodilla, de las cuales, el 30% (10.121) serían plastias de LCA. En ese

estudio, también se evidenció cómo se han ido incrementando progresivamente las reconstrucciones del LCA, incrementándose de un 22% en el año 2000 al 30% en 2014 (Prieto Deza et al., 2017).

Las mujeres presentan entre 2 y 8 veces más roturas de LCA que los varones que desarrollan la misma actividad deportiva. Se han señalado diferentes factores que podrían explicar esta discordancia: la morfología y la mayor laxitud articular, el grado de preparación física, o las diferencias en el ángulo Q, entre otros (Vaquero et al., 2008). Desde que la mujer se ha ido introduciendo en las mismas actividades deportivas que los hombres, ha surgido un especial interés en resolver si existen diferencias, en cuanto al sexo, en la facilidad de sufrir una lesión en este ligamento al practicar la misma actividad. Los trabajos realizados señalan que la incidencia de la lesión es mayor en mujeres que en hombres en condiciones comparables, siendo del orden de 2,5 veces más en mujeres que en hombres (Takahashi y Okuwaki, 2017; Mountcastle et al., 2007). Además de la exposición en la práctica deportiva, otro factor podría ser la influencia de ciertas hormonas que se producen en mayor cantidad en la mujer, como causa de este aumento de la lesión del LCA. Durante la fase folicular y en la ovulación del ciclo menstrual la cantidad de estrógenos es más elevada asociándose esta fase con una mayor probabilidad de lesiones, en concreto, un 35%, frente al resto del ciclo menstrual. La razón estriba en los efectos del estrógeno sobre el tejido conjuntivo. En el caso del LCA, se ha observado un descenso en la cantidad de tejido colágeno y una merma en la fuerza tensil del ligamento (Gray et al., 2016). Diferentes ensayos concluyen que la administración de fármacos anticonceptivos reduce el número de lesiones en un 18% (Gray et al., 2016). Si bien, esta no es la causa que explica las diferencias entre ambos sexos, sí se ha de considerar como un factor de riesgo.

Las lesiones del miembro inferior, especialmente del LCA, se encuentran entre las lesiones deportivas más costosas económicamente, y con frecuencia requieren cirugía y rehabilitación a largo plazo (Joseph et al., 2013; Mather et al., 2013). La lesión del LCA ha supuesto un gasto de 3 billones de dólares entre diagnósticos, cirugías y rehabilitación en EE. UU. (Luc et al., 2014), y actualmente, supone por sí sola, un gasto de 7.000 millones de dólares en EE. UU. (Siouras et al., 2022).

#### **1.1.4. Factores de riesgo de la lesión del ligamento cruzado anterior.**

Se pueden identificar algunos factores como el sexo (sexo femenino), la participación en un tipo de deporte (deportes llamados “de contacto”), y el nivel de actividad (Kaeding et al., 2015).

Se pueden identificar también algunos parámetros anatómicos como:

- La alineación de los miembros inferiores en valgo, es decir, una combinación de la cadera orientada en rotación interna y aducción, con la rodilla en flexión y rotación interna (Kaeding et al., 2015). El cambio de dirección en un deporte provoca, especialmente en las mujeres, la colocación de sus rodillas en valgo, lo que aumenta el estrés mecánico del ligamento (Evans y Nielson, 2021).

- El ángulo  $\beta$ , ángulo formado por la línea de Blumensaat, que corresponde al techo de la fosa intercondilar del fémur, y el eje longitudinal del fémur. Un ángulo  $\beta$  mayor puede hacer que el LCA esté más horizontal, y por lo tanto, puede pinzarse más fácilmente contra la muesca intercondílea anterior, lo que provocaría más lesiones del LCA. No obstante, varios estudios han propuesto que el riesgo de lesión del LCA es multifactorial y que el ángulo  $\beta$  podría no ser la única causa de la lesión (Shen et al., 2018; Fernández-Jaén et al., 2015).

- Una mayor inclinación del platillo lateral de la tibia puede generar una mayor fuerza de traslación que podría dar lugar a un mayor movimiento anterior de la tibia. Se sabe que una de las principales funciones del LCA es evitar el movimiento anterior de

la tibia. Por lo tanto, una mayor inclinación de la tibia puede producir mayor tensión e incluso la ruptura del LCA (Kaeding et al., 2015; Shen et al., 2018).

- El tamaño disminuido del LCA, especialmente en el caso de las mujeres, lo que induce una falta de absorción de energía (Kaeding et al., 2015).

Este conjunto de factores puede depender del control neuromuscular o de la biomecánica de los miembros inferiores (Evans y Nielson, 2021).

Además, la bibliografía actual es variada en lo que respecta a los factores de riesgo biomecánicos de las lesiones del LCA. Encontramos que los aterrizajes rígidos, la mala estabilidad del core, la escasa fuerza de abducción de la cadera, el aumento del valgo de la rodilla, y el aterrizaje en posición de golpe de talón, que disminuye la amortiguación del impacto al tener menor participación de los gastrocnemios, pueden aumentar el riesgo de lesión del LCA, y son particularmente frecuentes en las mujeres deportistas en comparación con los hombres deportistas (Larwa et al., 2021).

#### **1.1.5. Lesiones asociadas a la ruptura del ligamento cruzado anterior.**

Una rotura o una deficiencia crónica del LCA permite una traslación y una rotación anormal de la tibia. Al caminar o al correr se puede inducir a otras condiciones patológicas de rodilla entre las que se encuentra la inestabilidad de rodilla, la afectación meniscal y de la superficie condral, generando artrosis (Anderson et al., 2016; Kiapur y Murray., 2014; Luc et al., 2014; Papathanasiou et al., 2016). Los mecanismos que contribuyen a la aparición de la osteoartritis tras una lesión del LCA no están del todo claros, pero las hipótesis se centran en las influencias de los procesos bioquímicos alterados, las alteraciones biomecánicas, y los déficits en la función neuromuscular (Luc et al., 2014).

En un estudio basado en el registro noruego de lesiones ligamentarias de rodilla, se revisaron 3475 pacientes con reconstrucción del LCA y demostraron que la probabilidad de presentar lesiones de cartílago aumenta 1% por cada mes transcurrido

desde la lesión inicial hasta la cirugía, siendo 2 veces más frecuente cuando los pacientes presentaban lesiones meniscales asociadas y viceversa (Lars-Petter et al., 2009).

La evidencia científica existente presenta resultados cuantitativos acerca de la rotura aislada o combinada con lesiones meniscales o de los ligamentos colaterales, que producen cambios radiográficos degenerativos en el 60% y al 90% de los pacientes, de 10 a 15 años después de la lesión (Hughston, 1985; Karholm et al., 1988; Noyes et al., 1983; Paterno, 2017).

Algunos autores valoran la relación edema óseo-lesión meniscal tras la lesión del LCA, de manera que un edema óseo más extenso sugiere una lesión mayor y una mayor prevalencia de lesiones meniscales asociadas a la ruptura del LCA (Yoon et al., 2011; Illingworth et al., 2014). Viskontas et al. (2015) concluyeron que las lesiones del LCA producidas sin contacto conllevaban mayor severidad de edema óseo.

Esta lesión suele alterar el equilibrio entre la movilidad y la estabilidad de la articulación, lo que provoca daños en otros tejidos blandos que se manifiestan en forma de dolor y otras morbilidades, como la artrosis (Mohieldin et al., 2011).

Existe evidencia que indica que los cambios degenerativos en el cartílago articular que pueden derivarse de la lesión del LCA justifica la precoz reconstrucción del LCA, disminuyendo la incidencia de lesiones meniscales y condrales. La relación entre la reconstrucción y la prevención de cambios degenerativos es más controvertida.

Sin embargo, la reconstrucción por sí sola no elimina la amenaza de la futura evolución a la artrosis, pero sí podría reducir la evolución de esta lesión asociada, si ya estaba o si se ha producido como consecuencia de la lesión del LCA (Church y Keating, 2005). De todas formas, estructuras como los meniscos y el cartílago articular una vez lesionadas no recuperarán nunca su estructura y morfología original (Prodromos y Brown 2007; Shelbourne y Heinrich 2004). Por lo cual, para evitar daños a medio y

largo plazo en pacientes jóvenes, se recomienda que la reconstrucción sea realizada antes de los 12 meses ocurrida la lesión, para así reducir la posibilidad de aparición de inestabilidad inducida por la lesión del menisco medial, habiéndose observado una tendencia estadísticamente significativa para el desarrollo de patología meniscal medial si la duración desde la lesión hasta la reconstrucción era superior a un año, lo que, a su vez, aumentaría el riesgo de lesiones condrales (Kennedy et al., 2010).

Por otro lado, se han examinado los distintos modelos de desgarro meniscal en lesiones agudas, subagudas, subcrónicas y las rupturas crónicas del LCA, demostrándose una mayor incidencia de rupturas de menisco medial en rodillas con insuficiencia crónica del LCA. El daño meniscal se asocia entre el 25% al 45% de las roturas del LCA (Luc et al., 2014). Así pues, los hombres menores de 30 años con lesión de LCA por contacto, tienen un mayor riesgo de padecer una lesión meniscal asociada, recomendándose su tratamiento artroscópico temprano (Feucht et al., 2015). Sin embargo, no existe evidencia clara con respecto al momento de la reconstrucción en lo que se refiere a la reducción de la tasa de patología meniscal, y menos aún, en relación con la prevención de la lesión condral. (Fithian et al., 2002).

La evidencia muestra la alteración de otros tejidos tras la lesión de LCA. En ese sentido, el dolor producido por la artrosis de rodilla, derivada en muchos casos de la lesión de LCA, se debe a un trastorno articular que se manifiesta gradualmente de forma intermitente con variabilidad en su gravedad. Este síntoma, provoca alteraciones en la funcionalidad y pérdida de la calidad de vida (O'Neill y Felson, 2018), especialmente en los grupos de población de adultos mayores de 65 años (Neogi, 2013). Entre los factores predisponentes al dolor artrósico se identifica la interacción de componentes biomecánicos y contextuales. En relación con el componente biomecánico, es habitual encontrar rotura del cartílago, cambios óseos de la articulación, deterioro de tendones y ligamentos, lo que representa un factor de



desarrollo de la osteoartritis (Deshpande et al., 2016). Respecto al componente contextual, estos cambios parecen tener relación con antecedentes familiares, edad y obesidad, la alineación de las extremidades inferiores (genu valgo o varo) o trastornos metabólicos como diabetes o inflamación por síndromes metabólicos (Deshpande et al., 2016). Independientemente de su origen, la artrosis condiciona en algunos pacientes rigidez matutina, presencia de crepitación o movimiento restringido y un deterioro de la función de moderado a severo (Neelapala, 2019). Es habitual encontrar dolor generalizado y no solo en estructuras locales (De Oliveira et al., 2019). En los casos de enfermedades avanzadas o fracaso del tratamiento conservador se recurre a la intervención quirúrgica (artroscopia, reparación de cartílago, osteotomías, artroplastias parciales y totales de rodilla) que han demostrado eficacia clínica (Parrate et al., 2015; Skou et al., 2015).

En España, la Asociación Española de Artroscopia indica que se realizan 16.821 plastias de LCA anuales, lo que representaría una prevalencia de 4 casos por cada 1.000 habitantes al año; y que una de cada 5 artroscopias realizadas en nuestro país tiene como objetivo la reconstrucción del LCA (Asociación Española de Artroscopia, 2001). Según la Asociación, en 2014, se realizaron 33.731 artroscopias, siendo el 56,32% de rodillas. De estas, el 56% se debieron a meniscopatías y el 29% a reconstrucciones del LCA (Asociación Española de Artroscopia, 2017).

Actualmente existe una tendencia creciente hacia la reconstrucción inmediata de la lesión, ya que el resultado funcional sería mejor y minimizaría el riesgo de desarrollo de patología meniscal. Sin embargo, parece que no hay ventaja funcional de la reconstrucción inmediata de la lesión sobre la cirugía diferida hasta tres meses después de la lesión. A partir de los 3 meses de espera para la reconstrucción aumentaría la incidencia de lesiones meniscales (Church et al., 2006). Parece existir, pues, acuerdo en la necesidad de reconstruir el LCA lo antes posible, si bien, algunos

autores sugieren esperar a la resolución de hemartros, el restablecimiento de la marcha normal y el rango de movimiento de la rodilla antes de intervenir. No está claro, sin embargo, en cuánto tiempo puede demorarse la reconstrucción antes de que el menisco comience a sufrir cambios degenerativos (Asano et al., 2004).

A mayor tiempo de evolución, mayor es el número de lesiones asociadas y mayor la severidad de las mismas. Se observa que la incidencia de lesiones, sobre todo las condrales, comienzan a aumentar en cantidad y gravedad después de los 12 meses de evolución desde la lesión, en cambio para las lesiones meniscales, la curva es progresiva y sin cambios abruptos (Marangoni et al., 2011).

#### **1.1.6. Manifestaciones clínicas y criterios diagnósticos.**

El diagnóstico del LCA se realiza habitualmente con la Resonancia Magnética, con la clínica del paciente y la exploración física. La RM es la técnica de imagen de elección en la valoración de las lesiones del LCA, utilizando un protocolo estándar que muestra una sensibilidad y una especificidad del 94% en las roturas del LCA (Cruz et al., 2020). La mayor incidencia de lesiones del LCA se producen como consecuencia de traumatismos indirectos sobre la rodilla durante la práctica deportiva en pacientes jóvenes, las cuales frecuentemente no son diagnosticadas en el momento inicial (Noyes et al., 1983).

Los síntomas más frecuentes tras la lesión del LCA son dolor, inflamación y derrame articular. En estos casos de inflamación, hay aparición de hemartros en las primeras 24h. También se produce tumefacción articular leve y sensación de fallo-inestabilidad de rodilla, fundamentalmente en actividades de torsión y desaceleración. En la exploración física se detectará la laxitud articular anteroposterior y anteroexterna (Paterno, 2017).

En estudios muy recientes se ha demostrado que no siempre se recupera la inestabilidad rotacional con la ligamentoplastia del LCA, por ello, la prueba de *pivot-shift* es útil para valorar la inestabilidad combinada, tanto rotacional como anteroposterior, así como la prueba de Lachman y la prueba del cajón anterior (Lane et al., 2008; Allott et al., 2022). Sin embargo, la precisión del test de Lachman es más baja de lo esperado, y en todo caso, funciona bien si no existen lesiones concomitantes de otros ligamentos, lo cual es difícil de valorar en sí mismo, por lo que se da mayor relevancia al test de *lever sign* y la maniobra de *pivot-shift* (Sokal et al., 2022). Con el paso del tiempo tras la lesión, son frecuentes los episodios repetidos de fallo-inestabilidad articular, fundamentalmente durante maniobras de salto-desaceleración (Dienst et al., 2002). Estas maniobras, bajo la influencia del peso corporal, provocarán daños articulares secundarios como lesiones meniscales, condrales y cápsulo-ligamentosas (Woo et al., 2006; Yu et al., 2002; Beynnon et al., 2005) aumentando el grado de laxitud articular y aumentando un deterioro articular progresivo (Noyes et al., 2000; Stanitski, 1995). Esto condicionaría la capacidad funcional del paciente, aceptándose la llamada «regla de los tercios» (Noyes et al., 1983; Kirkendall y Garret, 2000; Bealle y Johnson, 1999) en la que tras una lesión del LCA, un tercio de los pacientes (36%) pueden realizar actividad deportiva a nivel recreativo, con síntomas mínimos u ocasionales; un tercio de los pacientes (32%) deberá renunciar a realizar actividad deportiva a nivel recreativo, pero no tendrá problemas en las actividades cotidianas, y un tercio de los pacientes (32%) sufrirá síntomas con las actividades cotidianas.

## **1.2. Alteraciones del equilibrio en las lesiones del ligamento cruzado anterior.**

### **1.2.1 Fisiología del equilibrio.**

#### **1.2.1.1. La postura.**

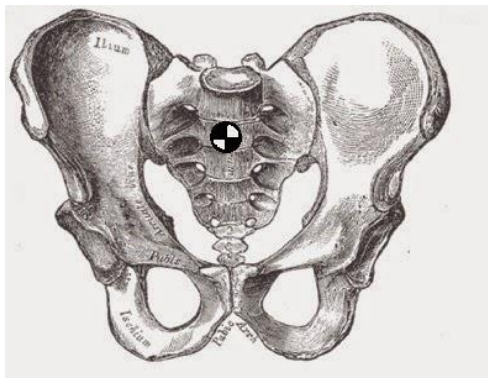
La postura se define como la posición de todo el cuerpo o de un segmento corporal en relación con la gravedad y resulta del equilibrio entre las fuerzas antigravitatorias y la gravedad. Es un concepto descriptivo que corresponde a la posición de los diferentes segmentos corporales en un momento dado, sujetos a unos mecanismos nerviosos que aseguran el mantenimiento de esa posición (Gil, 2004).

Conviene recordar algunos de los conceptos físicos que intervienen en la postura:

#### **1. Centro de gravedad (CDG):**

Se define como el punto donde se aplica la resultante de las fuerzas gravitatorias que actúan en los diversos puntos del cuerpo humano. Se encuentra situado por delante de la segunda vértebra sacra (figura 6) en un individuo en reposo y en bipedestación, aunque se modifica a lo largo de la vida, varía según el sexo y la estructura corporal y cuando realizamos movimientos. Por lo tanto, el CDG se va desplazando, no es punto fijo (Miralles, 2007).

**Figura 6.** Centro de gravedad. Tomado de: *Fisioterapia* (2013, mayo). <https://fisioterapia.blogspot.com/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>



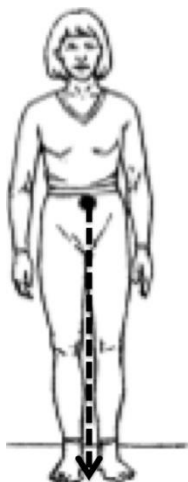
2. Eje de gravedad:

Es una línea imaginaria que uniría el CDG del cuerpo con el centro de la tierra (Le Huec et al., 2011). Varía con los cambios de posición del cuerpo, como varía el CDG. Al hablar de postura ideal en bipedestación se toma como referencia una “línea de gravedad” que atraviesa las estructuras anatómicas siguientes: apófisis mastoidea, acromion, uniones de las curvas anteroposteriores de la columna, articulación de la cadera, articulación de la rodilla y maléolos laterales. Cuando las líneas de referencia se desvíen de estos puntos, se hablará de malas posturas.

3. Base de sustentación:

Es el polígono limitado por el borde externo de ambos pies y las líneas que unen la parte más posterior del talón y la más anterior del antepié. Para que el cuerpo se encuentre en equilibrio estable en bipedestación, el eje de gravedad debe encontrarse dentro de la base de sustentación (Figura 7) (Vernazza et al., 1996). Sin embargo, el cuerpo nunca está quieto, sino que presenta pequeños balanceos, fundamentalmente en dirección anteroposterior. El sistema neuromuscular, mueve el centro de presiones continuamente, alrededor del centro de masas para asegurar la estabilidad (Benda et al., 1994).

**Figura 7.** *Proyección vertical de la línea de gravedad en bipedestación (Tomado de: Vernazza et al., 1996).*



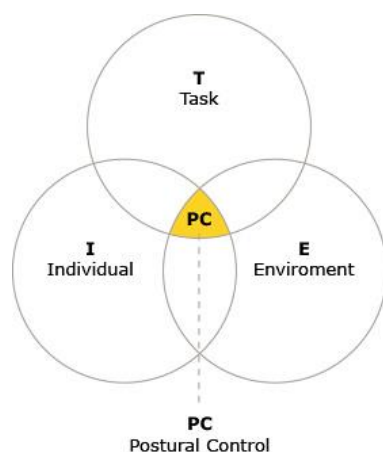
#### 4. Triángulo de apoyo:

Une la parte más posterior del talón con la parte más externa del 5º dedo por fuera y la interna del primer dedo por dentro. Para que el cuerpo se encuentre en equilibrio estable en apoyo unipodal, el eje de gravedad debe estar dentro del triángulo de apoyo (Gil, 2004). El individuo en estado normal y en bipedestación estática mantiene su CDG en el centro de apoyo de ambos pies, y estará en situación de equilibrio. El concepto de control postural (CP) incluye aspectos como la estabilidad en posiciones estables, la percepción de la orientación espacial, la alineación corporal, mantenerse contra la gravedad anticipándose al movimiento y durante su ejecución (locomoción, cambios de postura), y la respuesta a perturbaciones de origen sensorial o mecánico (Güeita-Rodríguez, 2012).

De esta manera, la definición más consensuada sobre el CP es la de Horak (1987) que lo define como “la capacidad de mantener el equilibrio y la orientación en un ambiente gravitacional”. Esta definición incluye los términos equilibrio, orientación y ambiente. Los dos primeros hacen referencia al propio individuo y el tercero se refiere al contexto en el que el individuo debe realizar una determinada tarea. Por lo tanto, el

CP emerge de la interacción del individuo con la tarea y el ambiente (Figura 8), (Shumway-cook y Woollacott, 1995).

**Figura 8.** *Elementos de interacción del control postural (Tomado de: Shumway-Cook y Woollacott, 2007).*



La postura humana en bipedestación requiere entre otros, para ser estable, que la musculatura se adapte a los cambios, para ello precisa de la integridad de los receptores musculares, tendinosos y ligamentosos; del sistema vestibular; del sistema visual; y del sistema somatosensorial (Rodríguez-Bonache y Rodríguez-Bonache, 2012).

#### **1.2.1.2. El equilibrio.**

Se define como el estado de estabilidad de la posición del cuerpo en el espacio. También se define como la capacidad de controlar el centro de masa de nuestro cuerpo dentro de la base de apoyo, manteniendo su proyección vertical o CDG dentro de los límites de estabilidad, entre los cuales el cuerpo puede mantener su estabilidad sin necesidad de modificar la base de sustentación, con el fin de prevenir caídas y completar los movimientos deseados (Sibley et al., 2011).

Los mecanismos de información anterógrada deben incluir las señales que se deben al propio movimiento y que puedan anticipar las modificaciones que tienen lugar en el sistema del CP (Rodríguez-Bonache y Rodríguez-Bonache, 2012).

Según la primera ley de Newton, se entiende que un cuerpo está en equilibrio cuando el resultado de las fuerzas y momentos que actúan sobre él es cero.

Para que un cuerpo se mantenga en equilibrio y no caiga, su CDG que es la proyección vertical de su centro de masas sobre la superficie terrestre (Winter, 1995), debe de encontrarse dentro de su base de sustentación, que es la superficie de ese cuerpo en contacto con la superficie sobre la que se apoya (Pollock et al., 2000).

En el caso del cuerpo humano, debido a que no es un cuerpo rígido, el centro de masas (COM, del inglés "*centre of mass*"), es el punto equivalente en el espacio de la masa corporal total, y resulta ser, la media de la masa del COM de cada segmento corporal (Winter, 1995b).

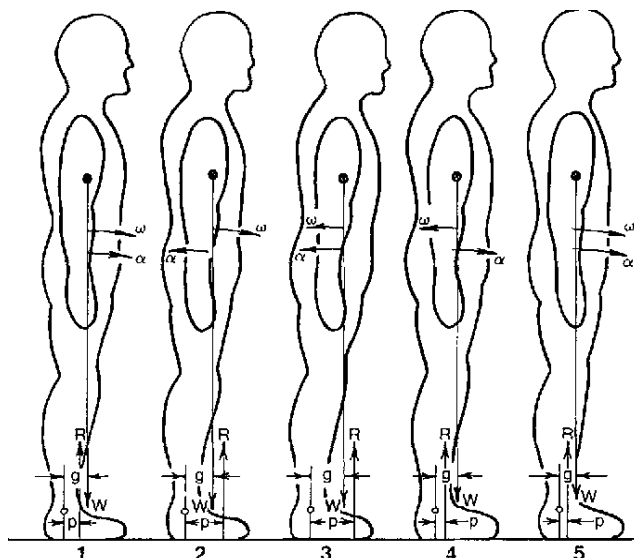
El COM se mueve constantemente. El ser humano realiza unas correcciones posturales, que consisten en ajustes musculares, sobre los momentos de fuerza de las articulaciones, principalmente de tobillo y cadera, las cuales generan fuerzas de reacción de la superficie de apoyo que permiten mantener el equilibrio (Laessoe, 2007).

Estas fuerzas de reacción de la superficie de apoyo es lo que se conoce como centro de presiones (COP del inglés "*centre of pressure*"). El COP es la localización puntual de la fuerza de reacción vertical de la tierra. Se representa como la media de todas las presiones sobre la superficie del área en contacto con la tierra y es independiente del COM (Winter, 1995).

La tarea del CP del ser humano, en posición bípeda, puede ser vista como equilibrar un péndulo invertido de gran peso en lo alto (Figura 9). El segmento superior, el cual contiene sobre el 60% del total de la masa corporal es equilibrado sobre dos segmentos mucho más ligeros, los miembros inferiores.



**Figura 9.** Modelo de péndulo invertido. Descripción de cinco posiciones diferentes que muestran la localización del CDG ( $g$ ) y del COP( $p$ ) asociadas a la aceleración ( $\alpha$ ) y a la velocidad angular ( $\omega$ ) (Tomado de: Winter, 1995b).



Esto hace que el ser humano sea un sistema inestable salvo que un sistema de CP esté actuando constantemente (Yang et al., 1990).

Estando en bipedestación, como se observa en la figura anterior, un ligero movimiento hacia delante del tronco conllevaría que el CDG estuviera situado con anterioridad al COP de la planta de los pies (posición 1). Esto conllevaría una aceleración angular y el cuerpo tendería a ir hacia adelante. Para evitar esto, el ser humano activa los músculos flexores plantares de tobillo lo que hace que el COP se interiorice y se sitúe por delante del CDG (posición 2) contrarrestando así la aceleración angular producida. Cuando esto sucede, el cuerpo tiende a experimentar un desplazamiento posterior (posición 3). El sistema nervioso central percibe esta información y lo que hace es desplazar el COP hacia atrás (posición 4), posteriorizándolo respecto al CDG (posición 5) y así, continuamente (Winter, 1995).

El equilibrio juega un papel decisivo en el desarrollo del ser humano y, posee consecuentemente, gran influencia sobre el nivel de participación y calidad de vida de las personas (Verbecque et al., 2015).

La lesión del LCA puede conllevar alteraciones en la propiocepción y, por tanto, en el equilibrio y en la estabilidad articular, debido a la pérdida de mecanorreceptores cápsulo-ligamentosos (Collins et al., 2017; Josa Bullick, 1996). Lazzaretti (2016) mostraron en un grupo de pacientes con rotura de LCA, un mayor desplazamiento mediolateral que el grupo de control, según la prueba de apoyo unipodal con los ojos cerrados y la prueba de flexión dinámica de la rodilla. Utilizando la flexión de rodilla y el apoyo unipodal, Lysholm y Ledin (1998) observaron un cambio en la posición anteroposterior del COP en condiciones de ojos abiertos en pacientes con lesiones crónicas del LCA. Además, Tecco y Salini (2006) informaron de mayores desplazamientos anteriores y medial bajo condiciones dinámicas de ojos cerrados en pacientes con lesión del LCA que en pacientes no lesionados.

Muchos pacientes experimentan dolor y, debido a ello, desuso de la extremidad con la consecuente atrofia muscular, lo que implica, además de una pérdida de fuerza, una mayor sensación de inestabilidad articular (Kiapour y Murray, 2014).

En la ubicación del cuerpo, la información sensitiva proveniente del oído interno, y de los propioceptores articulares y musculares indica al encéfalo la localización de diferentes partes del cuerpo en relación unas con otras y con el entorno.

Nuestro sentido del equilibrio está mediado por las células ciliadas del oído que revisten el aparato vestibular. Las células ciliadas funcionan igual que las de la cóclea, y son la gravedad y la aceleración las que proporcionan la fuerza para mover los estereocilios (Silverthon, 2010).

### **1.2.1.3. Organización central del control del equilibrio.**

Se basa en 4 elementos:

1. Valor de referencia estabilizado: en condición estática el valor de referencia para mantener el equilibrio es la proyección al suelo del CDG.

2. Señales detectoras de error; son informaciones de origen propioceptivo, laberintico, visual, y cutáneo, que provocan la corrección apropiada.

La sensibilidad propioceptiva informa a los centros nerviosos superiores de la posición de las diferentes partes del cuerpo en el espacio. La propiocepción comprende las señales que tienen origen en el huso neuromuscular que recoge información del grado de estiramiento muscular; del órgano tendinoso de Golgi que nos informa sobre la magnitud de los desplazamientos imprimidos a las palancas óseas por los músculos y la intensidad de las tracciones ejercidas por los músculos y sus inserciones tendinosas; y los receptores artrocinéticos de los ligamentos y cápsulas.

El sistema vestibular informa de los cambios de posición del cuerpo, así como de la aceleración y desaceleración en el sentido vertical y horizontal. Es muy sensible a cualquier variación, proporcionando unas respuestas precisas, rápidas y ajustadas. Los impulsos que parten de estos mecanorreceptores vestibulares también alcanzan la corteza cerebral y son responsables de la percepción consciente del movimiento, proporcionando parte de la información necesaria para nuestra orientación en el espacio.

El sistema visual nos puede informar también sobre los movimientos y posiciones del cuerpo y dirigir las correcciones que se requieran, siendo especialmente importante si falla la sensibilidad profunda, ya que se necesitará de él para conseguir mantenerse en pie y avanzar (Gil, 2004).

3. Esquema corporal postural: informa sobre la posición de unos segmentos posturales respecto a otros por medio de aferencias de los husos musculares, sobre la orientación del cuerpo respecto a la vertical por medio de los receptores vestibulares y graviceptores somáticos y sobre sus propiedades dinámicas.

4. Reacciones posturales: son continuas o discontinuas y utilizan una serie de sinergias (conjunto determinado de contracciones musculares que tienden a mantener el equilibrio postural) que pueden asegurar una rápida corrección de la postura.

Así, el sistema vestibular que capta la posición y los desplazamientos de la cabeza en el espacio y la vista que da información de la relación que mantenemos respecto al mundo exterior (Gil, 2004).

El movimiento modifica la proyección del CDG sobre el suelo, convirtiéndose en una fuente de desequilibrio. Para compensarlo, el cerebro puede utilizar dos mecanismos: ajuste corporal reaccional, que puede producirse con cierto retraso, sin llegar a anular completamente el desequilibrio, y ajuste corporal anticipado, que se produce antes del inicio de desequilibrio, y disminuye su efecto (Gil, 2004).

#### **1.2.1.4. Control motor.**

El control motor (CM) se define como la capacidad para regular o dirigir los mecanismos esenciales para el movimiento (Shumway-Cook et al., 2007). También se define como la transmisión sistemática de impulsos nerviosos desde la corteza motora a las unidades motoras, que produce contracciones coordinadas de los músculos (Mosby, 2009). El CM es un proceso complejo que integra la recepción y organización de la información sensorial y la planificación y ejecución del movimiento.

A veces la información visual y la vestibular-propioceptiva pueden entrar en conflicto; en este caso predomina el estímulo visual, que es insuficiente para diferenciar entre el movimiento de los objetos y el propio, y puede llevar a error si se considera de un modo aislado (Rama López y Pérez Fernández; 2004). Por lo tanto, el sistema nervioso central debe reconocer la discrepancia y seleccionar la información correcta.

Entre las funciones del cerebelo destacan la secuenciación y ajustes temporales de la actividad motora, el aprendizaje motor (proceso de detección y corrección de la discrepancia entre lo planificado y el movimiento realizado) y la capacidad de predecir cuándo se va a producir un estado de desequilibrio e instantáneamente llevar a cabo las correcciones necesarias (Bonan et al., 2004).

Para que haya un CM adecuado se precisa la integridad de los receptores cutáneos, articulares y musculo-tendinosos (Alcántara Bumbiedro, 2010).

Una de las características del sistema nervioso es su capacidad para controlar los distintos tipos de movimientos. Las acciones integradoras del sistema nervioso dependen, a su vez, de la interacción entre los sistemas motor y sensitivo, para así, efectuar un movimiento determinado o adoptar una postura concreta (Rodríguez-Bonache y Rodríguez-Bonache, 2012).

### **1.2.2. Descripción de las alteraciones del equilibrio.**

La relación existente entre los mecanorreceptores del LCA y los músculos sinérgicos de estos es lo que permite hacer una descripción de los mecanorreceptores y de los husos neuromusculares detallando que la alteración de uno afecta al comportamiento del otro, y por tanto, a la función estabilizadora en la rodilla con afectación del LCA.

#### **1.2.2.1. Los mecanorreceptores.**

Los sistemas sensoriales constituyen la parte del sistema nervioso especializado en captar, transformar en código nervioso y dar significado a los estímulos naturales

del entorno que inciden sobre el organismo. La sensibilidad propioceptiva es la que recibe estímulos relacionados con la posición, el equilibrio y sus cambios en el sistema muscular. La cinestesia proporciona información sobre el movimiento, aceleración y deformaciones mecánicas, tales como la presión, inclinación o elongación del tejido que informan de los cambios en su longitud al sistema nervioso central y de los receptores de extensión de los tendones, que miden la fuerza ejercida por los músculos. La rotura del LCA no sólo priva de un fuerte elemento estabilizador, sino que también provoca una denervación parcial de la articulación debido a la pérdida de su sistema nervioso aferente intraligamentoso. Da lugar a una disminución notable de la información neurosensorial, propioceptiva y refleja (Bullick, 1996).

Así, los mecanorreceptores son neuronas secundarias que responden a estímulos mecánicos y se encuentran principalmente en las regiones distal y proximal del ligamento, cerca de la inserción al hueso, dejando la zona media con una concentración escasa. Los mecanorreceptores son capaces de convertir los estímulos físicos de tensión en una señal nerviosa específica, es decir, en un potencial eléctrico. Esta señal es una descarga repetitiva que se crea cuando el receptor es excitado por un estímulo adecuado. Cuanto mayor es el estímulo más rápido es el ritmo de descarga desde el mecanorreceptor. Por tanto, la suma de las descargas desde el receptor forma un código de frecuencia modulada que el sistema nervioso central utiliza para analizar la cinestesia de la articulación (Mountcastle et al., 1963).

Los corpúsculos de Pacini son mecanorreceptores que se componen de terminaciones nerviosas libres que surgen de un solo axón mielínico. Son muy sensibles a las pequeñas deformaciones de la cápsula, debidas a presiones mecánicas aplicadas sobre la misma. Inician una descarga enérgica de potenciales eléctricos en el nervio sólo durante la aplicación y la retirada del estímulo o durante la aceleración o desaceleración del movimiento articular (Chute et al., 1987; Zimny, 1988). Se

encuentran en la cápsula articular, en los ligamentos cruzados y en los meniscos. Son mecanorreceptores de adaptación rápida que señalan sólo los cambios dinámicos de la deformación de los tejidos, mientras que son insensibles a las situaciones constantes en equilibrio dinámico.

Los corpúsculos de Ruffini son otro tipo de mecanorreceptores, presentes en las mismas estructuras y se componen de varias terminaciones nerviosas libres que surgen de un solo axón mielínico. Son sensibles a niveles bajos de deformación mecánica (Zimny, 1988).

Los Órganos de Golgi son receptores sensoriales situados en la unión miotendinosa del músculo. Tienen un umbral alto para la deformación mecánica (presión y compresión) y pueden señalar cambios durante periodos largos (Schoultz y Swett, 1972; Zelena y Soukup, 1977).

#### **1.2.2.2. Husos neuromusculares.**

El músculo esquelético se compone de 2 tipos de fibras musculares: las fibras musculares estriadas, que son innervadas por motoneuronas alfa (la contracción de estas fibras proporciona la fuerza motora del músculo), y los husos neuromusculares que son receptores sensoriales especializados, situados en el vientre muscular, que actúan como detectores de longitud muscular (Bullick, 1996).

Cuando el cerebro emite órdenes para mover una extremidad se activan tanto las motoneuronas alfa como las motoneuronas gamma. Las motoneuronas alfa inician la contracción muscular. Si hay poca resistencia, tanto las fibras estriadas como los husos neuromusculares se contraerán aproximadamente lo mismo y se observará muy poca actividad en los axones aferentes del huso. Pero si la extremidad encuentra resistencia, los husos neuromusculares se acortarán más que las fibras estriadas, de forma que los axones aferentes empezarán a activarse y a hacer que el reflejo monosináptico de extensión refuerce la contracción (Meyrueis y Bullick, 1992).

Freeman y Wyke (1967), demostraron que la estimulación eléctrica del nervio articular posterior, se traduce por una respuesta registrable a nivel de las motoneuronas gamma. Relacionado con este sistema mecanorreceptor señalamos el hecho, observado y descrito por Gruber (1986), de que, si durante las intervenciones quirúrgicas se tracciona el LCA, en su muñón tibial o femoral, y se efectúa un estudio simultáneo electromiográfico, se registran contracciones reflejas de los músculos sinérgicos: los isquiotibiales. Así, el control del sistema nervioso central y los reflejos periféricos sobre la coactivación agonista-antagonista, consiguen 2 objetivos: la regulación de la movilidad y la estabilidad articular.

Parece evidente que el incremento del entrenamiento y la adquisición de habilidades se relacionan con un aumento de la eficacia de la articulación. Renström et al. (1986) evidenciaron que, en la rodilla, a medida que se produce la extensión, desde los 40° de flexión hacia la extensión completa, se sobrecarga gradualmente el LCA. En ausencia de coactivación suficiente de los músculos isquiotibiales no se dispone de la tracción hacia atrás aplicada sobre la tibia, dejando al LCA como única estructura encargada de mantener la estabilidad articular, presentando un alto riesgo de lesión en los jugadores muy entrenados.

Solomonow et al. (1987) también demostraron que además de la activación de los músculos isquiotibiales por el reflejo protector ligamentoso muscular, la rodilla con insuficiencia del LCA es capaz de generar una activación refleja de los isquiotibiales debida a los mecanorreceptores incluidos en los muñones del ligamento roto y de la cápsula articular. El hecho de que los músculos isquiotibiales se activen de forma refleja corrobora la afirmación de que la coactivación muscular radica en un control periférico sumado a los componentes cortical y cerebeloso, y que esta coactivación puede corregir y mantener la estabilidad de la rodilla.



### **1.2.2.3. Función propioceptiva.**

Bragonzoni et al. (2019) definen la propiocepción como un concepto que incluye tener un sentido de la orientación y la posición del cuerpo, como un sentido del movimiento del cuerpo y las extremidades; siendo uno de los factores más significativos en el equilibrio, la estabilidad articular, la coordinación y la prevención de lesiones. Los mecanorreceptores intracapsulares de la articulación, presentes en estructuras como el LCA y los meniscos, son fundamentales para proporcionar información propioceptiva.

La función propioceptiva del LCA se ha considerado tan importante como su papel biomecánico en el mantenimiento de la estabilidad articular (Mohieldin et al., 2011; Johansson et al., 1991).

La lesión del LCA provoca inestabilidad mecánica y funcional que conduce a la pérdida de la retroalimentación mecanorreceptora con la pérdida de las contracciones musculares reflejas. Además, suele provocar una inestabilidad percibida en la articulación de la rodilla y conduce a una disminución de la estabilidad estática (Zouita et al., 2009; Krogsgaard et al., 2002).

Así pues, esa alteración del control neuromuscular de la rodilla lesionada es debida a la pérdida o daño de los mecanorreceptores, con una pérdida de propiocepción y equilibrio, una disminución de la potencia muscular y el rendimiento funcional, y cambios en la biometría (Dhillon et al., 2012; Liu et al., 2019; Ogrodzka-Ciechanowicz et al., 2021). Se ha propuesto que el déficit de propiocepción es uno de los factores asociados al CP deficiente en los pacientes con rotura del LCA (Okuda et al., 2005; Piontek et al., 2009), a pesar de que la lesión parcial o completa del LCA a veces puede recuperar la continuidad mediante la formación de tejido cicatricial en ausencia de una reconstrucción con injerto del LCA (Roberts et al., 2007).

Los mecanorreceptores captan estímulos físicos de tensión e intervienen en el reflejo protector ligamentosomuscular, en el que la tracción mecánica del LCA desencadena una activación de los músculos sinérgicos del mismo para mantener la estabilidad, corrigiendo la inestabilidad provocada por una lesión sufrida en la rodilla (Mohieldin et al., 2011).

Las terminaciones nerviosas libres son el tipo más común de mecanorreceptor y detectan cambios en la tensión, fuerzas, la velocidad, la aceleración, la dirección del movimiento y la posición de la articulación de la rodilla (Cabuk y Cabuk, 2016).

La lesión del LCA afecta a la generación de fuerza extensora y flexora de la rodilla y pueden alterar la variabilidad de la fuerza. Los exponentes de escala fractal cuantifican la complejidad de la señal y reflejan la adaptabilidad del sistema neuromuscular, es decir, es una herramienta matemática útil para describir y comprender la naturaleza del comportamiento de una variable, permitiendo distinguirla y clasificarla respecto a conductas aleatorias, así como identificar los comportamientos más destacables que la caractericen.

Los exponentes fractales alterados en las señales de fuerza extensora de la rodilla representan déficits del sistema sensoriomotor y neuromuscular en individuos con lesiones del LCA (Hollman et al., 2021). El número de mecanorreceptores tras una lesión de LCA es menor que en un ligamento cruzado anterior sano, lo que provoca una serie de adaptaciones en el sistema nervioso central. En estudios histológicos, como el de Denti et al. (1994) observó que pueden persistir mecanorreceptores morfológicamente normales en la lesión del LCA durante unos 3 meses después de la lesión. Más allá de ese tiempo, el número de receptores disminuyó gradualmente y están totalmente ausentes después del año.

Esta disminución puede explicar el déficit propioceptivo observado clínicamente después de la reconstrucción del LCA, el miedo a una nueva rotura y la falta de confianza en la articulación. No hay evidencia suficiente que demuestre la reinervación de los mecanorreceptores en pacientes con injertos. La estimulación y el reentrenamiento propioceptivo parecen ser fundamentales para el mantenimiento de los mecanorreceptores en el tejido, pero aún no hay evidencia suficiente sobre si se produce reinervación de los mecanorreceptores. (Ordahan et al., 2015; Van Grinsven et al., 2010).

La evidencia científica reciente sugiere que, en situaciones de salto y aterrizaje, la propiocepción está muy relacionada con la disfunción motora y cambia la artrocinemática en el momento de mayor carga articular, lo que produce déficits neuromusculares en la musculatura que rodea la articulación de la rodilla, con el resultado de un elevado riesgo de recidivas de roturas del LCA y lesiones de menisco o cartílago. Las comúnmente conocidas debilidad de los músculos cuádriceps e isquiotibiales tras la rotura del LCA está mediada por activaciones musculares reducidas, y pueden surgir, en parte, por la falta de estimulación de los mecanorreceptores de forma sincronizada con el LCA, después de la rotura o la reconstrucción artroscópica. Así pues, se hace evidente que los déficits propioceptivos son responsables de clínica que presenta el paciente y están relacionados con la debilidad muscular observada en el cuádriceps y los isquiotibiales que aparece después de una rotura del LCA (Fleming et al., 2022).

Por todo lo anteriormente descrito, parece evidente que los mecanorreceptores dañados alterarían funciones neuromusculares secundarias a la disminución de la información somatosensorial (propiocepción y cinestesia). Esta disminución de la propiocepción podría ser incluso responsable del inicio de la artrosis de rodilla (Dhillon et al., 2012).

### **1.2.3. Posturografía Dinámica Computarizada.**

La posturografía, entendida como técnica para la valoración objetiva del CP a través del estudio de los movimientos del COP en diferentes circunstancias, no informa de cuál es el diagnóstico de estos pacientes, pero permite conocer su estado funcional y orientar mejor el tratamiento bien sea médico, quirúrgico o rehabilitador para poder evaluar al paciente con vértigo, inestabilidad o desequilibrio.

Desde que, en 1853, Romberg comparara la oscilación postural espontánea con los ojos abiertos frente a la oscilación que se produce con los ojos cerrados para identificar alteraciones del sistema somatosensorial periférico en sujetos con lúes, el estudio del reflejo vestíbulo-espinal y del CP, se ha considerado básico en el estudio del paciente vertiginoso. Posteriormente Barany (premio Nobel de Medicina en 1914, por sus trabajos sobre la fisiología del sistema vestibular) describió la inestabilidad postural y exploró la función vestíbulo-espinal (extremidades, tronco) en pacientes afectados de lesiones vestibulares, destacando la caída de estos pacientes hacia el lado afecto (en la dirección del componente lento del nistagmo), y señaló la importancia de esta respuesta en la diferenciación de enfermedades laberínticas de enfermedades cerebelosas (Stockwell, 1981). Ante un paciente con vértigo o desequilibrio es necesario valorar tanto el sistema vestíbulo-ocular como el vestíbulo-espinal puesto que son sistemas anatómicamente distintos y sus resultados no pueden ser extrapolados. A pesar de estas ideas, las técnicas de exploración que registran los movimientos oculares han sido las más utilizadas en el estudio del sistema vestibular, quedando el estudio del reflejo vestíbulo-espinal y del CP relegado a un segundo plano, posiblemente como consecuencia de dos hechos:

Por una parte, el desarrollo de las técnicas que valoran el sistema vestibular a través del estudio de los movimientos oculares nistárgmicos ha sido continuo.

Por otra, a la dificultad de recoger con exactitud el estado del sistema vestibulo-espinal debido al problema que supone el aislarlo de otros sistemas sensoriales, tales como la visión y la propiocepción y a la falta de sistemas adecuados para su valoración objetiva y en condiciones reproducibles de forma semejante a lo ocurrido con la electronistagmografía y videonistagmografía (Baloh y Furman, 1989).

La Posturografía Dinámica Computarizada (PDC) está definida por la Academia Estadounidense de Otorrinolaringología como el *gold standard* en el diagnóstico de discapacidad de pacientes con mareos, vértigo y desequilibrio de etiologías conocidas y desconocidas, así como en manejo de casos médicos. Se reconoce como un componente necesario en la evaluación de la discapacidad de pacientes con trastornos crónicos del equilibrio y se considera médicamente apropiado en la evaluación o tratamiento de pacientes con sospecha de trastornos vestibulares.

La PDC permite analizar el equilibrio del paciente en cada una de las pruebas, e identifica, en el caso de que sea patológico, si el mecanismo que produce el desequilibrio depende del sistema somato sensorial (propioceptivo), visual, vestibular y/o preferencia visual (el paciente prefiere la entrada visual conflictiva y es menos estable bajo estas condiciones visuales) para mantener el equilibrio. Nos permite identificar si es correcta la forma en que el paciente responde para mantener el equilibrio cuando le exponemos a diferentes situaciones de movilidad de la plataforma y su entorno.

La PDC no solo nos permite valorar en un paciente el CP, el equilibrio y los diferentes sistemas que intervienen en el control del equilibrio (somatosensorial, vestibular y visual) sino que también sirve como herramienta terapéutica para establecer líneas objetivas para la planificación del tratamiento y la medición de los resultados.

### **1.3 Métodos de tratamiento de las lesiones del LCA.**

Las tres principales opciones de tratamiento para la rotura del LCA son:

a) Rehabilitación como tratamiento de primera opción, seguido de la reconstrucción del LCA en los pacientes que desarrollan una inestabilidad funcional.

b) Reconstrucción de LCA y rehabilitación postoperatoria como tratamiento de primera opción.

c) Rehabilitación preoperatoria seguida de la reconstrucción del LCA y la rehabilitación postoperatoria (Filbay y Grindem, 2019).

d) Rehabilitación de LCA tras la lesión (Paterno, 2017).

#### **1.3.1 Tratamiento conservador.**

El tratamiento de una rotura de LCA depende de la edad, el grado de inestabilidad, la asociación de otras lesiones, el nivel de actividad y de sus expectativas funcionales, laborales y deportivas. El tratamiento conservador indica la realización de planes de intervención para recuperar la fuerza, resistencia y coordinación de los diferentes grupos musculares. Los tratamientos conservador y quirúrgico de esta inestabilidad están indicados para recuperar el estado funcional prequirúrgico. Como se ha descrito en apartados previos, la insuficiencia del LCA puede provocar a largo plazo lesiones intraarticulares como roturas meniscales, defectos cartilaginosos u osteoartrosis (Arroyo et al., 2013).

Se basa en aceptar un cierto grado de limitación en el nivel de actividad (evitar saltos, recorte, giros), incluso antes de la aparición de los síntomas. Se indican la realización de programas de rehabilitación para recuperar la fuerza-resistencia-coordinación de los diferentes grupos musculares, enfatizando en el fortalecimiento de la musculatura cuadricepsal e isquiotibial (Ayala et al., 2014).

Los resultados obtenidos con tratamiento conservador son muy variables con relación al tipo de lesión (parcial-completa, aislada-asociada con lesiones cápsulo-

ligamentosas), la edad del paciente, el nivel de actividad pre-lesional y el tiempo de evolución (Ayala et al., 2014).

Un programa de rehabilitación exitoso debe conseguir que los pacientes vuelvan a un estilo de vida activo con un nivel funcional similar a la situación pre-lesión. Los resultados de los numerosos programas de rehabilitación, estandarizados, domiciliarios, supervisados y programas intensivos en la literatura han sido discutidos (Christensen et al., 2013; Chrzan et al., 2013; Gokeler et al., 2014; Harput et al., 2015; Lim et al., 2019; Webster y Feller, 2019). Estos programas incluyen muchos parámetros, como la recuperación de la extensión pasiva completa de la rodilla, la del movimiento, de la propiocepción, del fortalecimiento de los cuádriceps y los isquiotibiales, y el rápido retorno a las actividades cotidianas y deportivas, significativamente más efectivos cuando son guiados por un fisioterapeuta en comparación con programas de ejercicios sin dirigir (Christensen et al., 2013; Chrzan et al., 2013; Gokeler et al., 2014; Przybylak et al., 2018). Los ejercicios de control neuromuscular como sentadillas, descenso y ascenso de escaleras y aterrizaje deben añadirse en un programa de rehabilitación para mejorar la simetría bilateral y el control motor de la pierna.

La fase aguda de la rehabilitación no operatoria después de una lesión del LCA se centra en tratar los síntomas agudos residuales y las deficiencias de la lesión. La utilización del ejercicio terapéutico es esencial para tratar estas deficiencias ya descritas anteriormente. El tratamiento agresivo de la hemartrosis aguda es esencial para facilitar la contracción normal del cuádriceps. La inhibición refleja de la musculatura del cuádriceps con atrofia secundaria es una complicación conocida del derrame articular de la rodilla (Paterno, 2017).

La electroestimulación, en combinación con la rehabilitación convencional, resulta eficaz para mejorar la fuerza muscular. El entrenamiento en cadena cinética

cerrada y cadena cinética abierta puede utilizarse para facilitar y recuperar la fuerza del cuádriceps (Hurd et al., 2009; Van Melick et al., 2016). Se deben utilizar ejercicios concéntricos y excéntricos para sustituir los ejercicios isométricos, siempre que la rodilla no reaccione con derrame o dolor. Además de la cantidad y la calidad del movimiento, evaluada con la escala de Marx, es importante evaluar los cambios psicológicos en cuanto al control del miedo durante la rehabilitación con un instrumento objetivo, por ejemplo, *Emotional Response of Athletes to Injury Questionnaire (ERAIQ)* y *the ACL Return to Sport after Injury scale (ACL-RSI)* (Van Melick et al., 2016).

La debilidad residual en el músculo cuádriceps que persiste en las fases avanzadas de la rehabilitación puede dar lugar al desarrollo de patrones de movimiento compensatorios anormales. Por lo general, se considera fundamental una combinación de actividades de cadena cinética abierta para tratar la debilidad residual del cuádriceps aislado, así como cadena cinética cerrada para fortalecer el músculo cuádriceps mientras se incorporan dinámicamente los movimientos de las extremidades inferiores. Los músculos isquiotibiales sirven como agonistas del LCA, ya que resisten la traslación anterior de la tibia cuando se contraen. Es esencial restablecer una relación de fuerza adecuada entre los cuádriceps y los isquiotibiales y evitar una pierna con dominio del cuádriceps (Hewett et al., 2012). Se cree que los déficits de fuerza en la cadera y el tronco están asociados con la disminución del control del tronco. Las alteraciones del control del tronco se creen, a su vez, que son factores de riesgo para las lesiones del LCA, lo que hace que la rodilla corra el riesgo de sufrir más lesiones (Hewett et al., 2005).

La progresión a la fase de entrenamiento neuromuscular de la rehabilitación se produce cuando el paciente ha conseguido una amplitud de movimiento completa, la resolución del derrame y una fuerza suficiente en las extremidades inferiores para participar en ejercicios más dinámicos con peso (Paterno, 2017). En la siguiente tabla



(Tabla 1) se pueden ver las diferentes terapias que describe Paterno (2017), según la fase en la que se encuentren los pacientes con lesión del LCA:

**Tabla 1.** Fases de recuperación del ligamento cruzado anterior y las diferentes terapias empleadas. Elaboración propia.

Programa LCA	Fase aguda	Fase neuromuscular	Vuelta al entrenamiento deportivo	Vuelta al deporte
Crioterapia	X			
ROM	X			
Propiocepción		X	X	X
Electroestimulación		X	X	
CCA	X	X		
CCC		X	X	X
Gesto deportivo			X	X

Nota: Esta tabla muestra en las diferentes fases de recuperación, las técnicas empleadas como *range of motion* (ROM), cadena cinética abierta (CCA) y cadena cinética cerrada (CCC), entre otras que se observan.

Un tipo específico de entrenamiento neuromuscular diseñado específicamente para mejorar la estabilidad dinámica de la rodilla en pacientes con deficiencia del LCA es el entrenamiento propioceptivo. En relación con esto, algunos estudios han informado de la mejora de la cinemática de la rodilla, la mejora de la mecánica de la marcha y la reducción de episodios de claudicación de la rodilla lesionada con dicho entrenamiento (Chmielewski et al., 2002; Di Stasi, 2013; Fitzgerald et al., 2003).

Una vez alcanzada esta fase, el paciente estaría listo para pasar a la fase final de la rehabilitación, que es la vuelta al deporte con la incorporación de dinámica de la agilidad y el entrenamiento deportivo específico con cambios de velocidad y giro. A los pacientes que regresan al deporte, y que aún presentan una deficiencia del LCA, se les

recomienda utilizar una ortesis funcional para ayudar en la estabilidad. Algunos datos sugieren que esa reducción de la traslación anterior de la tibia y la mejora de la propiocepción, podrían contribuir a una sensación de estabilidad del paciente, mediante la activación y el entrenamiento de fuerza de la musculatura isquiotibial (Chmielewski et al., 2002; Fitzgerald et al., 2000). No obstante, los deportistas que regresan demasiado rápido a su actividad física habitual tras una lesión corren un mayor riesgo de sufrir una lesión en el futuro (Blanch y Gabbett, 2016).

Los estudios actuales sugieren que la cirugía es superior al tratamiento conservador en términos de función, siendo la cirugía por lo tanto el tratamiento recomendado para reducir los síntomas más comunes tras la lesión, como son dolor, sensación de inestabilidad e imposibilidad de realizar ciertas actividades de la vida cotidiana que se valoran en los test de funcionalidad de rodilla (Beard et al., 2022), si bien, en cualquier caso, la rehabilitación debe comenzar lo antes posible tras la lesión, y el progreso en la rehabilitación viene marcado cuando el paciente alcanza hitos clínicos o funcionales específicos (Filbay y Grindem, 2019).

Para algunos pacientes, no volver a practicar deporte puede afectar negativamente a la calidad de vida a largo plazo, pero volver a practicar deporte de pivoteo aumenta el riesgo de sufrir lesiones posteriores. Para reducir el riesgo de lesiones posteriores, los deportistas deben pasar criterios funcionales para la reincorporación al deporte y retrasar su participación durante al menos nueve meses tras la cirugía (Filbay y Grindem, 2019).

### **1.3.2. Tratamiento quirúrgico.**

Los objetivos principales de la cirugía y la rehabilitación del LCA son restaurar la función de la rodilla en los niveles funcionales previos a la lesión y promover la salud de la articulación, evitando la aparición de lesiones a largo plazo. (Shea et al., 2015).

El tratamiento quirúrgico mediante artroscopia viene marcado por dos opciones de plastias: autoinjertos y aloinjertos.

La tendencia ha sido la de realizar plastias intraarticulares con diferentes tipos de injerto y diferentes sistemas de fijación, reproduciendo los puntos de referencia anatómicos (Fineberg et al., 2000) y el recorrido intraarticular del LCA original: a nivel femoral en la región posterior del cóndilo femoral externo, dejando 1-2 mm de cortical posterior, aproximadamente a las 10 horas en la rodilla derecha y a las 14 horas en la rodilla izquierda; a nivel tibial en la porción más posterior de la huella del LCA y a nivel del borde posterior del cuerno anterior del menisco externo y levemente anterior al ligamento cruzado posterior quedando el borde anterior del túnel tibial posterior a la línea de Blumensaat en la radiografía lateral con la rodilla en extensión. Por otra parte, se considera fundamental preservar la integridad meniscal, tanto por su función en la estabilidad articular como para prevenir el deterioro articular. Lo más recomendable es suturar los meniscos, debido a los buenos resultados obtenidos cuando se asocian con la rotura del LCA o incluso cuando se reparan de forma aislada (Pérez- España et al., 2009).

#### **1.3.2.1. Tipos de injerto.**

Para que un injerto sea considerado idóneo para realizar una ligamentoplastia del LCA debe cumplir las siguientes características: que permita una fijación rígida y resistente, que sea resistente a las cargas cíclicas, que no sufra movimiento dentro del túnel y que se integre rápidamente.

Los tendones autólogos extraídos de una zona donante (tendones de los isquiotibiales, rotulianos y del cuádriceps) representan el injerto de elección para muchos cirujanos y el *gold standard* para los pacientes más jóvenes (menos de 40 años). Los tendones de aloinjerto (cuádriceps, tendón de Aquiles, isquiotibiales, y fascia

lata) representan una opción en la reconstrucción primaria del LCA para pacientes de edad más avanzada y en la cirugía de revisión del LCA (Di Benedetto et al., 2020).

El injerto con tendón rotuliano proporciona una resistencia de 168% mayor que la de un LCA normal, sin embargo, puede producir síntomas como el dolor anterior de rodilla (Ayala-Mejías et al., 2000).

Por otro lado, Hunnicutt (2020) muestra resultados clínicos en los que describe el autoinjerto del tendón del cuádriceps como un tejido más fuerte y rígido y preserva la flexión de la rodilla, lo que puede permitir un fortalecimiento más agresivo en el postoperatorio, pero el mayor tamaño y rigidez del autoinjerto requiere que la extensión de la rodilla se logre lo antes posible para evitar complicaciones como la artrofibrosis.

#### **1.4. Antecedentes de la investigación: Kinesiotape como tratamiento en las lesiones del ligamento cruzado anterior.**

El vendaje neuromuscular o Kinesiotape (KT) surge en Japón en la década de los 70, inventado por el Doctor Kenzo Kase, licenciado en Quiropráctica y Acupuntura. Desarrolló el vendaje de KT, un vendaje con una textura y elasticidad similar a la piel, que se adapta al contorno del músculo y permite la movilidad de forma natural; está diseñado para facilitar la recuperación natural del cuerpo aportando apoyo y estabilidad a músculos, tendones y ligamentos.

La base de su uso nace de la quiropraxia, tratamiento basado en las manipulaciones y presiones sobre la columna vertebral, y la kinesiología, disciplina que evalúa los desequilibrios emocionales y bioquímicos como el estrés y el dolor, mediante el tono muscular, ya que la musculatura también influye en la homeostasia, regulando la tendencia al equilibrio y estabilidad interna, así como el sistema endocrino y nervioso. Por lo tanto, el equilibrio interno corporal también depende de la acción muscular, y si la musculatura no hace su función correctamente, puede provocar diversas patologías en otros sistemas del cuerpo humano (Ebbers y Pijnappel, 2007). La base del trabajo

del Dr. Kenzo era conseguir un método natural para la recuperación de los músculos, ligamentos y tendones dañados. Basándose en el concepto de la importancia de mantener el movimiento adecuado en cada articulación, desarrolló un vendaje elástico que podía ayudar en la función muscular, sin limitar los movimientos corporales, manteniendo la adecuada circulación arterial, venosa, linfática y el adecuado estímulo aferente mecanorreceptivo y propioceptivo de la estructura lesionada, con lo cual se activa y favorece el proceso de recuperación. Para ello, utilizó diferentes tipos de vendajes, centrándose en las zonas donde el paciente tenía el foco del dolor. En 1973 junto al Dr. Murrell desarrollaron el vendaje que se utiliza actualmente, pero no fue hasta 1979 cuando crearon el método Kinesiotaping. En 1984 se creó en Japón la primera asociación denominada *Kinesio-Taping Association*. Posteriormente, inició la divulgación de la técnica a través de su consulta en EE. UU. Pero no fue hasta las olimpiadas de Seúl 88 cuando dió a conocer, al ser utilizada por numerosos deportistas japoneses, y especialmente, tras ser expuesto de manera internacional en los Juegos Olímpicos de Beijing 2008 (Kase et al., 1996).

Está compuesto de una cadena de polímero elástico, envuelto por fibras de algodón. El adhesivo es 100% de acrílico médico que se activa con el calor de la piel. Tiene una capa de pegamento antialérgica que puede ayudar en la función de la musculatura sin limitar los movimientos corporales. El vendaje es elástico hasta un 140-160% e iguala la elasticidad de la piel. También el grosor del vendaje es comparable con el de la piel (Davison et al., 2016; Fu et al., 2008; kase et al., 2003).

El KT posee características que lo diferencian de otros vendajes:

- Se trata de un tipo de esparadrapo elástico constituido por una estructura trenzada de hilos de algodón, que incorpora una capa adhesiva, cianoacrilato, que le aporta adherencia. Esta capa de pegamento no contiene látex, e imita la huella dactilar para favorecer la transpiración y la elevación de la piel.

- El vendaje es elástico solamente en dirección longitudinal, no transversal. Las propiedades elásticas del vendaje duran entre 3-5 días. Si la aplicación es de larga duración, se recomienda cambiar el vendaje a los 3-4 días.

- El material viene adherido al papel con un 5-20% de pre-estiramiento, lo que hay que tener en cuenta durante las aplicaciones. Este pre-estiramiento viene dado por causas mecánicas del proceso de fabricación, al tener que adherir el rollo de vendaje elástico, con el rollo de papel rígido.

- No contiene medicamentos ni sustancias químicas.
- El vendaje es resistente al agua y permite un secado rápido, permitiendo el aseo diario.

- Sólo se pega una vez.

Está disponible en varios colores y todos ellos se fabrican con propiedades idénticas, excepto por el color de la tinta. Los colorantes se obtienen a partir de extractos de plantas y son hipoalergénicos (Davison et al., 2016; Ramírez Gómez, 2012).

Al aplicar el vendaje neuromuscular aumenta el espacio entre la fascia muscular y la piel, favoreciendo la libertad de movimiento con una respuesta global que actúa sobre el sistema nervioso, músculos, órganos y sistema circulatorio. Los efectos sobre estos tejidos son producidos por el patrón ondulado en la cara adhesiva y a sus propiedades elásticas que simulan las mismas propiedades de la piel (Breitenbach, 2004; Refshauge et al., 2000).

Por otro lado, han sido descritos otros efectos del vendaje neuromuscular como son la analgesia, la mejora de la circulación sanguínea y linfática (Drouin et al., 2013; Sijmonsma, 2007), el aumento de forma inmediata de la fuerza muscular de los gastrocnemios (Lumbroso et al., 2014), la facilitación de la estimulación de la

propioceptiva exteroceptiva y la corrección de la posición articular y la dirección del movimiento, mejorando la biomecánica y proporcionando mayor estabilidad, es decir, el vendaje mejoraría eficazmente la alineación postural, aumentando la amplitud de movimiento, así como la fuerza de los músculos sobre los que se aplica. Hsu et al. (2009) observaron una mejora en la fuerza muscular de las fibras superiores del trapecio y serrato anterior, reduciendo el dolor en el síndrome subacromial del hombro. La técnica de corrección mecánica-articular da soporte a la articulación, limita el movimiento que interese y deja libertad de movimiento al resto de la articulación. Corrige el posicionamiento mecánico y estimula los mecanorreceptores para mejorar la posición del músculo, fascia o articulación y de esta forma influir en su correcto comportamiento (Kase et al., 2013; Selva, 2010).

Estos beneficios se pueden explicar desde la neurofisiología, que se interesa por conocer los principios que vinculan la anatomía con la fisiología del cerebro, como el aprendizaje, la percepción, la motricidad, la cognición, la neuromecánica, el estudio del movimiento a través del sistema nervioso y la fisiología muscular, aspectos estructurales físicos y químicos de los mecanismos de la contracción muscular (Alonso Martín et al., 2019).

#### **1.4.1. Efectos fisiológicos del kinesiotape.**

Se considera que el vendaje adherido sobre la piel genera una tracción cutánea que provoca una elevación del tejido subcutáneo para generar espacio adicional debajo del área de aplicación, lo que permitiría mejorar la circulación sanguínea y linfática (Parreira et al., 2014). También, por sus propiedades elásticas, el KT podría generar una carga tensil continua sobre la fascia y facilitar la contracción muscular (Espejo y Apolo, 2011; Yam et al., 2019), y describen con el uso del KT un cambio considerable en la actividad muscular en rangos específicos de elevación humeral.

Asimismo, se hipotetiza que la estimulación aferente cutánea del vendaje podría promover la excitabilidad de las unidades motoras reduciendo el umbral de las neuronas motoras (Kase et al., 2013; Cai et al., 2016). Aunque se postulan estos diferentes mecanismos de acción, se desconoce con precisión cómo la aplicación de KT consigue los efectos observados clínicamente. Además, tampoco se sabe hasta qué punto lo hace implicando unos u otros mecanismos y en qué momento logra su mayor capacidad terapéutica (Espejo y Apolo, 2011). Los resultados de los estudios sobre KT indican que puede ser clínicamente beneficioso, pero la baja calidad metodológica de los estudios y la inexistencia de una clara relación causa-efecto limita su uso en la práctica clínica (Morris et al., 2013). Igualmente, en los efectos observados con el KT no se puede descartar el efecto placebo (De La Torre et al., 2015; Mayberg et al., 2002). Actualmente, no existe una clara evidencia del efecto del KT sobre la función muscular (De Hoyo et al., 2013; Schiffer et al., 2015; Serra et al., 2015), aunque existen autores que indican que a nivel clínico el KT es una opción terapéutica para facilitar los procesos de recuperación muscular y rehabilitación tanto en deportistas como en población sedentaria (Anaya y Díaz, 2015).

El KT parece mejorar la propiocepción, la circulación sanguínea, el flujo linfático y la estabilidad del movimiento tras las lesiones, y reduciría, además, el dolor muscular y articular (Ogrodzka-Ciechanowicz et al., 2021). Posee efectos vasculares como la reducción del edema y la mejora del flujo sanguíneo; efectos propioceptivos como la estimulación de los propioceptores en la piel, el tejido muscular y la cápsula articular; y efectos musculares como la mejora de la fuerza muscular, la reducción de la fatiga muscular y la mejora del rango de movimiento (Liu et al., 2019; Ogrodzka-Ciechanowicz et al., 2021; Lietz-Kijak et al., 2018; Lee y Lim, 2020; Abbasi et al., 2020).



### **1.5. Justificación del uso del vendaje de kinesiotape en la lesión del ligamento cruzado anterior.**

La postura humana en bipedestación requiere entre otros, para ser estable, que la musculatura esquelética se adapte a los cambios, para ello precisa de la integridad de: los receptores musculares, tendinosos y ligamentosos; del sistema vestibular; del sistema visual; y del sistema somatosensorial (Rodríguez-Bonache y Rodríguez-Bonache, 2012).

Los daños repetitivos en el complejo de la rodilla dan lugar a una serie de alteraciones incluyendo la alteración de la función sensoriomotora. Los investigadores han sugerido que estos pacientes pueden adoptar un enfoque conservador de la planificación motora, como demuestra la disminución desplazamiento del COP durante el inicio de la marcha y una activación neuromuscular alterada en la finalización de la marcha (Burcal, 2019). Needle et al. (2017) observaron que los pacientes lesionados del LCA no sólo tenían alteraciones mecánicas y déficit sensorial periférico sino también en la corteza frontoparietal en el contexto de los procesos de la memoria de trabajo, que se cree que son necesarios para comparar sistemáticamente la percepción con la acción. Estas adaptaciones corticales (es posible que los individuos necesiten mayores recursos corticales cuando intentan medir las posiciones de las articulaciones) pueden ser el resultado de un traumatismo ligamentoso, ya que los investigadores también han identificado una disminución de la excitabilidad motora y la actividad somatosensorial mediante la estimulación magnética transcraneal y la electroencefalografía, en pacientes con deficiencia del LCA, que pueden contribuir a movimientos biomecánicos aberrantes, persistentes que predisponen a estos individuos a nuevos episodios de inestabilidad y a volver a lesionarse.

Estas lesiones suelen alterar el equilibrio entre la movilidad y la estabilidad de la articulación, lo que provoca daños en otros tejidos blandos que se manifiestan en forma de dolor y otras morbilidades, como la artrosis (Mohieldin et al., 2011).

Para el control del dolor y la sensación de inestabilidad articular, principalmente en la afectación de la rodilla y el tobillo, en los últimos años se ha incrementado el interés y uso de vendajes como el KT (Shin y Kim, 2017; Yin et al., 2021). Desde que fuese descrita esta técnica por Kenzo hasta hoy, son numerosas las nuevas aplicaciones y técnicas que lo emplean (Kase, 2013; Drouin et al., 2013), si bien como ha sido descrito anteriormente, aún no está determinada su evidencia terapéutica, encontrándose en la literatura resultados contradictorios (De La Torre et al., 2015; Wilson y Bialocerkowski, 2015).

La aplicación del KT está muy extendida en deportistas de élite y en la sociedad, pero realmente se desconoce si aportan estabilidad en algunos segmentos corporales como la rodilla y si su uso puede ayudar a que la rodilla sufriera menos demanda y, por ende, menos dolor, lo que podría proporcionar más seguridad al usuario permitiendo mayor funcionalidad, propiocepción y equilibrio en el tiempo en que todavía no se ha operado al paciente.

En ese aspecto, la literatura adolece de estudios centrados en el efecto del KT sobre la rodilla, y sobre otras articulaciones como el tobillo muestra resultados contradictorios sobre la propiocepción y el equilibrio (Torres et al., 2016; Ahn et al., 2015; Cho et al., 2015; Bischoff et al., 2018) y algunos autores han descrito en el uso de KT un significativo efecto placebo debido al aumento de la confianza y la percepción subjetiva de seguridad (De Vries et al., 2016; De La Torre-Domingo, 2015; Logan et al., 2017).

Como consecuencia de todo ello, de la heterogeneidad de las investigaciones y la ausencia de evidencia científica sólida, es necesario analizar los efectos de la aplicación muscular que le fueron atribuidos desde sus inicios al KT.

Por todo ello, al ser la lesión del LCA una de las lesiones deportivas de la rodilla que con más frecuencia acontece, y tratarse de una lesión que ocasiona una manifiesta sensación de inestabilidad y afectación funcional, y siendo el KT una herramienta terapéutica de fácil aplicación y bajo coste, se justifica este estudio al objeto de comprobar si el vendaje neuromuscular presenta efectos beneficiosos en el control del equilibrio en el sujeto con rotura del LCA.



## **2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.**

### **2.1. Objetivo principal.**

- El objetivo principal del presente estudio es valorar los efectos inmediatos y a corto plazo (4 días) del vendaje neuromuscular kinesiotape (KT) sobre el sistema propioceptivo y el equilibrio en sujetos con rotura del LCA sin operar utilizando la posturografía dinámica computerizada (PDC), comparado frente a un vendaje no estandarizado (VNE).

### **2.2. Objetivos secundarios.**

- Comparar los efectos de los dos vendajes, neuromuscular kinesiotape y no estandarizado, a través del Test de Organización Sensorial (SOT).
- Comparar los efectos de los dos vendajes, neuromuscular kinesiotape y no estandarizado, a través del Test de Estancia Unilateral (TEU).
- Comparar los efectos de los dos vendajes, neuromuscular kinesiotape y no estandarizado, a través del Test de Control Motor (MCT).
- Comparar los efectos de los dos vendajes, neuromuscular kinesiotape y no estandarizado, a través del *modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT) y las escalas clínicas Lysholm y KOOS.

### **2.3. Hipótesis.**

- Hipótesis alternativa: El vendaje neuromuscular kinesiotape produce mejoría significativa en el sistema propioceptivo y el equilibrio, con respecto al vendaje no estandarizado, de forma inmediata y tras 4 días de aplicación.
- Hipótesis nula: El vendaje neuromuscular de kinesiotape no produce mejoría significativa en el sistema propioceptivo y el equilibrio, con respecto al vendaje no estandarizado, de forma inmediata y tras 4 días de aplicación.

### **3. MATERIAL Y MÉTODOS.**

#### **3.1. Diseño del estudio.**

Se realizó un ensayo clínico controlado y aleatorizado para valorar los efectos del vendaje neuromuscular, comparado con el vendaje no estandarizado, sobre la inestabilidad postural secundaria a la lesión del LCA de la rodilla no operada.

El presente estudio fue evaluado y aprobado por el Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos (2201202001220) (anexo 4). El estudio se registró en ClinicalTrials.gov (NCT05256420). El cribado comenzó en junio de 2020 y la última salida del paciente se produjo en diciembre 2021.

#### **3.2. Participantes.**

Los pacientes procedieron Servicio de Traumatología del Hospital Universitario Fundación Alcorcón (Madrid, España) y del Centro de Fisioterapia Wellblein (Madrid, España). Todos los pacientes contactados estaban en lista de espera para ser intervenidos quirúrgicamente.

Los participantes debían cumplir los criterios de inclusión:

- Pacientes de ambos sexos, con diagnóstico, clínico y por imagen de resonancia magnética (RNM), de rotura de LCA mayores de 18 años.
- Rotura aislada o combinada con meniscopatía.
- Rotura de LCA con clínica de inestabilidad.
- Rotura parcial o completa de LCA.

Los sujetos fueron excluidos en caso de presentar alguno de los aspectos que a continuación se enumeran:

- Presentar deterioro cognitivo que impida la comprensión de órdenes sencillas.
- Heridas sin cicatrizar en el complejo de la rodilla.

- Enfermedades y alteraciones severas de la piel.
- Historia previa de alergia a algún tipo de vendaje.
- Enfermedad neurológica que curse con alteraciones del equilibrio.
- Deformidad manifiesta del sistema musculoesquelético.

Para llevar a cabo el estudio los participantes fueron informados del objetivo, desarrollo, posibles riesgos y beneficios de este, a través del pertinente consentimiento informado (anexo 3), que previamente debía ser firmado por el paciente para la inclusión en el mismo.

### **3.3. Estimación del tamaño muestral.**

El tamaño de la muestra se estimó con el software G-Power 3.1 utilizando los siguientes parámetros: tamaño medio del efecto de 0,25, error alfa de 0,05, poder estadístico de 0,80, 2 grupos y 3 medidas. Conforme a estos datos y esperando una tasa de pérdida del 10%, se estimó un tamaño de muestra de 31 participantes.

### **3.4. Aleatorización y cegamiento.**

Los participantes se distribuyeron aleatoriamente (usando Research randomizer Version 4.0.) en 2 grupos: grupo vendaje neuromuscular y grupo no estandarizado. Todos los resultados en ambos grupos fueron evaluados por un evaluador cegado a la asignación del sujeto.

Los individuos también estaban cegados a la asignación grupo de tratamiento. Se les informó que el estudio tuvo como objetivo comparar 2 métodos de vendaje de rodilla.

### **3.5. Procedimiento del estudio.**

El estudio se llevó a cabo en 2 sesiones en las que se realizó una valoración del equilibrio y se pasaron 4 cuestionarios sobre su estado funcional.



Las sesiones tuvieron una duración aproximada de 60 y 30 minutos respectivamente.

La evaluación del equilibrio se llevó a cabo en tres tiempos: T0 (basal, sin vendaje), T1 (con el vendaje según asignación) y T2 (a los 4 días de llevar el vendaje). Los cuestionarios se administraron en T0 y T2.

La primera sesión consistió en rellenar los siguientes cuestionarios: *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)*, y la escala funcional de rodilla *Lysholm*.

Seguidamente, se realizaron los tests de PDC y la prueba funcional con apoyo unipodal mSEBT, antes y después de la aplicación del vendaje.

En la segunda sesión, se realizaron las pruebas de PDC y la prueba funcional con el mismo vendaje que se le puso 4 días antes en la primera sesión, y se completaron de nuevo el cuestionario KOOS y la escala funcional de rodilla Lysholm.

Todas las valoraciones se llevaron a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), de la Facultad de Ciencias de la Salud, de la Universidad Rey Juan Carlos, de Alcorcón.

### **3.6. Instrumentación.**

Posturografía Dinámica Computarizada.

El posturógrafo utilizado en este estudio es el SMART Equitest® Version 8.2 NeuroCom® EQ501 International, Inc (figura 10).

**Figura 10.** Equipo de PDC SMART Equitest® Version 8.2 NeuroCom® EQ501 International, Inc.



La PDC como herramienta clínica de evaluación del equilibrio, fue descrita por primera vez en 1982. Es utilizada para localizar y categorizar los mecanismos patológicos relacionados con el equilibrio.

La PDC constituye un método cuantitativo para la valoración y el tratamiento de los trastornos del equilibrio. Emplea plataformas dinamométricas que miden el desplazamiento del centro de masa corporal, al recoger los sensores situados en ella los diferentes estímulos de presión ejercidos por el cuerpo del individuo en distintas situaciones estáticas y dinámicas.

Permite realizar una valoración del equilibrio y del control postural mediante el uso de estímulos externos sobre el sistema visual y propioceptivo usados de forma combinada y variable, informando el grado de alteración funcional y de compensación de los diferentes sistemas implicados en el mantenimiento del equilibrio.

Cuatro transductores, simétricamente situados en la base, miden la fuerza vertical ejercida por el individuo, y través de un sensor central, las fuerzas horizontales ejercidas a lo largo del eje anteroposterior, en el plano paralelo al suelo (Alguacil y Galán, 2012, pp. 173-181).

Está dotado de un entorno visual móvil, junto con la plataforma, puede moverse simultáneamente, el equipo está conectado a un ordenador (PC) Pentium I, con un software Smart Balance Master en español 5.0. (figura 11)

**Figura 11.** *Equipo software Smart Balance Master en español 5.0.*



Para la evaluación con el PDC se pidió a los participantes que se abstuvieran de la ingesta de alcohol o café las 24 horas previas a la realización de las mediciones.

A todos los participantes se les midió la altura y el peso, utilizando un tallímetro con una precisión de  $\pm 1\text{mm}$ . El peso queda registrado por el posturógrafo al hacer las pruebas.

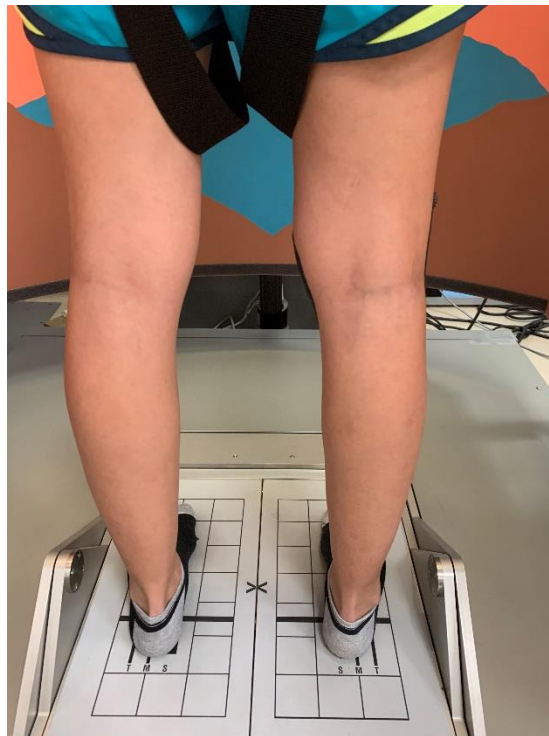
Todos los sujetos que se someten a las pruebas de PDC, contaron con un sistema de sujeción consistente en un arnés de diferentes tallas que va sujeto a una barra horizontal superior para evitar la caída al suelo durante la realización de las pruebas. Los participantes permanecieron descalzos con calcetines y con los miembros superiores a lo largo del cuerpo. (figura 12)

**Figura 12.** Sistema de sujeción consistente en un arnés de diferentes tallas sujeto a una barra horizontal superior.



La posición de los pies en la plataforma del posturógrafo viene determinada por la altura del individuo, según las condiciones de altura y peso de cada sujeto, de tal forma que la proyección vertical del maléolo interno debe coincidir con la línea “S” de la plataforma para individuos entre 76-140 cm de estatura, línea “M” para individuos entre 141-165 cm de estatura, y línea “T” para los que midan 166-203 cm de estatura. En todos los casos el borde externo de ambos pies debe seguir una proyección anteroposterior de la plataforma del posturógrafo. (figura 13) (Smart Equitest system operator’s manual, 2004).

**Figura 13.** *Posición de los pies en el posturógrafo.*



Nota: EquiTest® System versión 8.2. Data interpretation manual 2004.

### **3.7. Intervención.**

Para la aplicación de los vendajes se preparó la piel de manera que ésta quedase limpia, seca, libre de grasas y rasurada.

#### *Vendaje neuromuscular kinesiotape.*

Las bases y anclajes del vendaje se recortaron de manera redonda para evitar que queden en pico y se despeguen fácilmente. Después de aplicarlo, se frotó para aumentar la adhesión al incrementar la temperatura (Kase et al., 2003), evitando que queden arrugas.

Para ello, se situó al paciente en decúbito supino con la rodilla en ligera semiflexión, entre 20°-30°, empleando un rodillo con apoyo de talón y posición neutra de tobillo. Se prepara una tira de KT en forma de I, se retira el papel protector y se dispone el centro de la tira sobre la tuberosidad anterior de la tibia. Se sostiene el KT por los extremos y ejerciendo una tensión entre moderada y alta (50-75% de la capacidad del vendaje), se coloca el KT en dirección proximal hacia los cóndilos femorales. Finalmente, antes de colocar los anclajes, el paciente lleva la pierna a la extensión completa, y se termina de aplicar el KT sin ninguna tensión. Este vendaje fue aplicado siguiendo la técnica de aplicación clínica terapéutica para la lesión de LCA del método Kinesio Taping de Kenzo Kase (figura 14). Se usaron los siguientes materiales: Temtex ® negro de 6cm x 2,5m.

**Figura 14.** *Colocación del vendaje KT.*



*Vendaje No estandarizado.*

Se aplicaron tiras de esparadrapo no elástico (esparadrapo convencional quirúrgico) siguiendo la misma dirección que el vendaje KT, pero sin tensión alguna, de manera que la disposición final sea visualmente muy similar al vendaje neuromuscular. Para ello se aplicó una primera tira sobre la tuberosidad anterior de la tibia hasta los laterales de la rodilla, después se aplican dos tiras más, una a cada lado y parten de cada lateral donde terminó la primera tira siguiendo la dirección hacia proximal y terminando por encima de ambos cóndilos femorales. Se reforzaron estas dos últimas tiras con vendaje adhesivo elástico a modo de cierre de vendaje para que las tiras tuvieran mayor protección a la altura del tercio distal del fémur (figura 15). Se usó el siguiente material: Durapore 3M de 6cm x 2,5m.

**Figura 15.** Colocación del vendaje no estandarizado.



### **3.8. Medidas de resultado.**

*Pruebas de la posturografía dinámica computarizada:*

Test de Organización Sensorial (SOT, del inglés, *Sensory Organization Test*). El SOT es la herramienta de PDC más utilizada para la valoración del equilibrio, habiéndose considerado como el gold standard. Proporciona una evaluación objetiva extremadamente sensible de los principales sistemas sensoriales involucrados en el equilibrio y la estabilidad tras someter al sujeto a 6 condiciones, de 20 segundos de duración cada una. Aporta información acerca del equilibrio total (en porcentaje), la estrategia postural empleada (en porcentaje) y el análisis o contribución de los sistemas sensoriales propioceptivo, vestibular y visual del sujeto para mantener el equilibrio.

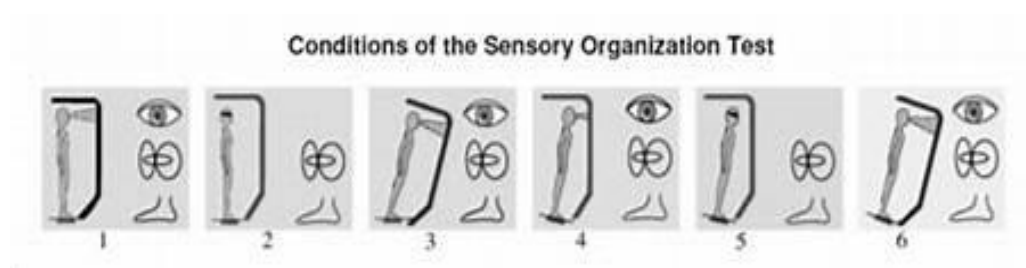
El SOT es capaz de detectar el desplazamiento del centro de masa corporal (CMC), en diferentes situaciones de conflicto sensorial (visuosomatosensorial) o estimulación vestibular (a través del reflejo vestibuloespinal) (Alguacil y Galán, 2012, pp. 173-181).



En el protocolo del SOT se analizan 6 condiciones (figura 16) y cada una se repite en 3 ocasiones, en total 18 análisis. Las condiciones del SOT son las siguientes:

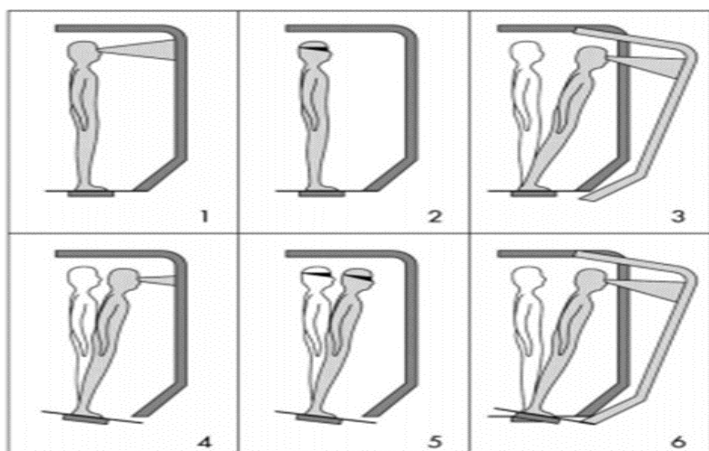
- Condición 1: ojos abiertos, entorno visual fijo y plataforma de soporte fija.
- Condición 2: ojos cerrados y plataforma de soporte fija.
- Condición 3: ojos abiertos, entorno visual móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo anteroposterior del cuerpo) y plataforma de soporte fija.
- Condición 4: ojos abiertos, entorno visual fijo y plataforma de soporte móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo anteroposterior del cuerpo).
- Condición 5: ojos cerrados y plataforma de soporte móvil.
- Condición 6: ojos abiertos, entorno visual móvil y plataforma de soporte móvil. (*Smart Equitest system operator's manual, 2004*).

**Figura 16.** Condiciones del SOT. Tomado de: *Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual 2004*.



Cada condición se repite tres veces y cada ensayo tiene una duración de 20 segundos. Los sujetos recibieron información previa en cada una de las 6 condiciones de la prueba, sobre si el soporte o el entorno se podrían mover o no (figura 17).

**Figura 17.** Representación de los movimientos de la plataforma y el soporte. Tomado de: *Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual 2004.*



El PDC registra la amplitud y la velocidad de movimiento del COP durante los 20 segundos de cada ensayo obteniendo una puntuación de 0 a 100 en cada ensayo, siendo 100 un indicador de mínimo desplazamiento del COP y 0 un indicador de caída. Una puntuación cercana a 100 indica el uso de la estrategia del tobillo. Una puntuación cercana a 0 indica el uso preferente de la estrategia de la cadera (Lee et al., 2010).

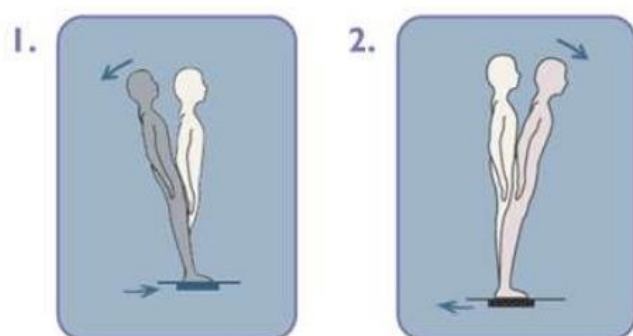
Para cada prueba, se proporcionan medidas de la oscilación postural y de la capacidad de mantener el CDG dentro de una zona objetivo-predefinida, lo que da lugar a puntuaciones parciales para cada condición y a una puntuación global del equilibrio (puntuación SOT compuesta - COMP) que se expresa en porcentaje. Además, el sistema permite cuantificar la relación entre las fuerzas horizontales y verticales ejercidas para mantener el equilibrio en cada prueba, determinando así el tipo de estrategia postural empleada. Las puntuaciones elevadas se asocian a mejor estabilidad postural. Si el sujeto se apoya y mantiene el apoyo con alguna parte de su cuerpo o varía la posición de sus pies durante cualquier ensayo, se considera como caída.

Para cada prueba, el software proporciona medidas de la estrategia postural, lo que da lugar a puntuaciones parciales para cada condición y a una estrategia postural global (estrategia SOT compuesta - STR). Las medidas de resultado fueron la **puntuación parcial del SOT condición 2 y su estrategia**, la **puntuación del COMP** y el **análisis sensorial propioceptivo (condición 2/condición 1)**. Por lo tanto, el equilibrio en esta condición está controlado principalmente por el sistema propioceptivo.

Test de Control Motor (MCT, del inglés, *Motor Control Test*). El MCT estudia la respuesta motora involuntaria del sujeto ante movimientos cortos, rápidos e inesperados de la plataforma representados en la figura 18. Ofrece información sobre el tiempo transcurrido desde el inicio del movimiento de la plataforma y el tiempo de respuesta del sujeto para recuperar la verticalidad en milisegundos (latencia).

Las medidas obtenidas incluyen la valoración del tiempo de respuesta ante el estímulo desestabilizante, así como la fuerza y la simetría de la respuesta motora. En esta prueba suceden respuestas posturales automáticas activadas principalmente por el sistema propioceptivo cuya finalidad es mantener el apoyo en la superficie frente a las traslaciones que se provocan en la doble plataforma de apoyo.

**Figura 18.** *Test de Control Motor. Tomado de: Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual 2004.*



El MCT establece una secuencia de movimientos de la plataforma en sentido horizontal con una duración menor a un segundo. La anchura de traslación se regula según la altura del paciente. Los datos se recogen en tres pruebas para cada una de las condiciones que a continuación se describen:

- Traslación pequeña posterior
- Traslación pequeña anterior
- Traslación media posterior
- Traslación media anterior
- Traslación grande posterior
- Traslación grande anterior

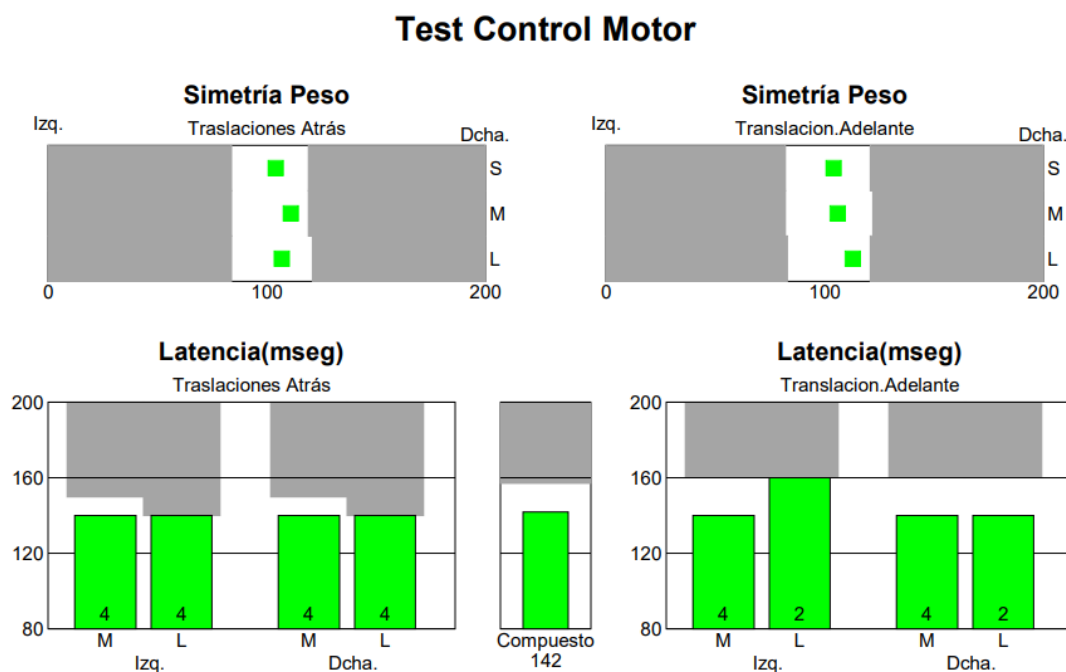
Las aferencias sensitivas visuales y vestibulares son moduladoras de estas respuestas, pero por sí mismas no son suficientes para que se produzcan de forma automática las mismas.

Las posiciones del centro de fuerzas de cada miembro inferior se miden de forma independiente gracias a la doble plataforma de apoyo que contiene el posturógrafo. Cada plataforma registra un miembro inferior y estas medidas se usan para calcular los

tiempos de respuesta (latencia) y la fuerza generada por cada miembro inferior durante las respuestas (Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual, 2004).

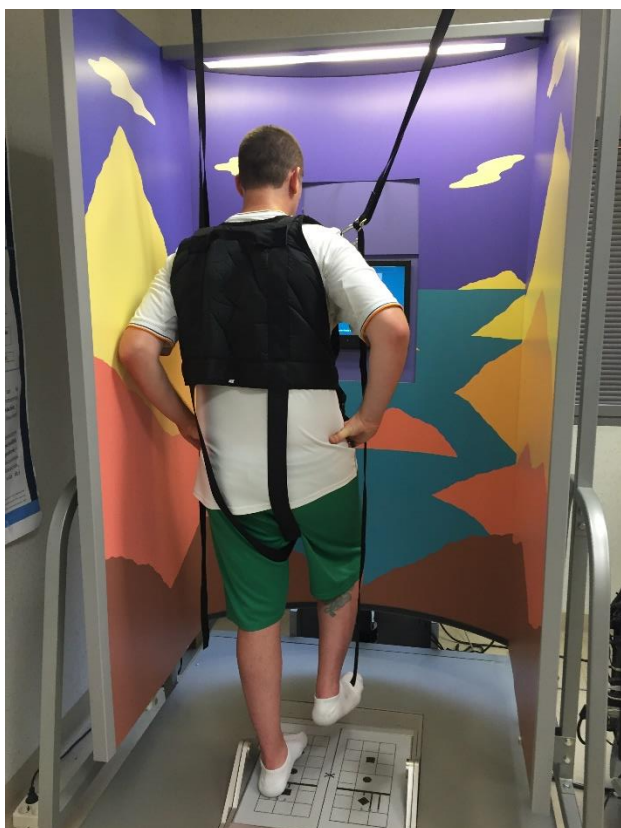
La variable que se analizó en este estudio fue la latencia compuesta (LAT.COMP), que se define como el tiempo en milisegundos (ms) que transcurre entre el inicio de la traslación de la doble plataforma de apoyo y la respuesta activa de cada miembro inferior para mantener el apoyo. El resultado de esta variable se expresa en modo gráfica (figura 19) e igualmente en expresión numérica. La puntuación de latencia compuesto es un promedio de las puntuaciones individuales para las dos piernas, tanto para las traslaciones hacia delante como atrás. (Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual, 2004).

**Figura 19.** Representación gráfica de Latencia compuesto.



Test de Estancia Unilateral (TEU). Cuantifica, durante 10 segundos, la velocidad (grados/segundo) de oscilación postural con el paciente de pie, en diferentes situaciones: en apoyo unipodal derecho e izquierdo, con ojos abiertos (OA) y cerrados (OC) (figura 20)

**Figura 20.** *Posición del paciente en la estancia unilateral.*

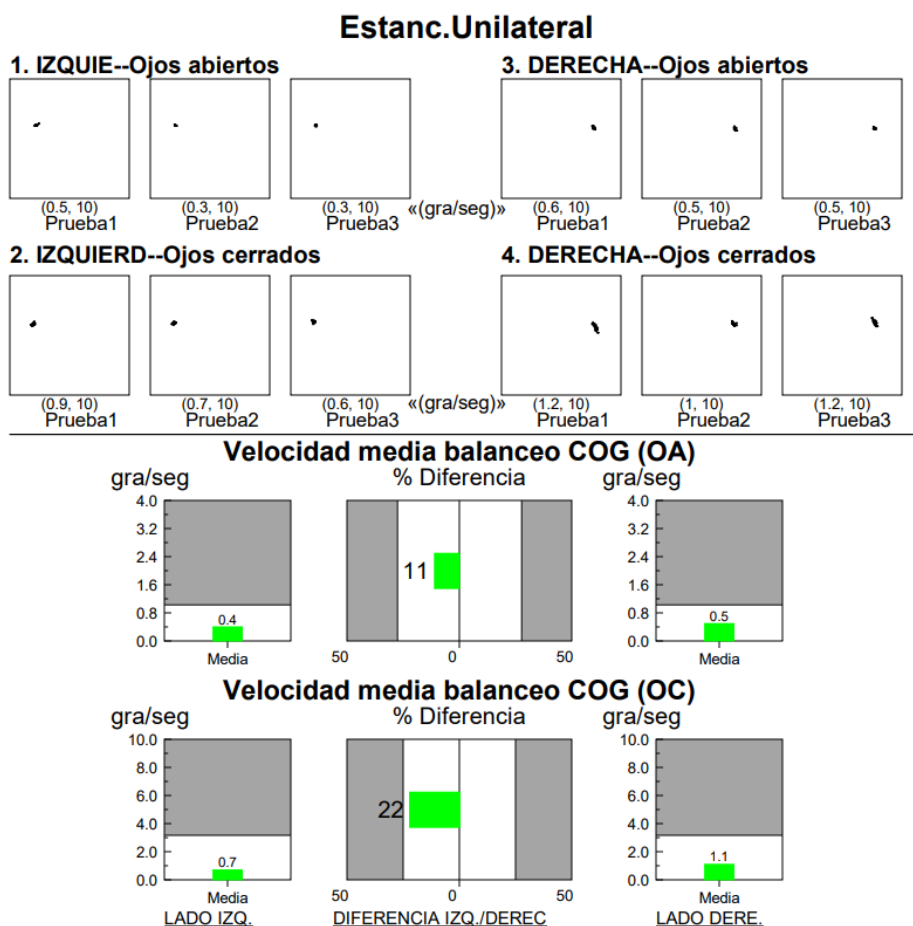


En todas las situaciones se le pide al paciente que permanezca inmóvil para reducir al mínimo posible los desplazamientos del CDG. En la situación de apoyo monopodal los movimientos que genera el paciente son producto del efecto de la gravedad sobre su masa corporal y la intención de mantener el CDG dentro de la base de sustentación.

La variable analizada es la velocidad de balanceo (V.BAL), expresada en grados/segundo, cuanto más pequeña mejores resultados. Según como se haya realizado la prueba OA u OC, en el estudio expresaremos V.BAL OA, V.BAL OC.

La expresión de los resultados en el TEU se expone de forma gráfica y de forma numérica (figura 21).

**Figura 21.** Representación gráfica del Test de estancia unilateral.



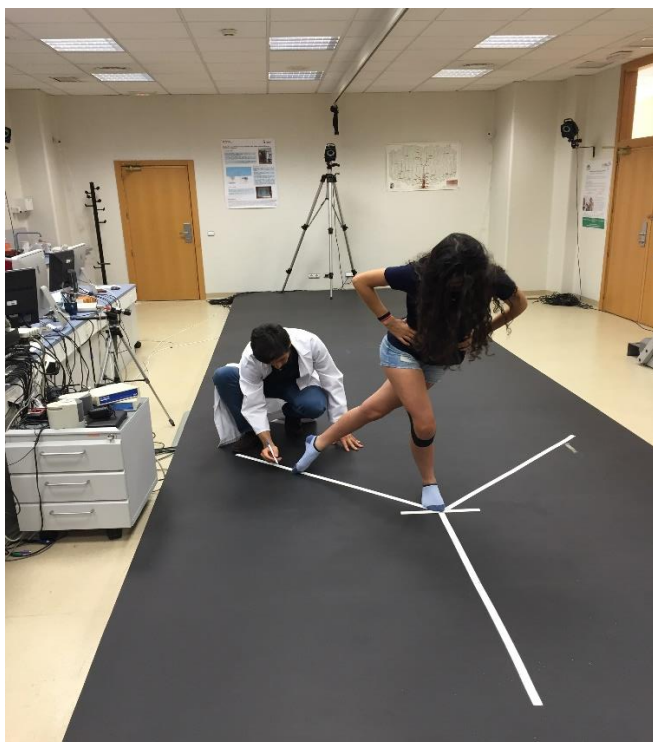
**mSEBT Test.**

Esta prueba surge como desarrollo de la aplicación clínica del *modified Star Excursion Balance Test* (mSEBT). En el SEBT, el paciente mantiene la base de apoyo con una pierna en la línea central en la que convergen todas las líneas marcadas en el suelo en forma de estrella, mientras alcanza la máxima distancia en diferentes direcciones con la otra pierna tocando, lo más lejos posible, con las puntas de los pies las líneas marcadas en el suelo: anterior (A), anteromedial, anterolateral, medial, lateral, posterior, posteromedial (PM) y posterolateral (PL) con la opuesta, sin comprometer la base de sustentación de la pierna de apoyo. Este test resulta muy

sencillo y económico, siendo así una herramienta de acceso fácil y con gran valor diagnóstico. El SEBT consiste en una estrella dibujada en el suelo (de aquí el nombre), con 8 direcciones a estudiar. Se suele utilizar material tipo esparadrapo para confeccionar la estrella. A partir de aquí, el participante permanece en una posición estática, colocando su pie (de estudio) descalzo en el centro de la estrella. Durante la ejecución del test, se le pide al sujeto que toque el punto más lejano que le sea posible con la punta del dedo Hallux. El contacto del dedo tiene que ser limpio, sin apoyo del peso ni desequilibrio del otro pie, regresando cada vez a la posición monopodal inicial. En cada intento se registra en la línea del suelo el punto de contacto. Este ejercicio se repite tantas veces como se haya establecido, y en cada una de las direcciones a estudiar, siendo el resultado final la distancia media de todos los intentos. Esta operación se repite con la otra pierna para ver diferencias entre ambas extremidades, habitualmente una con lesión. El mSEBT consiste en el mismo procedimiento que el SEBT, aunque sólo se realizan los alcances en dirección A, PM y PL, siguiendo unas marcas colocadas en esas direcciones, separadas en ángulos de 45° las posteriores entre sí, y 135° con respecto a la anterior. Se marca la distancia alcanzada (Garrett et al., 2012) (Figura 22). El paciente realiza tres intentos con cada pierna empezando en dirección anterior y repitió la misma secuencia para las direcciones PM y PL. La marca escogida es la de mayor alcance. Para evitar sesgos de alcance por diferencia de longitud entre miembros se aconseja la medición de la longitud de ambos miembros inferiores del paciente, desde la espina ilíaca anterosuperior hasta el maléolo interno de la tibia. Para evitar el sesgo de aprendizaje, se insta al paciente a realizar la prueba 6 veces con cada pierna en cada dirección antes del comienzo de esta.



**Figura 22.** Representación del modified Star excursion balanced test.



Debido a la creciente popularidad en el entorno clínico del uso de esta prueba, se han realizado estudios recientes al objeto de comprobar su fiabilidad, concluyéndose que es una herramienta diagnóstica con una alta fiabilidad inter-ratio (0,99-1,00) e intra-ratio (0,85-0,91), cuyo principal beneficio es la necesidad de emplear menor tiempo en su realización.

*Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS).*

Valora la situación funcional en la que se encuentra el paciente. Este cuestionario ha sido validado al español (Vaquero et al., 2014)

La escala KOOS fue desarrollada como una extensión de la escala WOMAC, y se diseñó con el propósito de evaluar tanto los síntomas a corto y largo plazo como la función en sujetos con diferentes patologías de rodilla que sean susceptibles de resultar en artrosis de esta articulación como es el caso de la rotura de LCA. Esta escala consta de 42 ítems divididos en 5 subescalas que evalúan: rigidez (7 ítems), dolor (9 ítems),

función en actividades cotidianas (17 ítems), función en actividades deportivas (5 ítems) y calidad de vida (4 ítems), habiendo de responder a cada ítem rellenando una casilla, con posibilidad de elegir entre ninguno, poco, moderado, severo y extremo (Anexo 2). Todos los ítems se valoran en una escala Likert de 5 puntos (0-4), específica para cada ítem. La puntuación es de 0 a 100 ponderado para cada subescala donde 0 es problemas extremos de rodilla y 100 es sin problemas de rodilla.

Además de la validez aparente, la participación directa de los pacientes con enfermedades de rodilla en el desarrollo del KOOS facilita la validez de contenido (Roos et al., 1998; Roos et al. 2003). Múltiples estudios informan de que el KOOS demuestra una validez de constructo convergente y divergente, ya que la KOOS está más correlacionada con las subescalas del formato corto 36 (FC-36) que miden constructos similares, por ejemplo, las actividades de la vida diaria (AVD) con función física deporte/recreación con la función física, dolor con el dolor corporal), y menor con las subescalas del FC-36 que miden la salud mental (Roos et al., 1998b; Roos et al., 2003; Xie et al., 2006; Salavati et al., 2008; Goncalves et al., 2009; Bekkers et al., 2009; Salavati et al., 2011). El análisis de Rasch realizado utilizando los datos de los pacientes 20 semanas después de la reconstrucción del ACL mostró que sólo el deporte/recreación y las subescalas de calidad de vida mostraron unidimensionalidad, no así las 3 subescalas que se basaron en el WOMAC (Comins et al., 2008). Un estudio más reciente informó de que las subescalas de la KOOS tenían una dimensionalidad aceptable (Salavati et al., 2011).

KOOS parece responder a los cambios en pacientes con una variedad de condiciones que han sido tratadas con intervenciones quirúrgicas y no quirúrgicas. En los pacientes que se han sometido a una menisectomía parcial 3 meses antes, se observan grandes tamaños del efecto en todas las subescalas excepto en la de AVD. Se observan tamaños de efecto grandes en todas las subescalas 6 meses después de

la reconstrucción del LCA. Tres años después de la implantación de condrocitos autólogos o microfractura, se observan grandes tamaños del efecto en las subescalas de dolor, deporte/recreación y calidad de vida y efectos moderados en las subescalas de síntomas y AVD. En las personas con OA de rodilla que han recibido tratamiento de fisioterapia, se observan grandes tamaños del efecto a las 4 semanas en las subescalas de dolor, síntomas y AVD, mientras que las subescalas de deporte/recreación y las subescalas de calidad de vida muestran efectos moderados. Los tamaños de los efectos son consistentes en todas las subescalas de 3 a 12 meses después de la prótesis de rodilla.

#### Escala funcional de rodilla Lysholm.

Es la más utilizada en la literatura para la evaluación funcional de la rodilla. Esta escala se utiliza para clasificar el agrado subjetivo de los pacientes en relación con la capacidad funcional. Consiste en ocho ítems relacionados con la función de la rodilla; cojera, uso de soporte para caminar, inestabilidad, dolor, bloqueo, inflamación, capacidad para subir escaleras y capacidad para agacharse, siendo cada ítem y la puntuación global analizados por separado. Los ítems para el dolor y la hinchazón se adaptaron de la escala de puntuación de Larson modificada (Oretorp, 1979). Los autores añadieron el ítem de la inestabilidad, ya que consideraron que este un componente importante de la discapacidad asociada a la lesión del LCA (Lysholm y Gillquist, 1982). La teoría del ítem-respuesta no se utilizó en el desarrollo de la escala funcional de rodilla Lysholm. Aceptabilidad: Hay informes consistentes de ausencia de efectos mínimos o máximos (es decir, <15% de los pacientes obtienen la puntuación más baja o más alta respectivamente) (Briggs et al., 2009; Heintjes et al., 2008; Kocher et al., 2004; Paxton et al., 2003). La fiabilidad de la prueba es adecuada para su uso en grupos con lesiones de rodilla, pero es menos que adecuada para grupos con patologías mixtas de rodilla. La fiabilidad puede ser inadecuada para su uso en

individuos. El cambio mínimo detectable es de entre 8,9 y 10,1 para las lesiones de rodilla, mientras que el error estándar de la medida oscila entre 3,2 y 3,6 para las lesiones de rodilla y entre 9,7 y 12,5 para las patologías mixtas de la rodilla. La escala de funcional de rodilla Lysholm tiene una validez aparente, evaluada por 5 cirujanos ortopédicos con experiencia en medicina deportiva (Wright, 2009). Dado que los ítems de la escala funcional de rodilla Lysholm son derivados del cirujano, no se puede asumir la validez de contenido desde el punto de vista del paciente. Se han notificado grandes tamaños de efecto tras la reconstrucción del LCA (6-9 meses postoperatorios), reparación de menisco (1 año postoperatorio) y microfractura (1-6 años postoperatorios). También se ha informado de grandes tamaños del efecto tras 1 mes de fisioterapia en un grupo de pacientes con patologías mixtas de rodilla. La diferencia mínima clínicamente importante y el estado sintomático aceptable para el paciente no se han calculado en ninguna población de pacientes.

Múltiples estudios han informado de la validez de constructo convergente de Lysholm, encontrando correlaciones significativas con el Hospital for Special Surgery de la rodilla del Hospital de Cirugía Especial, el Cincinnati Knee Ligament Score, el International Knee de la rodilla, el formulario de evaluación subjetiva de la rodilla del Comité Internacional de Documentación de la Rodilla, las puntuaciones de Fulkerson y Kujala y el índice de osteoartritis de las universidades de Western Ontario y McMaster (Kocher et al., 2004; Sgaglione et al., 1995). Dos estudios han informado de pruebas de validez de constructo convergente y divergente, encontrando que la puntuación de Lysholm se correlaciona mejor con los componentes físicos del Short Form 12 y del Short Form 36 que con los componentes mentales (Briggs et al., 2009; Marx et al., 2001). La puntuación de Lysholm demostró satisfacer el modelo de modelo de Rasch después de eliminar el ítem de la hinchazón en pacientes que esperaban ser operados de una lesión condral de rodilla (Smith et al., 2009). Se enfoca en síntomas durante

actividades de la vida cotidiana y en el deporte, y se tarda aproximadamente cuatro minutos en completar las ocho preguntas. Algunos autores le cuestionan que se le otorgue más importancia a las actividades de vida cotidiana que al deporte, y que la mitad de este score se base en síntomas de dolor y e inestabilidad, sin datos objetivos para apoyarlo. Por este motivo, diversos autores recomiendan utilizar el score de Lysholm en conjunto con el de Tegner para poder evaluar mejor la actividad deportiva (Wright, 2009). La escala revisada modificó ligeramente la puntuación original: 1) cojera (0, 3, 5), 2) apoyo (0, 2, 5), 3) bloqueo (0, 2, 6, 10, 15), 4) inestabilidad (0, 5, 10, 15, 20, 25), 5) dolor (0, 5, 10, 15, 20, 25), 6) hinchazón (0, 2, 6, 10), 7) subir escaleras (0, 2, 6, 10), y 8) ponerse en cuclillas (0, 2, 4, 5) (54). Las puntuaciones por debajo de 65 fueron consideradas pobres; entre 66 y 83, regulares; desde 84 hasta 94, buenas, y por encima de 95, excelentes.

### **3.9. Análisis estadístico.**

Se realizaron estadísticos descriptivos de las variables de control, mostrando el intervalo de confianza para la media al 95%. Después se llevó a cabo un contraste de medias para muestras independientes sobre estas variables, junto con sus respectivas pruebas de Saphiro-Wilk y Levene para el control de normalidad y de homogeneidad de varianzas, respectivamente.

Asimismo, se llevó a cabo un análisis descriptivo de las variables dependientes del estudio. Posteriormente, estas medidas se analizaron mediante una Análisis de Varianza de Medidas Repetidas (ANOVA MR) de dos factores. A cada participante se le midió en tres tomas diferentes, por lo que el factor intra-grupo llamado toma contó con tres niveles: basal, pre y post. Asimismo, los participantes se dividieron en dos grupos, por lo que el factor inter-grupo grupo contó con dos niveles: vendaje no estandarizado (VNE) y kinesiotape (KT). De esta forma, cada medida se mandó de

forma separada a un Análisis de Varianzas de Medidas Repetidas (ANOVA MR) de tipo 3 tomas x 2 grupos. En los casos de los cuestionarios, se llevó a cabo un ANOVA 2 tomas (basal y post) x 2 grupos, VNE y KT. En estos ANOVAs MR se analizaron los efectos principales para cada factor (grupo y toma) así como el efecto de interacción entre factores. Además, en los casos necesarios, se analizaron los efectos simples tanto para el factor toma como para la interacción entre toma y grupo. Por último, se realizaron los análisis post-hoc por pares con el ajuste de significatividad de Bonferroni para las comparaciones de los grupos dentro de cada toma, y para las tomas dentro de cada grupo por separado.

Para llevar a cabo los ANOVAS MR, se comprobaron los supuestos básicos de normalidad a través de la prueba de Shapiro-Wilk e inspección visual de gráficos Q-Q de los residuos. Para el análisis de datos se filtraron aquellos casos extremos que superaran 5 veces las desviaciones típicas en la variable objeto de análisis ( $-5 < Z < 5$ ). Además, se comprobó el supuesto de homogeneidad de varianzas y esfericidad con las pruebas Levene y Mauchly, respectivamente. En caso de violación de la esfericidad se consideró la corrección de Greenhouse-Geisser. Para los análisis post-hoc por pares se utilizó la corrección del nivel de significatividad de Bonferroni, más robusta a las situaciones donde la esfericidad pueda resultar comprometida <sup>1</sup>. En caso de que los supuestos básicos no se cumplieren, se realizaron los análisis con métodos no paramétricos (Test de Friedman y U de Mann-Whitney), teniendo en cuenta los ajustes de significatividad correspondientes en cada caso.

Se expresó el tamaño del efecto mediante la eta cuadrado parcial ( $\eta^2$ ), con valores de 0.01, 0.06 y 0.14 para efectos pequeños, medianos y grandes, respectivamente <sup>2</sup>. El nivel de significatividad se estableció en  $\alpha = 0.05$  para todos los

análisis. Se utilizaron los programas IBM SPSS V.25 y jamovi V.2.3 ([www.jamovi.org](http://www.jamovi.org)) para los análisis estadísticos y la producción de figuras.

### **3.10. Consideraciones éticas.**

De acuerdo con la Ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal, los datos personales que se requieren son los estrictamente necesarios.

Ninguno de estos datos será revelado a personas externas. La participación es anónima, sin embargo, los nombres estarán registrados en una lista de participantes que será guardada en la Universidad Rey Juan Carlos (URJC), y solo se recurrirá a ella en los momentos imprescindibles.

De acuerdo con la legislación vigente, en relación con los datos personales en esta investigación, los participantes tendrán derecho al acceso, rectificación, cancelación y oposición a los mismos.

El participante tiene el derecho de revocar su consentimiento para participar en este estudio en cualquier momento, sin necesidad de justificación alguna para ello.

No conlleva riesgos físicos para los participantes ni para los profesionales que intervienen en el estudio, ya que en todo momento se tendrá en cuenta la seguridad del paciente por el profesional que le acompañará.

El presente estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la URJC y por el Comité de Ética del hospital Fundación de Alcorcón.

## 4. RESULTADOS.

### 4.1. Variables de control

Se asignó aleatoriamente a 36 sujetos al grupo de vendaje neuromuscular kinesiotape® (KT = 20) y al grupo del vendaje no estandarizado (VNE = 16). En la Tabla 2 se pueden consultar los estadísticos descriptivos relativos a las variables de control. La edad media de los participantes fue de 38 años, la talla de 172 cm y el peso entre 75 y 81 kg (Tabla 2). No se encontraron diferencias en función del grupo para ninguna de las tres variables (Tabla 2). Es decir, los grupos KT y VNE mostraron similares características para el estudio.

**Tabla 2. Estadísticos descriptivos relativos a las variables de control por grupo.**

	Grupo	N	M	IC 95%		DT	Contraste		
				I	S		T	p	$\eta_p^2$
Edad	KT	20	38.00	32.34	43.66	12.92	0.08	0.933	<0.01
	VNE	16	37.63	30.94	44.31	13.65			
Talla	KT	20	172.80	169.34	176.26	7.88	0.62	0.539	0.01
	VNE	16	171.25	167.90	174.60	6.84			
Peso	KT	20	81.52	71.98	91.06	21.78	1.01	0.322	0.03
	VNE	16	75.84	70.23	81.45	11.45			

Nota. KT es Kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95%, Desviación Típica (DT), estadístico de contraste de medias (T), nivel exacto de significatividad (p) y tamaño del efecto ( $\eta_p^2$ ) de las variables de control por grupo.



## 4.2. Test de Organización Sensorial.

### 4.2.1. Test de organización sensorial Condición 2

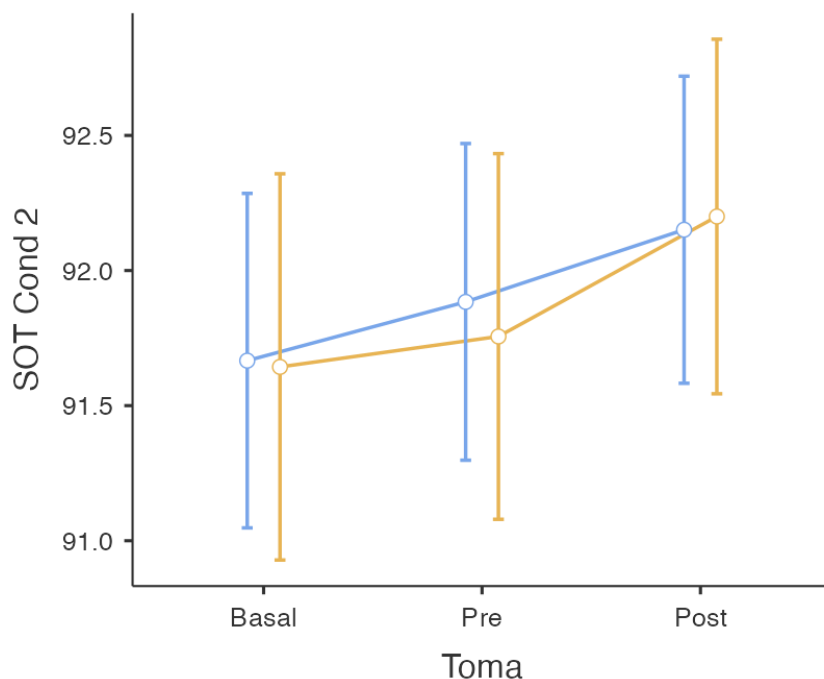
Las puntuaciones del test de organización sensorial en su condición 2 se situaron en unos valores cercanos a 92 puntos (Tabla 3). Como se observa en la Figura 23, ambos grupos presentaron puntuaciones muy parejas a lo largo de todo el experimento, por lo que se descartaron, tanto el efecto principal de grupo,  $F(1,33) = 0.01$ ,  $p = 0.967$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ , como una posible interacción entre el grupo y el tiempo  $F(2,66) = 0.02$ ,  $p = 0.979$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ . El ANOVA MR tampoco encontró un efecto del tiempo,  $F(2,66) = 0.76$ ,  $p = 0.469$ ,  $\eta_p^2 = 0.02$ . En resumen, las puntuaciones se mantuvieron estables en los tres tiempos e iguales entre los dos grupos.

**Tabla 3. Puntuaciones del Test de organización sensorial en la condición 2.**

SOT Cond 2	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	91.7	90.3	93.1	3.16
	VNE	16	91.6	90.6	92.7	2.12
Pre	KT	20	91.9	90.7	93.1	2.75
	VNE	16	91.8	90.5	93.0	2.43
Post	KT	20	92.2	90.9	93.4	2.91
	VNE	16	92.2	91.2	93.2	1.93

Nota. KT es Kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) del Test de organización sensorial en la condición 2 por grupo y por momento del tiempo.

**Figura 23. Puntuaciones del Test de organización sensorial en la condición 2 por grupos y tomas. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

#### 4.2.2. Análisis Sensorial

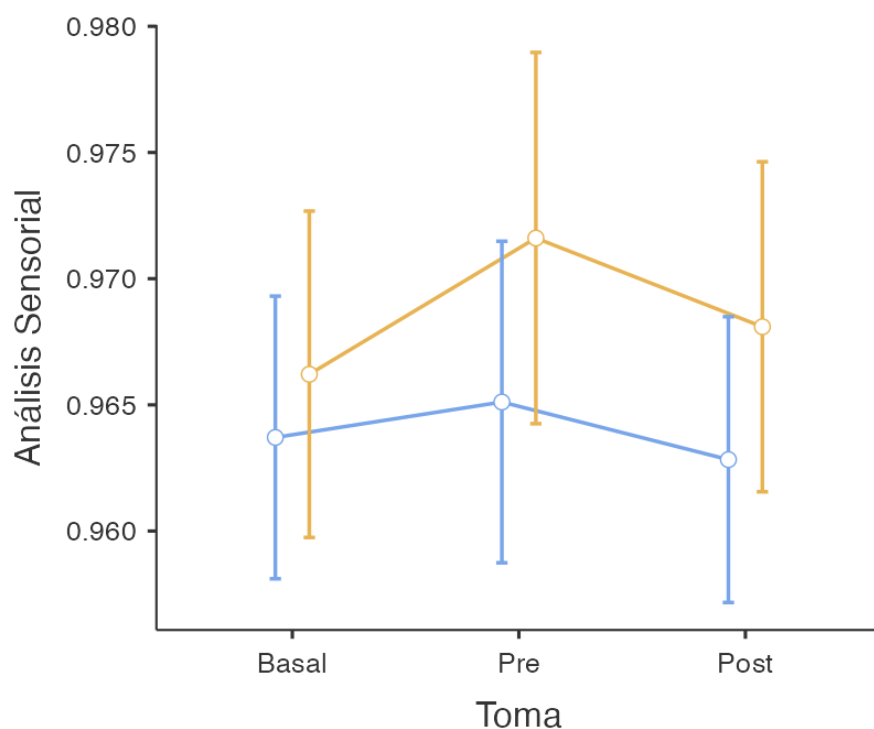
Los participantes mostraron rendimientos en torno a 0.97 en la prueba de análisis sensorial (Tabla 4). Al igual que ocurría con la anterior variable, ambos grupos obtuvieron puntuaciones muy similares a lo largo de toda la prueba (Figura 24). De esta forma, el ANOVA de MR no encontró efectos principales para el tiempo,  $F(2,68) = 0.22$ ,  $p = 0.802$ ,  $\eta_p^2 = 0.01$ , o grupo,  $F(1,33) = 0.01$ ,  $p = 0.96$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ , ni tampoco para la interacción entre tiempo y grupo,  $F(2,68) = 0.07$ ,  $p = 0.934$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ .

**Tabla 4. Rendimientos en la prueba del Análisis Sensorial.**

Análisis Sensorial	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	0.96	0.95	0.98	0.03
	VNE	16	0.97	0.96	0.98	0.02
Pre	KT	20	0.97	0.95	0.98	0.03
	VNE	16	0.97	0.96	0.99	0.03
Post	KT	20	0.96	0.95	0.98	0.03
	VNE	16	0.97	0.96	0.98	0.02

Nota. KT es Kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) del Análisis Sensorial por grupo y momento del tiempo.

**Figura 24. Puntuaciones del análisis sensorial por grupos y tomas. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

### 4.2.3. Estrategia Condición 2

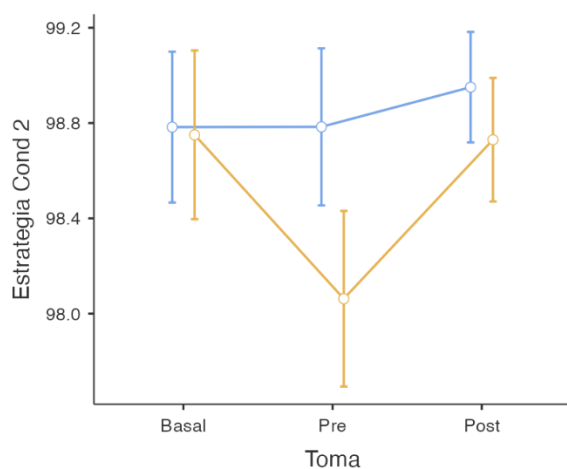
Las puntuaciones de esta variable se situaron en valores muy similares a la estrategia en condición 1, es decir, en torno a 99 puntos (Tabla 6). No se apreciaron diferencias entre los tiempos ni entre los grupos. Quizá pudiera parecer que el grupo de vendaje no estandarizado en el tiempo pre puntúe ligeramente inferior, pero si atendemos a la escala de medida y a los estadísticos descriptivos de la Tabla 5, vemos que estas diferencias son menores a 1 punto. De esta forma, el ANOVA MR no confirmó la existencia de un efecto por tiempo,  $F(2,68) = 1.35$ ,  $p = 0.266$ ,  $\eta_p^2 = 0.04$ , por grupo,  $F(1,34) = 1.06$ ,  $p = 0.31$ ,  $\eta_p^2 = 0.03$ , o en la interacción entre toma y grupo,  $F(2,68) = 0.86$ ,  $p = 0.426$ ,  $\eta_p^2 = 0.02$ .

**Tabla 5. Rendimientos de la estrategia en la condición 2.**

Estrategia Cond 2	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	98.78	98.14	99.42	1.46
	VNE	16	98.75	98.08	99.42	1.36
Pre	KT	20	98.78	98.34	99.22	1.00
	VNE	16	98.06	97.13	99.00	1.91
Post	KT	20	98.95	98.47	99.43	1.09
	VNE	16	98.73	98.26	99.20	0.96

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de la estrategia en la condición 2 por grupo y momento del tiempo.

**Figura 25. Puntuaciones de la estrategia en la condición 2 por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

#### 4.2.4. Test de organización sensorial Compuesto

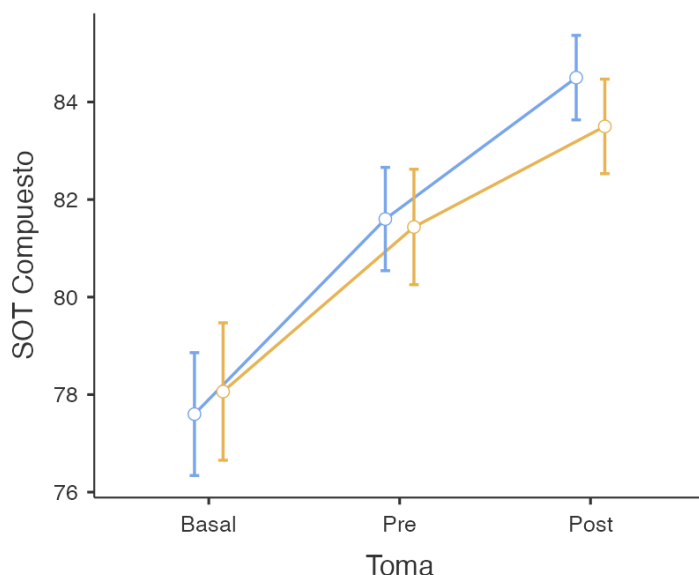
Las puntuaciones del test sensorial compuesto se situaron en valores medios entre 78 y 84 (Tabla 6). Las puntuaciones fueron cercanas en ambos grupos a lo largo del experimento. El ANOVA MR descartó el efecto de grupo,  $F(1,34) = 0.03$ ,  $p = 0.864$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ , así como en la interacción entre el grupo y el tiempo,  $F(2,68) = 0.48$ ,  $p = 0.623$ ,  $\eta_p^2 = 0.01$ . Como muestra la Figura 26, estas puntuaciones fueron al alza desde el tiempo basal hasta el post, confirmando el efecto en tiempo,  $F(2,68) = 34.05$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.50$ . Los efectos simples mostraron aumentos del basal al pre,  $F(1,34) = 26.96$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.44$ , del pre al post,  $F(1,34) = 15.41$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.31$ , así como del basal al post,  $F(1,34) = 47.93$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.58$ . Los análisis post-hoc revelaron que el grupo KT aumentó progresivamente en todos los tiempos, mientras que el grupo de vendaje no estandarizado sólo del basal al pre y basal al post; no del pre al post (Tabla 7).

**Tabla 6. Puntuaciones del Test de organización sensorial compuesto.**

SOT Compuesto	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	77.60	74.95	80.25	6.05
	VNE	16	78.06	75.58	80.54	5.07
Pre	KT	20	81.60	79.52	83.68	4.74
	VNE	16	81.44	79.12	83.76	4.73
Post	KT	20	84.50	82.90	86.10	3.65
	VNE	16	83.50	81.47	85.53	4.15

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de la estrategia en la condición 2 por grupo y momento de la toma.

**Figura 26. Puntuaciones del Test de organización sensorial Compuesto por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

**Tabla 7. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para el Test de organización sensorial Compuesto.**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
KT	Basal vs Pre	-4.00	-6.38	-1.61	0.001
	Basal vs Post	-6.90	-9.89	-3.91	<0.001
	Pre vs Post	-2.90	-5.02	-0.78	0.005
VNE	Basal vs Pre	-3.37	-6.04	-0.71	0.009
	Basal vs Post	-5.44	-8.78	-2.09	0.001
	Pre vs Post	-2.06	-4.43	0.31	0.107

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado.

En resumen, ambos grupos evolucionaron igual en todas las variables analizadas del Test de Organización Sensorial. Sólo en el test compuesto las puntuaciones mostraron un aumento conforme avanzaba el experimento.

#### **4.3. Latencias del Test de Control Motor.**

Los participantes mostraron unos valores de latencias compuestas del test de control motor cercanos a 135 ms (Tabla 8). El grupo de vendaje no estandarizado puntuó por encima del grupo KT en los tres tiempos, pero sin resultar significativa esta diferencia,  $F(1,24) = 1.33$ ,  $p = 0.260$ ,  $\eta_p^2 = 0.05$ . El ANOVA MR no encontró un efecto de interacción entre tiempo y grupo,  $F(2,48) = 1.45$ ,  $p = 0.245$ ,  $\eta_p^2 = 0.06$ ; tampoco en los efectos simples de interacción  $p > 0.05$ . A pesar de señalar un tamaño del efecto mediano, el ANOVA MR no resultó significativo en el efecto principal del tiempo,  $F(2,48) = 3.15$ ,  $p = 0.052$ ,  $\eta_p^2 = 0.12$ . Al indagar en los efectos simples, el ANOVA reveló un

descenso significativo del tiempo basal con respecto al post,  $F(1,24) = 6.67$ ,  $p = 0.016$ ,  $\eta_p^2 = 0.16$ . El análisis por pares confirmó que este efecto proviene del grupo de vendaje no estandarizado, el cual reduce sus puntuaciones desde el basal hasta el post,  $dif = 3.28$ ,  $p = 0.041$ . No se encontraron más efectos simples o post-hoc significativos en esta variable.

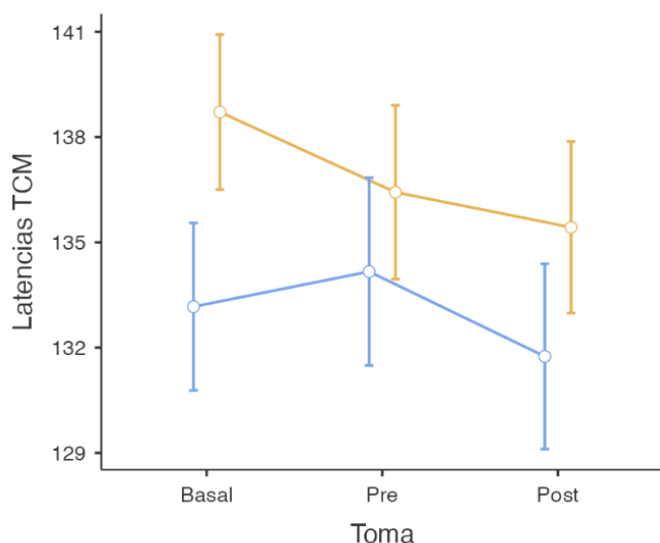
**Tabla 8. Valores de las latencias compuestas del Test de control motor.**

Latencias MCT	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	132.12	127.47	136.77	9.78
	VNE	16	137.33	131.92	142.74	10.69
Pre	KT	20	133.46	129.00	137.93	8.21
	VNE	16	136.43	131.13	141.73	10.11
Post	KT	20	132.65	128.59	136.70	8.54
	VNE	16	133.69	128.60	138.78	10.39

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de las latencias compuestas del Test de control motor Cerrados por grupo y momento del tiempo.



**Figura 27. Puntuaciones de las latencias del Test de control motor por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

#### 4.4. Test de estancia unilateral

##### 4.4.1. Estancia Unilateral Ojos Abiertos

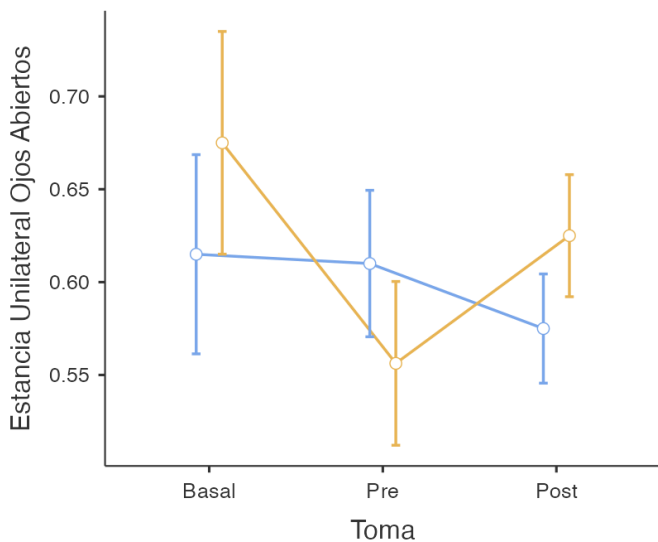
Las puntuaciones del test de Estancia Unilateral con los ojos abiertos de la pierna afecta se situaron en valores cercanos a los 60 puntos (Tabla 9). Como se observa en la Figura 28, el grupo de vendaje no estandarizado mostró puntuaciones ligeramente superiores al grupo KT en el tiempo basal y en el post, y ligeramente inferiores en el tiempo pre. Estas diferencias no obstante no fueron lo suficientemente marcadas para que el ANOVA MR con ajuste de esfericidad revelase un efecto de interacción entre tiempos y grupo,  $F(1.63, 55.44) = 1.75$ ,  $p = 0.189$ ,  $\eta_p^2 = 0.05$ ; tampoco para los efectos simples de interacción,  $p$ 's  $< 0.05$ . El ANOVA tampoco señaló un efecto de grupo,  $F(1, 34) = 0.14$ ,  $p = 0.708$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ , ni de toma,  $F(1.63, 55.44) = 1.80$ ,  $p = 0.180$ ,  $\eta_p^2 = 0.05$ .

**Tabla 9. Puntuaciones del test de Estancia Unilateral Ojos Abiertos.**

EU Ojos Abiertos	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	0.61	0.53	0.70	0.20
	VNE	16	0.68	0.54	0.81	0.28
Pre	KT	20	0.61	0.53	0.69	0.19
	VNE	16	0.56	0.48	0.63	0.15
Post	KT	20	0.57	0.52	0.63	0.12
	VNE	16	0.63	0.55	0.70	0.14

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) del test de Estancia Unilateral Ojos Abiertos por grupo y momento del tiempo.

**Figura 28. Puntuaciones de Estancia Unilateral Ojos Abiertos por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

#### 4.4.2. Estancia Unilateral Ojos Cerrados

Los valores registrados en el test de Estancia Unilateral con los Ojos Cerrados de la pierna afectada variaron mucho entre condiciones y entre participantes (Tabla 10). El ANOVA MR con ajuste de significatividad no mostró efectos principales de grupo  $F(1,34) = 2.95$ ,  $p = 0.095$ ,  $\eta_p^2 = 0.08$ , toma  $F(1.52, 51.70) = 2.34$ ,  $p = 0.119$ ,  $\eta_p^2 = 0.06$ , o de interacción entre grupo y tiempo  $F(1.52, 51.70) = 1.24$ ,  $p = 0.290$ ,  $\eta_p^2 = 0.04$ .

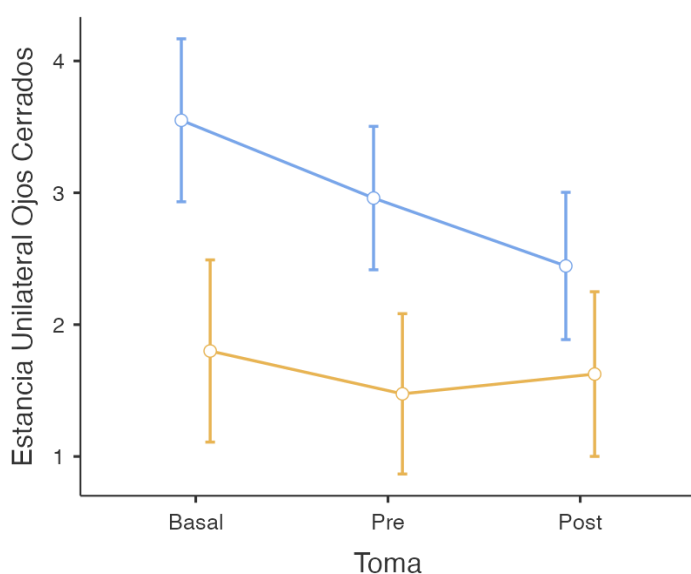
No obstante, los residuos de los ANOVAS no cumplían la normalidad requerida, aparte de la heterogeneidad de varianzas en los tiempos. Por tanto, analizamos también los resultados con métodos no paramétricos. Como muestra la Figura 29, se observaron ciertas diferencias entre los grupos en el tiempo de basal que luego se fueron reduciendo en pre y en post. Para evaluar el posible efecto de interacción entre grupo y tiempo, primero calculamos tres variables que reflejaran la diferencia entre los tiempos: basal-pre, basal-post y pre-post. Después, realizamos contrastes de medias entre los grupos KT y vendaje no estandarizado sobre esas variables, considerando el ajuste de significatividad de Bonferroni:  $\alpha/n^0$  de contrastes,  $\alpha = 0.05/3$ . Las pruebas U de Mann Whitney mostraron puntuaciones similares entre los grupos para esas diferencias entre tomas  $p > 0.017$ . Es decir, ambos grupos evolucionaron de igual forma.

**Tabla 10. Puntuaciones del test de Estancia Unilateral Ojos Cerrados.**

EU Ojos Cerrados	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	3.55	2.00	5.10	3.55
	VNE	16	1.80	1.23	2.37	1.17
Pre	KT	20	2.96	1.54	4.38	3.24
	VNE	16	1.48	1.29	1.66	0.37
Post	KT	20	2.44	1.00	3.89	3.31
	VNE	16	1.63	1.36	1.89	0.54

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) del test de Estancia Unilateral Ojos Cerrados por grupo y momento del tiempo.

**Figura 29. Puntuaciones de Estancia Unilateral Ojos Cerrados por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

En resumen, con los datos registrados en el test de Estancia Unilateral no se puede afirmar que ambos grupos evolucionaran de forma diferente, o lo que es lo mismo, no se pudo encontrar un efecto diferente de KT con respecto al vendaje no estandarizado, ni con los ojos abiertos ni cerrados.

#### **4.5. modified Star excursion balanced test.**

##### **4.5.1. modified Star excursion balanced test Anterior Afecta**

Las puntuaciones del test mSEBT en la parte Anterior Afecta variaron desde un mínimo de 44 hasta un máximo de 71, promediando valores en torno a 55 (Tabla 11). Ambos grupos evolucionaron de forma paralela y con valores cercanos (Figura 30), por lo que se descartó tanto el efecto principal de grupo,  $F(1,34) = 0.82$ ,  $p = 0.370$ ,  $\eta_p^2 = 0.02$ , como de interacción entre grupo y tiempo  $F(2,68) = 0.04$ ,  $p = 0.956$ ,  $\eta_p^2 < 0.01$ .

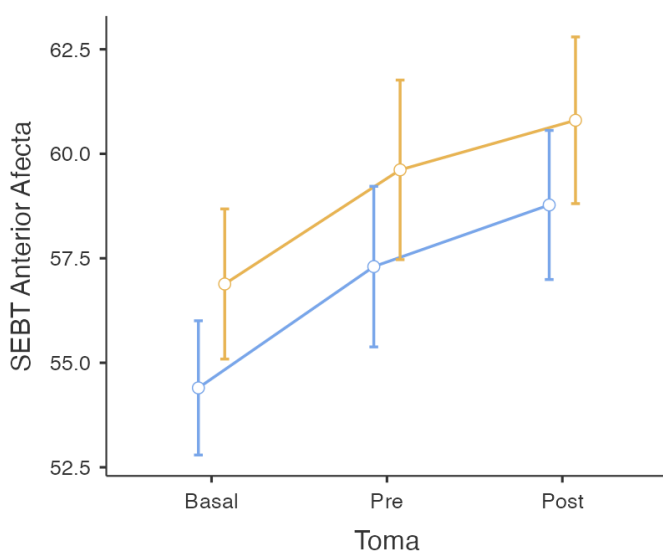
Como se puede observar en la Figura 30, los valores de esta variable fueron al alza en ambos grupos. Así, el ANOVA MR confirmó el efecto grande del tiempo sobre estas puntuaciones,  $F(2, 68) = 14.85$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = .30$ . En particular, los efectos simples revelaron diferencias entre el tiempo basal y la pre,  $F(1,34) = 11.62$ ,  $p = 0.002$ ,  $\eta_p^2 = 0.26$ , y sobre todo entre basal y la post,  $F(1,34) = 34.87$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.51$ ; pero no así entre pre y post  $F(1,34) = 2.78$ ,  $p = 0.104$ ,  $\eta_p^2 = 0.08$ . El análisis post-hoc encontró que ambos grupos (KT y vendaje no estandarizado) aumentaron entre basal y post. (Tabla 12). Sólo el grupo KT aumentó significativamente entre basal y pre (Tabla 12).

**Tabla 11. Puntuaciones de modified Star excursión balanced test Anterior.**

mSEBT Anterior Afecta	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	54.40	51.05	57.75	7.65
	VNE	16	56.88	53.68	60.09	6.54
Pre	KT	20	57.30	53.08	61.52	9.64
	VNE	16	59.62	56.16	63.07	7.05
Post	KT	20	58.78	55.40	62.15	7.71
	VNE	16	60.80	56.73	64.87	8.30

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de modified Star excursion balanced test Anterior Afecta por grupo y momento del tiempo.

**Figura 30. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Anterior Afecta por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

**Tabla 12. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para modified Star excursion balanced test Anterior Afecta**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
KT	Basal vs Pre	-2.902	-5.67	-0.13	0.038
	Basal vs Post	-4.376	-6.73	-2.02	< 0.001
	Pre vs Post	-1.474	-4.15	1.20	0.523
VNE	Basal vs Pre	-2.731	-5.83	0.37	0.100
	Basal vs Post	-3.917	-6.55	-1.28	0.002
	Pre vs Post	-1.186	-4.18	1.81	0.975

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado.

#### 4.5.2. modified Star excursion balanced test Lateral Derecha Afecta

Los participantes puntuaron de forma promedio entre 70 y 80 en el test mSEBT en la parte lateral derecha afecta (Tabla 13). Las puntuaciones de ambos grupos se mantuvieron paralelas a lo largo de todo el proceso, por lo que se descartó un efecto de interacción entre grupo y tiempo  $F(2,68) = 0.42$ ,  $p = 0.660$ ,  $\eta_p^2 = 0.01$ . La diferencia media encontrada entre los grupos fue cercana a 4 puntos (Tabla 9) con desviaciones típicas en torno a 12 puntos. Es decir, el ANOVA MR tampoco encontró un efecto principal para el factor grupo,  $F(1,34) = 0.89$ ,  $p = 0.352$ ,  $\eta_p^2 = 0.03$ .

Como se observa en la Figura 31, las mediciones mostraron una tendencia al alza desde el tiempo basal hasta el post,  $F(2, 68) = 12.32$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = .27$ . Los valores aumentaron significativamente en ambos grupos desde el tiempo basal al pre,  $F(1,34) = 12.26$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.26$ , y por supuesto desde la basal al post  $F(1,34) =$

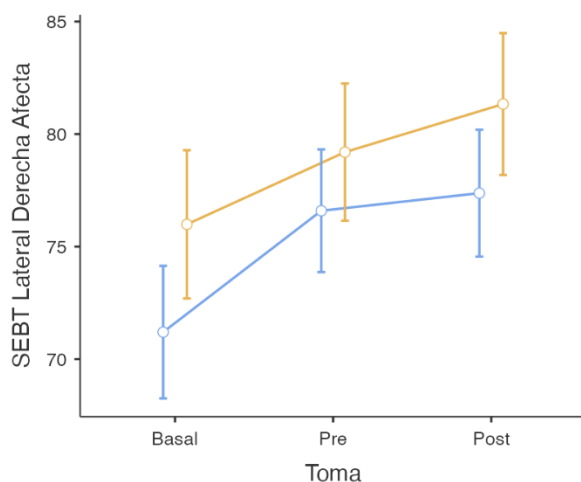
18.43,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.352$ , pero no así entre el pre y el post,  $F(1,34) = 2.01$ ,  $p = 0.165$ ,  $\eta_p^2 = 0.06$ . El posterior análisis por pares confirmó que ambos grupos (KT y vendaje no estandarizado) aumentaron entre basal y post; pero sólo el grupo KT aumentó significativamente entre basal y pre (Tabla 14).

**Tabla 13. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Derecha.**

mSEBT Lateral Derecha Afecta	Grupo	N	M	IC 95%		
				I	S	DT
Basal	KT	20	71.20	65.40	77.00	13.23
	VNE	16	75.99	69.57	82.41	13.10
Pre	KT	20	76.59	71.38	81.80	11.88
	VNE	16	79.20	73.04	85.36	12.57
Post	KT	20	77.38	71.79	82.96	12.73
	VNE	16	81.33	75.23	87.43	12.45

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de modified Star excursion balanced test Lateral Derecha Afecta por grupo y momento del tiempo.

**Figura 31. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Derecha Afecta por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.



**Tabla 14. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para modified Star excursion balanced test Lateral Derecha Afecta**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
KT	Basal vs Pre	-5.39	-9.52	-1.27	0.007
	Basal vs Post	-6.17	-10.68	-1.67	0.005
	Pre vs Post	-0.78	-4.24	2.67	1.000
VNE	Basal vs Pre	-3.21	-7.83	1.40	0.266
	Basal vs Post	-5.34	-10.38	-0.31	0.034
	Pre vs Post	-2.13	-6.00	1.73	.518

Nota. KT es Kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado.

#### 4.5.3. modified Star excursion balanced test lateral Izquierda Afecta

Se encontraron valores del test mSEBT en la parte Lateral Izquierda Afecta entre valores medios de 77 y 85 (Tabla 15). Como se puede observar en la Figura 32, esta variable siguió la misma tendencia que los otros test de la mSEBT. Es decir, ambos grupos se comportaron de forma cercana y paralela. El ANOVA (con ajuste de esfericidad de Greenhouse-Geisser) descartó un efecto del grupo,  $F(1,34) = 0.41$ ,  $p < 0.524$ ,  $\eta_p^2 = 0.01$ , así como de interacción entre grupo y tiempo,  $F(1.68, 57.23) = 0.41$ ,  $p = 0.631$ ,  $\eta_p^2 = 0.01$ . Como ocurría en las otras dos pruebas mSEBT, las puntuaciones de los participantes de ambos grupos fueron superiores conforme avanzaba la toma de datos, con un efecto principal de tiempo grande,  $F(1.68,57.23) = 22.35$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.40$  –con ajuste de esfericidad. Los efectos simples revelaron aumentos del basal al pre,  $F(1, 34) = 20.57$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.40$ , del pre al post  $F(1, 34) = 9.58$ ,  $p < 0.004$ ,

$\eta_p^2 = 0.22$ , así como del basal al post,  $F(1, 34) = 32.60$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.49$ . El análisis post-hoc indicó un aumento en ambos grupos desde el tiempo basal al post; y sólo en el grupo KT entre el tiempo basal y la pre (Tabla 16).

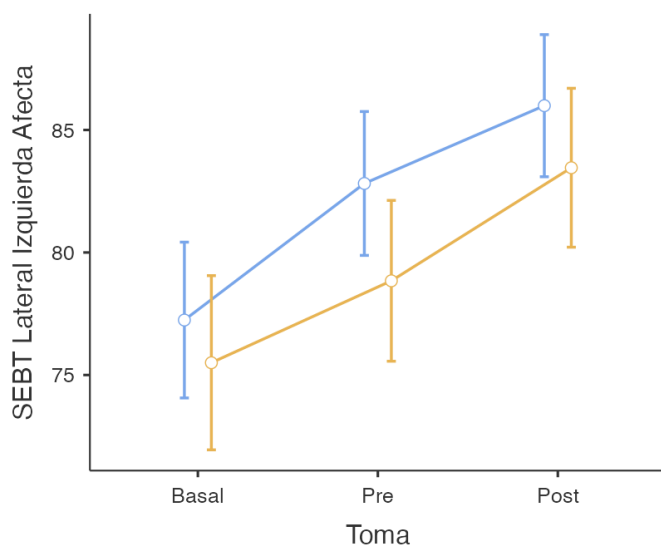
Al comprobar los supuestos básicos de los ANOVAS percibimos que las distribuciones de ambos grupos no mostraron varianzas homogéneas para el tiempo post. Así pues, analizamos los resultados también a través de métodos no paramétricos para evaluar la evolución de ambos grupos por separado. El post-hoc del ANOVA Friedman (con ajuste de significatividad) mostró similares resultados. Es decir, en el grupo KT un aumento de basal con respecto a pre y post  $p < 0.05$ , mientras que en el grupo de vendaje no estandarizado sólo aumento de basal a post  $< 0.05$ .

**Tabla 15. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda.**

mSEBT Lateral Izquierda Afecta	Grupo	N	M	IC 95%		
				I	S	DT
Basal	KT	20	77.24	72.08	82.41	11.79
	VNE	16	75.50	67.27	83.73	16.80
Pre	KT	20	82.82	77.99	87.64	11.01
	VNE	16	78.84	71.30	86.39	15.39
Post	KT	20	85.99	82.01	89.97	9.08
	VNE	16	83.46	75.31	91.61	16.64

Nota. KT es Kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda Afecta por grupo y momento del tiempo.

**Figura 32. Puntuaciones de modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda Afecta por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

**Tabla 16. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para modified Star excursion balanced test Lateral Izquierda Afecta**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
Kinesiotape	Basal vs Pre	-5.57	-8.87	-2.27	<.001
	Basal vs Post	-8.75	-13.66	-3.84	<.001
	Pre vs Post	-3.17	-7.40	1.05	0.201
Vendaje no estandarizado	Basal vs Pre	-3.34	-7.03	0.35	0.087
	Basal vs Post	-7.96	-13.45	-2.46	0.003
	Pre vs Post	-4.61	-9.34	0.11	0.057

En resumen, las tres variables analizadas de la mSEBT se comportan de similar, con puntuaciones según avanzaban los tiempos. Sin embargo, ambos grupos evolucionaron de forma paralela, por lo que se debe descartar un efecto del tratamiento KT con respecto al vendaje no estandarizado. Lo único reseñable fue encontrar que, mientras ambos grupos mostraron un aumento del tiempo basal al post, solo el grupo KT registró mejoras sistemáticas del tiempo basal al pre.

#### **4.6 Cuestionarios.**

##### **4.6.1. Cuestionario Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score.**

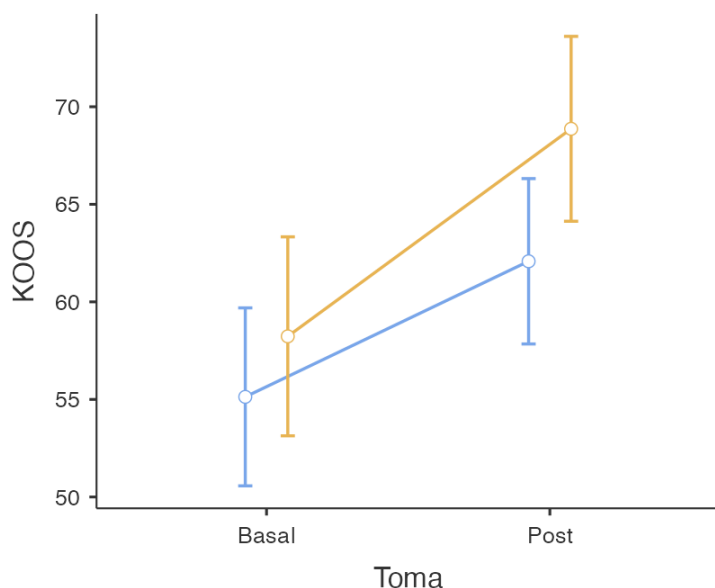
Las puntuaciones relativas a las respuestas del cuestionario KOOS mostraron valores entre 55 y 70 puntos (Tabla 17). Ambos grupos aumentaron sus puntuaciones desde el basal al post, por lo que el ANOVA MR mostró un efecto grande en toma,  $F(1, 34) = 22.82$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.40$ . Este aumento fue similar entre grupos, quedando lejos de alcanzar un efecto significativo en la interacción entre tiempo y grupo,  $F(1, 34) = 1.0$ ,  $p = 0.324$ ,  $\eta_p^2 = 0.03$ . Tampoco se encontró un efecto para grupo,  $F(1, 34) = 0.61$ ,  $p = 0.441$ ,  $\eta_p^2 = 0.02$ . Los análisis post-hoc mostraron que ambos grupos aumentaron desde el tiempo basal al post (Tabla 18). No se encontraron diferencias entre los grupos ni en pre ni en post.

**Tabla 17. Puntuaciones del Knee injury and Osteoarthritis Outcome.**

KOOS	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	55.13	46.66	63.60	19.32
	VNE	16	58.23	47.61	68.86	21.68
Post	KT	20	62.08	53.61	70.55	19.32
	VNE	16	68.87	59.82	77.92	18.47

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) del Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score por grupo y momento del tiempo.

**Figura 33. Puntuaciones del Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

**Tabla 18. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score.**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
Kinesiotape	Pre vs Post	-6.95	-11.93	-1.962	0.008
Vendaje no estandarizado	Pre vs Post	-10.64	-16.21	-5.060	<0.001

#### 4.6.2. Escala funcional de rodilla Lysholm.

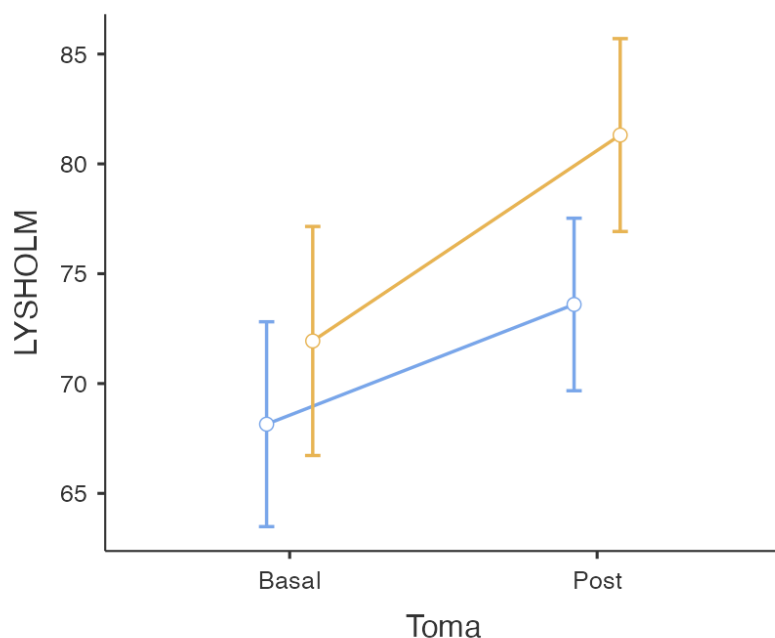
Las puntuaciones de la Escala funcional de rodilla Lysholm fluctuaron en valores medios entre 68 y 81 (Tabla 19). Como se aprecia en la Figura 34, los participantes puntuaron más alto en el post que en el pre, revelando un efecto para tiempo,  $F(1, 34) = 9.13$ ,  $p < 0.001.324$ ,  $\eta_p^2 = 0.21$ . El grupo de vendaje no estandarizado subió ligeramente sus puntuaciones más que el KT, pero sin resultar significativo. De esta forma, el ANOVA MR descartó el efecto tanto para grupo,  $F(1, 34) = 0.92$ ,  $p = 0.343$ ,  $\eta_p^2 = 0.03$ , como para la interacción,  $F(1, 34) = 0.64$ ,  $p = 0.429$ ,  $\eta_p^2 = 0.02$ . Los análisis post-hoc revelaron que sólo el grupo de vendaje no estandarizado aumentó significativamente del basal al post (Tabla 20).

**Tabla 19. Puntuaciones de la Escala funcional de rodilla Lysholm**

Lysholm	Grupo	N	M	IC 95%		DT
				I	S	
Basal	KT	20	68.15	59.20	77.10	20.42
	VNE	16	71.94	61.46	82.42	21.38
Post	KT	20	73.60	65.63	81.57	18.19
	VNE	16	81.31	73.12	89.51	16.73

Nota. KT es kinesiotape; VNE es vendaje no estandarizado. Número de participantes (N), Media (M), Límite Inferior (I) y Superior (S) del Intervalo de Confianza de la Media al 95% y Desviación Típica (DT) de la Escala funcional de rodilla Lysholm por grupo y momento del tiempo.

**Figura 34. Puntuaciones de la Escala funcional de rodilla Lysholm por grupos y tiempos. Las barras de error representan el error estándar de la media.**



Nota. Línea azul es grupo KT; línea naranja es grupo de vendaje no estandarizado.

**Tabla 20. Comparaciones por pares entre los diferentes tiempos dentro de cada grupo para la Escala funcional de rodilla Lysholm.**

Grupo	Tomas	Diferencia	IC 95% para la diferencia		p <sub>bonferroni</sub>
			I	S	
Kinesiotape	Pre vs Post	-5.45	-12.10	1.20	0.105
Vendaje no estandarizado	Pre vs Post	-9.37	-16.81	-1.94	0.015



## 5. DISCUSIÓN.

En nuestro conocimiento, este es el primer estudio que evalúa el efecto del vendaje KT sobre el equilibrio y la estabilidad de la rodilla en sujetos con rotura del LCA, frente al vendaje no estandarizado empleando test clínicos, funcionales y de posturografía.

Se realizó un ensayo aleatorio, controlado y paralelo para probar la eficacia del KT sobre el equilibrio en 36 sujetos con lesión del LCA no operada. Los efectos del KT en las lesiones del LCA se han estudiado ampliamente en la literatura, pero los resultados siguen siendo contradictorios. Los resultados de nuestro estudio muestran que, independientemente del tipo de vendaje, hay efectos beneficiosos relacionados con el equilibrio, sin diferencias entre vendajes. Estos resultados pueden deberse principalmente a que el vendaje, independientemente del tipo de material utilizado, proporciona una sensación indirecta y subjetiva de confianza en el equilibrio y una mayor estabilidad, sin estar relacionada con las características específicas de cada vendaje. Resultados similares fueron también observados por De la Torre (De la Torre et al., 2015), Alguacil-Diego (Alguacil-Diego et al., 2018) o más recientemente por Li (Li et al., 2022) en sujetos con inestabilidad crónica de tobillo. En estos trabajos se observaron mejoras significativas en el equilibrio con el empleo del KT y de un vendaje placebo, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos vendajes. La mejora del equilibrio mediante el vendaje en la piel puede estar relacionada con la estimulación mecanosensible de las terminaciones sensoriales de la piel (Pourmomeny et al., 2016).

Hadamus et al (2018) realizaron un estudio con 50 individuos sanos al objeto de determinar el efecto de la aplicación muscular de KT en el sentido de la posición de la

articulación de la rodilla en la realización de un movimiento activo, ya que la mejora en la propiocepción y la eficiencia sensoriomotora son importantes para la recuperación después de las lesiones y cirugías en la articulación de la rodilla. La muestra fue distribuida en dos grupos, KT y placebo. Se registró la actividad muscular del cuádriceps y el sentido de la posición articular midiendo el error de reproducción activa de la posición articular de la rodilla en flexión de 45°. Los autores concluyeron que la aplicación de KT sobre el músculo cuádriceps no tuvo un efecto significativo en la propiocepción de la articulación de la rodilla y, por tanto, su uso para mejorar las habilidades sensoriomotrices parece irrazonable.

Otros autores tampoco demuestran un efecto beneficioso del KT, aplicado sobre la articulación de la rodilla, sobre el equilibrio y el control postural. Gholami et al (2020), no encontraron diferencias significativas en el mSEBT entre la aplicación del KT o el vendaje placebo en un grupo de 20 atletas de entre 18 y 45 años con reconstrucción del LCA. Oliveira et al. (2016), tampoco encontraron ningún efecto beneficioso al comparar el KT con placebo en términos de equilibrio, en 47 hombres, entre 12 y 17 semanas después de la reconstrucción del LCA. Chan et al. (2017), no observaron ningún efecto beneficioso del KT comparado con el placebo en los índices de discapacidad de la rodilla (escala funcional de rodilla Lysholm) en 60 sujetos que se sometieron a una reconstrucción del LCA.

Una reciente revisión (Pinheiro et al, 2021) concluye que la evidencia científica no apoya el uso del KT en la osteoartritis de rodilla, al ser limitado su efecto beneficioso sobre el equilibrio, el alivio del dolor, la funcionalidad o la calidad de vida del paciente.

Por su parte, son escasos los artículos en la literatura que establecen efectos positivos del KT en el equilibrio en sujetos con lesiones del LCA, si bien no realizan una

comparación con un grupo control o frente a un placebo (Bischoff et al., 2018; Liu et al., 2019).

Ogrodzka-Ciechanowicz et al. (2021) , concluyeron que el uso de KT en los 62 pacientes evaluados con rotura completa del LCA mejoró los parámetros estabilográficos estáticos medidos con una plataforma estabilométrica, pero no mostraron diferencias entre los dos grupos de estudio, que fueron de KT y KT placebo, sin tensión.

Ogrodzka-Ciechanowicz et al. (2020) llevaron a cabo un estudio tridimensional de la marcha en 31 sujetos con rotura del LCA, en el que cuantificaron el efecto del KT sobre la traslación anterior de la tibia. No observaron ningún efecto del KT en el movimiento angular de la rodilla en los planos sagital y transversal, y sí en el frontal, plano sobre el que ocurren las principales alteraciones descritas en el ciclo de la marcha del individuo con lesión del LCA y que podrían ser las responsables de la aparición en el futuro de la osteoartritis precoz descrita en esta población (Ismail et al., 2016).

Hay varias razones posibles para los resultados controvertidos de los estudios anteriores. En primer lugar, los estudios utilizan pruebas clínicas muy heterogéneas y la mayoría, no utilizan medidas objetivas como la posturografía. En este sentido, el SOT es el *gold standard* para evaluar el equilibrio (Grove et al., 2021). En segundo lugar, es posible que los efectos beneficiosos del KT observados sean debidos a esa mayor sensación subjetiva de seguridad y confianza descrita anteriormente (De la Torre-Domingo et al., 2015; Alguacil-Diego et al., 2018, Delahunt et al., 2010), y no a un mayor reclutamiento de fibras musculares o estimulación de mecanorreceptores. Estas razones pueden explicar la falta de diferencias observadas entre los dos grupos en nuestro estudio.

En tercer lugar, en muchos de los estudios llevados a cabo para estudiar el efecto del KT sobre la propiocepción, los participantes muestran propioceptores normales al ser no tener una patología concreta, por lo que no se espera que el KT produzca una mejora notable de la propiocepción. De hecho, la mayoría de los efectos positivos de la aplicación del KT sobre la propiocepción se han realizados en sujetos con lesiones de tobillo como Simon et al. (2014) que compararon dos grupos de KT con inestabilidad crónica de tobillo y pacientes sanos, y no encontraron diferencias significativas en la mejora de la propiocepción. Cho et al. (2015) observaron diferencias significativas en la mejora de la propiocepción con la aplicación de KT con respecto a la aplicación de KT sin tensión, en los sujetos valorados con osteoartritis de rodilla, lo que indica la importancia de la aplicación del vendaje con una tensión apropiada (Cho et al., 2015).

Los resultados del presente estudio muestran que, el vendaje KT tiene unos efectos dudosos sobre el sistema propioceptivo y el equilibrio, de forma inmediata y tras 4 días de aplicación. La evolución de las medidas es similar con el vendaje KT con respecto al vendaje no estandarizado. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis de que el vendaje KT produce mejoría significativa en el sistema propioceptivo y el equilibrio, con respecto al vendaje no estandarizado de forma inmediata y tras 4 días de aplicación en algunas de las variables analizadas. Si bien, se han observado en algunas de ellas, como en el test mSEBT en el grupo KT.

La lesión del LCA altera la propiocepción, lo cual conlleva un menoscabo en el equilibrio además de en la estabilidad articular que con el tiempo puede condicionar otras complicaciones como lesiones meniscales o la osteoartritis precoz (Bullich, 1996).

Es primordial determinar la evidencia de si el KT posee un efecto beneficioso o no sobre el equilibrio, en la rotura del LCA, para implementar esta terapia. Una parte considerable de la literatura publicada se dirige a evaluar el efecto de los vendajes en el postoperatorio de la cirugía reconstructiva del LCA, en cuanto al dolor, la fuerza y la relajación muscular, sin demostrarse tampoco su evidencia (Balki et al., 2016; Laborie et al., 2015; Oliveira et al., 2016).

Respecto al efecto de confianza y seguridad que puede ofrecer el KT, o cualquier otro tipo de vendaje, incluido un placebo, De La Torre et al (2015), analizaron con PDC (utilizando el SOT), en sujetos con inestabilidad crónica de tobillo, que tanto el KT como un placebo mejoraban la puntuación del SOT inmediatamente después de la aplicación del vendaje y a los 7 días de uso sin describirse diferencias significativas entre los grupos.

Igualmente, Alguacil-Diego et al (2018) mostraron un efecto significativo en el tiempo, en la puntuación SOT compuesta, la estrategia SOT compuesta y el balanceo del CDG con los ojos abiertos en los dos grupos de su estudio (vendaje elástico y vendaje tape), sin observarse diferencias entre ellos. no siendo ninguno de los dos vendajes mejor que el otro.

Yin et al (2021) estudiaron los efectos del KT, en comparación con el vendaje con tape, un placebo y sin vendaje, sobre la activación muscular de la extremidad inferior durante el equilibrio en individuos con inestabilidad crónica de tobillo. Encontraron mejoras en los resultados de SOT, MCT y TEU, en el grupo de KT frente a los otros 3 grupos del estudio, sin embargo, la significación en el grupo KT se alcanzó únicamente en las traslaciones hacia delante del MCT con un tamaño de efecto moderado, así como en la condición 4 del SOT con los ojos abiertos.

Wilson et al (2016), investigaron sobre los efectos inmediatos y a largo plazo del KT en el equilibrio en sujetos sanos. Para ello, seleccionaron una muestra de 17 personas de edades comprendidas entre los 18 y 35 años. El vendaje fue aplicado en los gastrocnemios de la extremidad dominante en la mitad de los sujetos y el placebo fue aplicado en la otra mitad de la muestra. Para su evaluación usaron el *Biodex Balance System*<sup>®</sup>, una plataforma de estabilometría. No encontraron resultados significativos que afirmaran que el uso del KT mejoraba el equilibrio frente al uso del placebo. Sin embargo, este estudio describe el efecto que han llamado a largo plazo, realizando las mediciones después de tanto sólo 5 días de aplicación del vendaje, por lo que no se puede considerar largo plazo.

Bicici et al (2012), evaluaron mediante el mSEBT y PDC, el efecto del KT en el equilibrio de 15 jugadores de baloncesto de entre 18 y 22 años con lesiones ligamentosas de tobillo. Emplearon la plataforma SportKAT 3000 para evaluar las reacciones de los sujetos a diferentes tipos de desplazamiento de la superficie. El KT fue comparado con placebo y vendaje tape. No se encontraron diferencias significativas en el equilibrio derivados del uso del KT en el mSEBT y en el SportKAT.

Hettle et al (2013), estudiaron en 16 sujetos con inestabilidad crónica de tobillo, su rendimiento en la prueba de equilibrio del mSEBT. El KT se aplicó a los tobillos afectados utilizando una forma adaptada de la técnica de esguince lateral, y los participantes esperaron 20 minutos tras la aplicación y ejecución de la prueba. El KT no mejoró la distancia de alcance en el mSEBT.

En la revisión de Biz et al. (2022) sobre la inestabilidad crónica de tobillo, se incluyen estudios que manifiestan la mejora significativa en el equilibrio dinámico mediante el mSEBT con el uso de KT frente a un grupo control sin vendaje después de 4 semanas, mientras que otros no han podido concluir en esa mejora. Los autores

finalmente consideran que el KT tiene un efecto estabilizador moderado en estos pacientes.

Por su parte, Wilson y Bialocerkowski (2015), realizaron una revisión sistemática que incluyó 8 estudios con un total de 276 participantes, con buena calidad metodológica según la escala PEDro, cuyo fin era sintetizar la evidencia del efecto del KT aplicado en el esguince de tobillo. Esta revisión concluyó que el uso del KT posee efectos positivos en el control postural y en la propiocepción. Después de usar KT durante 72 horas, los déficits propioceptivos de las personas con inestabilidad crónica de tobillo mejoraron hasta acercarse a los de los adultos sanos. Se muestra que el tiempo de reacción en el test *single limb hurdle* y el *hop test*, mejoró en comparación con los participantes sin vendaje. Además, la altura del salto vertical fue significativamente mayor en el grupo de KT en comparación con el grupo de tape en otro de los estudios incluidos, señalando efectos positivos sobre la propiocepción, la resistencia muscular y el rendimiento de la actividad.

Sin embargo, la revisión sistemática de Raymond et al (2012) que incluyó 8 estudios, en pacientes con esguince de tobillo recurrente, demostró que el vendaje de tobillo no tiene un efecto significativo en la mejora de la propiocepción y equilibrio, medida por el sentido de la posición articular y que, incluso, en algunos casos se describía un empeoramiento de la propiocepción y el equilibrio. Es probable, tal y como puntualizan Alguacil-Diego et al (Alguacil-Diego et al., 2018), que el KT pudiera funcionar como un recordatorio psicológico, de modo que los sujetos moderen conscientemente el comportamiento de carga de las extremidades inferiores. En esta misma línea se encuentran los resultados de la revisión realizada por Simon y Donahue (2013) que indica que, en general, el vendaje de tobillo es eficaz para que las personas se sientan mejor o más seguras psicológicamente cuando realizan una tarea de

equilibrio dinámico, lo que, contraproducentemente, podría generar un falsa sensación de seguridad, conllevando al individuo a asumir un mayor riesgo en el ejercicio y actividad funcional, y con ello, aumentar el riesgo de lesión.

Liu et al (2019) publicaron que el KT mejoraba la puntuación tanto de la escala funcional de rodilla Lysholm y como del mSEBT después de su aplicación, en pacientes con rotura de LCA y que el efecto se mantenía tras 7 días de aplicación. Sin embargo, comparando con el miembro sano, el uso del KT no compensa totalmente el déficit funcional. Señalan que el KT puede resultar beneficioso durante el proceso de rehabilitación del paciente con rotura del LCA por sus efectos beneficiosos sobre la propiocepción, el equilibrio y el rendimiento funcional pero no puede compensar completamente la pérdida de propiocepción al compararlo con la rodilla sana, después de la retirada del vendaje.

Como en estos estudios anteriormente mencionados, nuestro trabajo no ha podido demostrar el efecto beneficioso del vendaje KT sobre la propiocepción y el equilibrio, al no haberse alcanzado un nivel de significación estadístico a lo largo del tiempo, ni al compararlo con un vendaje placebo. No obstante, de la misma forma que ellos, se estima oportuno la realización de futuras líneas de investigación en sujetos con inestabilidad articular, con un mayor tamaño muestral y utilizando medidas de objetivas de cuantificación, como la PDC, que permitan sostener la hipótesis de la capacidad del vendaje de KT de mejorar el equilibrio, o bien, desestimar su uso en estas circunstancias.

Se ha estudiado el efecto del vendaje KT en la rodilla en otras condiciones.

Donec y Kubilius (2020) evaluaron a 157 pacientes con osteoartritis de rodilla, señalando una mejora inmediata en la puntuación de la escala KOOS en el grupo de aplicación específica de KT frente al grupo de aplicación de vendaje no específico de tape. Ambos grupos mejoraron la puntuación, aunque 3 semanas después, la



puntuación no fue significativamente mejor del grupo KT con respecto al grupo de vendaje no específico de tape, la movilidad de la rodilla en flexión, y la velocidad de la marcha, si bien, los pacientes manifestaron una disminución del dolor.

Kocyigit et al (2015), con anterioridad, publicaron los resultados de un estudio cuyo objetivo fue comparar el efecto del KT frente al vendaje placebo sobre el dolor de rodilla en la osteoartritis. Se seleccionó una muestra de 43 individuos distribuidos en dos grupos, KT y placebo, y se analizó el dolor mediante una escala analógica visual y la calidad de vida a través del *Nottingham Health Profile*. Ambos grupos decrecieron en las puntuaciones de los sistemas de evaluación empleados, por lo que los datos fueron inconcluyentes de cara a demostrar la utilidad del KT en paciente con osteoartritis de rodilla. Sin embargo, Balki et al (2016), sí observaron mejoras en el dolor postoperatorio tras ligamentoplastia de LCA, en el grupo tratado con KT frente al grupo placebo.

Hui et al. (2014) examinaron a 13 sujetos entre 30 y 65 años con osteoartritis de rodilla en dos periodos de 6 días. Un grupo utilizó KT y el otro, una rodillera. Ambos grupos obtuvieron resultados similares en cuanto a la mejora de dolor y la zancada unilateral anterior.

Hay otros estudios similares en cuanto a valoración del equilibrio empleando KT con tamaños muestrales similares (Demirci et al. 2017) que evaluaron el equilibrio de 35 pacientes con síndrome femoropatelar divididos en grupo KT y grupo de ejercicio, concluyendo que ambos grupos mejoraron el equilibrio significativamente.

En la línea de realizar futuras investigaciones que permitan sostener la hipótesis de la capacidad del vendaje de KT para mejorar el equilibrio, Akbari et al. (2014) valoraron el equilibrio de 30 mujeres sanas de entre 18 y 22 años empleando la plataforma *Biodex Balance System*<sup>®</sup>, distribuidas en dos grupos, en uno se aplicó KT en el tobillo, y en el otro la muestra realizó ejercicios de equilibrio. Concluyeron que los ejercicios de equilibrio pueden mejorar las estrategias de equilibrio, además de la

estrategia del tobillo, y que pueden facilitar los reflejos posturales implicados, por lo que pueden mejorar la estabilidad postural. Los aportes somatosensoriales del vendaje pueden mejorar la estrategia del tobillo. Por otro lado, los ejercicios de equilibrio requieren respuestas de control motor del tronco cerebral, por lo que estos ejercicios mejoran el control motor en todos los niveles del sistema nervioso central hecho importante en la rehabilitación del equilibrio y la propiocepción.

Hosp et al. (2017) evaluaron el equilibrio de 12 hombres sanos de entre 21 y 25 años, aleatorizados en dos grupos, uno con KT y otro sin KT, utilizando el mismo sistema que el trabajo anterior, *Biodex Balance System*<sup>®</sup>, determinando que el efecto en la mejora del equilibrio fue más pronunciado en los participantes que presentaban un equilibrio inferior a la media, pero no en los que presentaban un buen control motor, por lo que podrían beneficiarse de la aplicación del KT en la rodilla los sujetos con peor estabilidad.

Con el objeto de verificar el efecto de la intervención experimental, en el presente estudio se utilizó el SOT, considerado como el *gold standard* en la valoración del equilibrio con una alta fiabilidad test-retest (Ford-Smith et al., 1995).

En nuestro estudio, los resultados del SOT en su condición 2, en la estrategia de la condición 2 y en el análisis sensorial, las puntuaciones se mantuvieron estables en los tres tiempos e iguales entre los dos grupos. Únicamente en el test compuesto del SOT, las puntuaciones mostraron un aumento conforme avanzaba el estudio, es decir, desde el basal al segundo tiempo y de este al último 4 días después.

Sobre el MCT, el KT no reveló beneficio alguno, salvo un descenso significativo del tiempo basal con respecto a la medición 4 días después, resultado este que no puede explicarse desde el punto de vista de una mayor participación del sistema propioceptivo.

En el TEU, ambos grupos evolucionaron de igual manera, y por tanto, no se pudo encontrar un efecto diferente de KT con respecto al vendaje no estandarizado, ni con los ojos abiertos ni cerrados.

El efecto positivo sobre la estabilidad del KT puede observarse en el test clínico mSEBT en las direcciones anterior, lateral derecha y lateral izquierda, que aumentó significativamente entre los tiempos basal y post sólo en el grupo KT. En este caso, no se puede considerar una mejora significativa del equilibrio en los tiempos basal y post, porque el tiempo que transcurre entre uno y otro es de sólo unos minutos. No podemos confirmar que este efecto sea debido a un mayor estímulo y reclutamiento de receptores propioceptivos, a una mayor confianza por parte del sujeto o a ambos. La estabilidad es clave en la realización de multitud de tareas diarias, y, por tanto, influye en el nivel de participación y la calidad de vida de las personas (Verbecque et al., 2015), por lo que cualquiera que sea el mecanismo de actuación del vendaje, no podemos descartar su utilidad. Lo que cabe por seguir investigando para arrojar evidencia es qué tipo de vendaje resultaría más útil.

Respecto al cuestionario KOOS, ambos grupos, KT y VNE, aumentaron significativamente sus puntuaciones de forma similar, es decir, sin diferencias entre los vendajes. Sorprendentemente, las respuestas a la escala funcional de rodilla Lysholm mostraron que sólo el grupo de vendaje no estandarizado aumentó significativamente su puntuación basal en la evaluación post-intervención. Este hecho apoyaría que el paciente al llevar un vendaje, del tipo que sea, se encuentra más seguro, con una mayor percepción de estabilidad y confianza, lo que se traduce en una mayor actividad y funcionalidad, lo que podría contribuir a un menor desgaste articular de la rodilla.

En el análisis de todas las variables, mejoraron los resultados en ambos grupos de forma paralela con respecto al tiempo basal, descartando el efecto de grupo, por lo que no se pueden confirmar resultados significativos del grupo KT sobre el grupo de vendaje no estandarizado.

En el análisis por pares dentro de cada grupo, comparado con el otro grupo, los resultados también mejoraron de forma paralela y discreta, descartando el efecto de grupo, en cualquier caso.

El presente estudio considera una serie de limitaciones. En primer lugar, tenemos que reseñar un tamaño de muestra relativamente bajo en términos estadísticos (36 sujetos), por lo que podría redundar en una disminución de la potencia de contraste.

En segundo lugar, no se hizo un seguimiento del efecto más allá de 4 días. Ignoramos si los beneficios obtenidos en alguna de las variables estudiadas se mantienen en el tiempo. En nuestro conocimiento, no hay estudios que mantengan el vendaje KT más allá de unos 5-7 días (Alguacil et al., 2018; Wilson y Bialocerkowski, 2015; Wilson et al., 2016; Yin et al., 2021). Se podía haber revisado al mes de retirar el vendaje, cambiándolo cada 3-4 días como hacen Taik et al. (2022) para mantener la aplicación del KT durante 12 días, pero en este caso, los participantes estaban en lista de espera para ser operados y algunos de ellos estaban pendientes de empezar rehabilitación previa a la cirugía por lo que no se podían quedar un mes sin hacer nada de rehabilitación ni operarlos, para poder ver si el efecto se mantenía en el tiempo.

En tercer lugar, el placebo utilizado difirió del KT. Un estudio con vendaje placebo obliga a que los dos vendajes sean idénticos en cuanto a características como composición, color, elasticidad y tamaño, entre otros. En nuestro caso, la principal diferencia estuvo en la elasticidad y el color (negro para el KT y blanco para el vendaje no estandarizado). El paciente puede diferenciar ambos. No obstante, los participantes

no tenían conocimiento de las propiedades ni características de los vendajes, por lo que la posible influencia se desvanece. Por tanto, sería bueno comparar los grupos con vendajes del mismo color y aspecto para evitar o reducir al máximo posible condicionamientos comportamentales de los pacientes.

En cuarto lugar, los resultados también pueden relacionarse con un efecto de aprendizaje al realizar las pruebas, ya que ambos grupos mejoraron el equilibrio a corto plazo, en sólo 4 días, lo que es un tiempo corto para asimilar mejoras en el equilibrio que no estén condicionadas por el efecto del aprendizaje. El efecto de aprendizaje se ha descrito en las pruebas de equilibrio (Buster et al., 2016; Peterson et al., 2003), donde advierten del posible efecto de aprendizaje relacionado con la exposición repetida del SOT, estimando hasta un incremento del 10% en la capacidad de equilibrio. Por ello, seguimos el protocolo detallado por Munro et al. (2010).

En quinto lugar, no se ha distinguido entre hombres y mujeres, y se han descrito posibles factores de riesgo como causa de mayor incidencia en la rotura del LCA en las mujeres, que podrían explicar esta discordancia, como la morfología, la mayor laxitud articular, el grado de preparación física y el efecto de estrógenos en el descenso del tejido colágeno.

Por último, no se ha distinguido a los participantes por su condición física, mediante cuestionarios que valoran el nivel de actividad física, como el cuestionario modificado de Cincinati y el cuestionario internacional de actividad física (IPAQ).

Por tanto, serán necesarios futuros estudios para ver el efecto del sexo y la condición física previa a la intervención, que pueden tener sobre los resultados. Esto puede servir para describir un tipo de pacientes ideal en el que el vendaje KT sería el vendaje idóneo para utilizar y mereciese la pena aplicar.



## 6. CONCLUSIONES.

El interés despertado por el vendaje KT como técnica complementaria en los procesos de rehabilitación y prevención de diferentes patologías se demuestra en el incremento de publicaciones científicas en la última década y el estudio de sus acciones/efectos fisiológicos. El kinesiotape no se trata de una técnica con puntos específicos de aplicación, ni existen unas directrices básicas para su correcta colocación.

A la luz de los resultados obtenidos podemos concluir:

- Los presentes hallazgos indican que, el vendaje neuromuscular KT no presenta mayores beneficios que el vendaje no estandarizado, en la mayoría de las variables analizadas, mediante la PDC y mSEBT.
- El efecto positivo sobre la estabilidad del KT se observa en el test clínico mSEBT en las tres direcciones evaluadas, que aumentó significativamente entre los tiempos basal e inmediatamente tras la aplicación del vendaje, sólo en el grupo KT.
- El efecto en el SOT compuesto aumentó sus puntuaciones en todos los tiempos en el grupo KT; mientras que, no aumentó entre el primer y el tercer tiempo en el grupo de VNE.
- Para el resto de las variables analizadas en este estudio: PDC, análisis de la condición 2, análisis sensorial y estrategia de la condición 2, latencias compuestas de MCT, TEU con los ojos abiertos y cerrados y escalas clínicas, no se han podido encontrar efectos diferentes de KT con respecto al vendaje no estandarizado, no pareciendo influir la aplicación de estos vendajes en estas variables.





## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Abbasi, S., Hadian Rasanani, M. R., Ghotbi, N., Olyaei, G. R., Bozorgmehr, A., & Rasouli, O. (2020). Short-term effect of kinesiology taping on pain, functional disability and lumbar proprioception in individuals with nonspecific chronic low back pain: a double-blinded, randomized trial. *Chiropractic & manual therapies*, 28(1), 63. <https://doi.org/10.1186/s12998-020-00349-y>
- Adams, D., Logerstedt, D. S., Hunter-Giordano, A., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2012). Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 42(7), 601–614. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3871>
- Ahn, I. K., Kim, Y. L., Bae, Y. H., & Lee, S. M. (2015). Immediate Effects of Kinesiology Taping of Quadriceps on Motor Performance after Muscle Fatigued Induction. *Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM*, 2015, 410526. <https://doi.org/10.1155/2015/410526>
- Akbari, A., Sarmadi, A., & Zafardanesh, P. (2014). The effect of ankle taping and balance exercises on postural stability indices in healthy women. *Journal of physical therapy science*, 26(5), 763–769. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.763>
- Alcántara Bumbiedro, S. (2010). *Bases científicas para el diseño de un programa de ejercicios para la inestabilidad crónica del tobillo*. Madrid: Área de la unidad de Rehabilitación, Hospital Universitario Fundación Alcorcón.
- Alguacil, D., I.M, & Galán del Río, F. (2012). Nuevos métodos de valoración del equilibrio y el control postural. En: *Nuevos métodos de valoración y tratamiento*. (1ª ed., pp.173-181). Médica Panamericana
- Alguacil-Diego, I. M., de-la-Torre-Domingo, C., López-Román, A., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2018). Effect of elastic bandage on postural control in subjects with chronic ankle instability: a randomised clinical trial. *Disability and rehabilitation*, 40(7), 806–812. <https://doi.org/10.1080/09638288.2016.1276975>
- Alguacil-Diego, I. M., de-la-Torre-Domingo, C., López-Román, A., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2018). Effect of elastic bandage on postural control in subjects with chronic ankle instability: a randomised clinical trial. *Disability and rehabilitation*, 40(7), 806–812. <https://doi.org/10.1080/09638288.2016.1276975>

- Allott, N. E. H., Banger, M. S., & McGregor, A. H. (2022). Evaluating the diagnostic pathway for acute ACL injuries in trauma centres: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders*, 23(1), 649. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05595-0>
- Alonso Martín, A. H., Blanco, R., & Justo Cousiño, L.A. (2019). Efectos del kinesiotape sobre el tono y la fuerza muscular. Revisión sistemática. *Sportis Scientific Journal of School Sport Physical Education and Psychomotricity*, 5(1), 151–171. <https://doi.org/10.17979/sportis.2019.5.1.4634>
- Alshewaier, S., Yeowell, G., & Fatoye, F. (2017). The effectiveness of pre-operative exercise physiotherapy rehabilitation on the outcomes of treatment following anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Clinical rehabilitation*, 31(1), 34–44. <https://doi.org/10.1177/0269215516628617>
- Anaya, M.C., & Díaz, I.J. (2015). Efecto del kinesiotaping con y sin tensión aplicado en cuádriceps sobre la capacidad de salto en deportistas. *Revista Facultad de Ciencias de la Salud UDES*, 2(1), 31-35. doi: 10.20320/rfcsudes.v2i1.306.
- Anderson, M. J., Browning, W. M., 3rd, Urband, C. E., Kluczynski, M. A., & Bisson, L. J. (2016). A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 4(3), 2325967116634074. <https://doi.org/10.1177/2325967116634074>
- Arnold, M. P., Kooloos, J., & van Kampen, A. (2001). Single-incision technique misses the anatomical femoral anterior cruciate ligament insertion: a cadaver study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 9(4), 194–199. <https://doi.org/10.1007/s001670100198>
- Arroyo, R., Martín, S., Martín, M. T., & Mayoral, O. (2013). Programas de Fisioterapia tras reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Revisión sistemática. *Cuestiones De Fisioterapia. Revista Universitaria De Información e Investigación En Fisioterapia*, 42(3), 323–339.
- Asano, H., Muneta, T., Ikeda, H., Yagishita, K., Kurihara, Y., & Sekiya, I. (2004). Arthroscopic evaluation of the articular cartilage after anterior cruciate ligament reconstruction: a short-term prospective study of 105 patients. *Arthroscopy: The journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 20(5), 474–481. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.03.006>

- Ayala-Mejías, J. D., García-Estrada, G. A., & Alcocer Pérez-España, L. (2014). Lesiones del ligamento cruzado anterior [Anterior cruciate ligament lesions]. *Acta ortopédica mexicana*, 28(1), 57–67. *Actualización en las Lesiones del Ligamento Cruzado Anterior. Análisis de los Resultados Mediante TAC y Escalas Clínicas - Revista de Artroscopía*. <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>
- Ayala-Mejías, J.D., Fernández-Iruegas Armiñán, J.M., Del Castillo, M., Siguín-Moreno, F.J., Galván-Arnaldes, D., & Tamames-Gómez, F. (2000). Ligamentoplastia de LCA mediante la técnica HTH. Resultados y complicaciones a largo plazo. *Cuadernos de Artroscopia*, 7(2), 4–7.
- Balki, S., Göktaş, H. E., & Öztemur, Z. (2016). Kinesio taping as a treatment method in the acute phase of ACL reconstruction: A double-blind, placebo-controlled study. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 50(6), 628–634. <https://doi.org/10.1016/j.aott.2016.03.005>
- Baloh, R. W., & Furman, J. M. (1989). Modern vestibular function testing. *The Western journal of medicine*, 150(1), 59–67
- Barber-Westin, S. D., Noyes, F. R., & McCloskey, J. W. (1999). Rigorous statistical reliability, validity, and responsiveness testing of the Cincinnati knee rating system in 350 subjects with uninjured, injured, or anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *The American journal of sports medicine*, 27(4), 402–416. <https://doi.org/10.1177/03635465990270040201>
- Bealle, D., & Johnson, D. L. (1999). Technical pitfalls of anterior cruciate ligament surgery. *Clinics in sports medicine*, 18(4), 831–vi. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(05\)70187-3](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(05)70187-3)
- Beard, D. J., Davies, L., Cook, J. A., Stokes, J., Leal, J., Fletcher, H., Abram, S., Chegwin, K., Greshon, A., Jackson, W., Bottomley, N., Dodd, M., Bourke, H., Shirkey, B. A., Paez, A., Lamb, S. E., Barker, K., Phillips, M., Brown, M., Lythe, V., ... ACL SNNAP Study Group (2022). Rehabilitation versus surgical reconstruction for non-acute anterior cruciate ligament injury (ACL SNNAP): a pragmatic randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 400(10352), 605–615. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(22\)01424-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(22)01424-6)
- Bekkers, J. E., de Windt, T. S., Raijmakers, N. J., Dhert, W. J., & Saris, D. B. (2009). Validation of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) for the treatment of focal cartilage lesions. *Osteoarthritis and cartilage*, 17(11), 1434–1439. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2009.04.019>

- Benda, B. J., Winter, D. A., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1994). Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *Rehabilitation Engineering. IEEE Transactions on*, 2(1), 3–10.
- Beynon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *The American journal of sports medicine*, 33(10), 1579–1602. <https://doi.org/10.1177/0363546505279913>
- Bicici, S., Karatas, N., & Baltaci, G. (2012). Effect of athletic taping and kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 154-166.
- Bischoff, L., Babisch, C., Babisch, J., Layher, F., Sander, K., Matziolis, G., Pietsch, S., & Röhner, E. (2018). Effects on proprioception by Kinesio taping of the knee after anterior cruciate ligament rupture. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology: orthopedie traumatologie*, 28(6), 1157–1164. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2167-1>
- Biz, C., Nicoletti, P., Tomasin, M., Bragazzi, N. L., Di Rubbo, G., & Ruggieri, P. (2022). Is Kinesio Taping Effective for Sport Performance and Ankle Function of Athletes with Chronic Ankle Instability (CAI)? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 58(5), 620. <https://doi.org/10.3390/medicina58050620>
- Blanch, P., & Gabbett, T. J. (2016). Has the athlete trained enough to return to play safely? The acute:chronic workload ratio permits clinicians to quantify a player's risk of subsequent injury. *British journal of sports medicine*, 50(8), 471–475. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095445>
- Bonan, I. V., Colle, F. M., Guichard, J. P., Vicaut, E., Eisenfisz, M., Tran Ba Huy, P., & Yelnik, A. P. (2004). Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(2), 268–273. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.017>
- Bragonzoni, L., Rovini, E., Barone, G., Cavallo, F., Zaffagnini, S., & Benedetti, M. G. (2019). How proprioception changes before and after total knee arthroplasty: A systematic review. *Gait & posture*, 72, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.005>
- Breitenbach, A. (2004). Kinesiotaping-anew revolutionary technique. *Physical Therapy*, 1, 16–20.
- Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner

activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *The American journal of sports medicine*, 37(5), 890–897.  
<https://doi.org/10.1177/0363546508330143>

Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *The American journal of sports medicine*, 37(5), 890–897.  
<https://doi.org/10.1177/0363546508330143>

Bullich, J. (1996). Mecanorreceptores y sensibilidad propioceptiva de la rodilla. *Biomecánica*, 4(6), 42–50.

Burcal, C. J., Sandrey, M. A., Hubbard-Turner, T., McKeon, P. O., & Wikstrom, E. A. (2019). Predicting dynamic balance improvements following 4-weeks of balance training in chronic ankle instability patients. *Journal of science and medicine in sport*, 22(5), 538–543. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.11.001>

Buster, T. W., Chernyavskiy, P., Harms, N. R., Kaste, E. G., & Burnfield, J. M. (2016). Computerized dynamic posturography detects balance deficits in individuals with a history of chronic severe traumatic brain injury. *Brain injury*, 30(10), 1249–1255.  
<https://doi.org/10.1080/02699052.2016.1183822>

Çabuk, H., & Kuşku Çabuk, F. (2016). Mechanoreceptors of the ligaments and tendons around the knee. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 29(6), 789–795.  
<https://doi.org/10.1002/ca.22743>

Cai, C., Au, I. P., An, W., & Cheung, R. T. (2016). Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad?. *Journal of science and medicine in sport*, 19(2), 109–112.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.01.010>

Chan, M. C., Wee, J. W., & Lim, M. H. (2017). Does Kinesiology Taping Improve the Early Postoperative Outcomes in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? A Randomized Controlled Study. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 27(3), 260–265.  
<https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000345>

Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., & Snyder-Mackler, L. (2002). Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(4), 267–274. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00013-5](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00013-5)

- Cho, H. Y., Kim, E. H., Kim, J., & Yoon, Y. W. (2015). Kinesio taping improves pain, range of motion, and proprioception in older patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 94(3), 192–200. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000148>
- Christensen, J. C., Goldfine, L. R., & West, H. S. (2013). The effects of early aggressive rehabilitation on outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction using autologous hamstring tendon: a randomized clinical trial. *Journal of sport rehabilitation*, 22(3), 191–201. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.3.191>
- Chrzan, D., Kusz, D., Bołtuć, W., Bryła, A., & Kusz, B. (2013). Subjective assessment of rehabilitation protocol by patients after ACL reconstruction - preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*, 15(3), 215–225. <https://doi.org/10.5604/15093492.1058412>
- Church, J.S., Breidahl, W.H., & Janes, G.C. (2006). Recurrent synovial chondromatosis of the knee after radical synovectomy and arthrodesis. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 88(5), 673–675. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B5.17579>
- Church, S., & Keating, J. F. (2005). Reconstruction of the anterior cruciate ligament: timing of surgery and the incidence of meniscal tears and degenerative change. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 87(12), 1639-1642. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B12.16916>
- Comins, J., Brodersen, J., Krogsgaard, M., & Beyer, N. (2008). Rasch analysis of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): a statistical re-evaluation. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(3), 336–345. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00724.x>
- Comins, J., Brodersen, J., Krogsgaard, M., & Beyer, N. (2008). Rasch analysis of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): a statistical re-evaluation. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(3), 336–345. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00724.x>
- Cruz Cámara, A., Villalba Aramburu, A., García Barcenilla, R., & Cerezal Pesquera, L. (2020). Lesiones parciales del ligamento cruzado anterior. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 27(3). <https://doi.org/10.24129/j.reaca.27369.fs1906024>

- Davison, E., Anderson, C., Ponist, B., Werner, D., Jacobs, M., Thompson, A., & Cook, M. (2016). Inhibitory Effect of the Kinesio Taping® Method on the Gastrocnemius Muscle. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 4(2), 33–38. <https://doi.org/10.12691/ajssm-4-2-2>.
- de Groot, I. B., Favejee, M. M., Reijman, M., Verhaar, J. A., & Terwee, C. B. (2008). The Dutch version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score: a validation study. *Health and quality of life outcomes*, 6, 16. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-6-16>
- de Hoyo, M., Álvarez-Mesa, A., Sañudo, B., Carrasco, L., & Domínguez, S. (2013). Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *Journal of sport rehabilitation*, 22(1), 53–58. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.1.53>
- De Oliveira Paes Leme, M., Yuan, S. L. K., Oliveira Magalhães, M., Ferreira de Meneses, S. R., & Marques, A. P. (2019). Pain and quality of life in knee osteoarthritis, chronic low back pain and fibromyalgia: a comparative cross-sectional study. *Reumatismo*, 71(2), 68–74. <https://doi.org/10.4081/reumatismo.2019.1104>
- de Vries, A., Zwerver, J., Diercks, R., Tak, I., van Berkel, S., van Cingel, R., van der Worp, H., & van den Akker-Scheek, I. (2016). Effect of patellar strap and sports tape on pain in patellar tendinopathy: A randomized controlled trial. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(10), 1217–1224. <https://doi.org/10.1111/sms.12556>
- Delahunt, E., McGrath, A., Doran, N., & Coughlan, G. F. (2010). Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), 1383–1389. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.06.023>
- De-la-Torre-Domingo, C., Alguacil-Diego, I. M., Molina-Rueda, F., López-Román, A., & Fernández-Carnero, J. (2015). Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 96(12), 2169–2175. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.06.022>
- Delincé, P., & Ghafil, D. (2012). Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20(1), 48–61. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1614-x>

- Demirci, S., Kinikli, G. I., Callaghan, M. J., & Tunay, V. B. (2017). Comparison of short-term effects of mobilization with movement and Kinesiotaping on pain, function and balance in patellofemoral pain. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 51(6), 442–447. <https://doi.org/10.1016/j.aott.2017.09.005>
- Denti, M., Monteleone, M., Berardi, A., & Panni, A. S. (1994). Anterior cruciate ligament mechanoreceptors. Histologic studies on lesions and reconstruction. *Clinical orthopaedics and related research*, (308), 29–32.
- Deshpande, B. R., Katz, J. N., Solomon, D. H., Yelin, E. H., Hunter, D. J., Messier, S. P., Suter, L. G., & Losina, E. (2016). Number of Persons With Symptomatic Knee Osteoarthritis in the US: Impact of Race and Ethnicity, Age, Sex, and Obesity. *Arthritis care & research*, 68(12), 1743–1750. <https://doi.org/10.1002/acr.22897>
- Dhillon, M. S., Bali, K., & Prabhakar, S. (2012). Differences among mechanoreceptors in healthy and injured anterior cruciate ligaments and their clinical importance. *Muscles, ligaments and tendons journal*, 2(1), 38–43.
- Di Benedetto, P., Giardini, P., Beltrame, A., Mancuso, F., Gisonni, R., & Causero, A. (2020). Histological analysis of ACL reconstruction failures due to synthetic-ACL (LARS) ruptures. *Acta bio-medica: Atenei Parmensis*, 91(4-S), 136–145. <https://doi.org/10.23750/abm.v91i4-S.9702>
- Di Stasi, S., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 43(11), 777–A11. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4693>
- Dienst, M., Burks, R. T., & Greis, P. E. (2002). Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *The Orthopedic clinics of North America*, 33(4), 605–v. [https://doi.org/10.1016/s0030-5898\(02\)00010-x](https://doi.org/10.1016/s0030-5898(02)00010-x)
- Domnick, C., Raschke, M. J., & Herbort, M. (2016). Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World journal of orthopedics*, 7(2), 82–93. <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.82>
- Donec, V., & Kubilius, R. (2020). The effectiveness of Kinesio Taping® for mobility and functioning improvement in knee osteoarthritis: a randomized, double-blind, controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 34(7), 877–889. <https://doi.org/10.1177/0269215520916859>



- Drouin, J. L., McAlpine, C. T., Primak, K. A., & Kissel, J. (2013). The effects of kinesiotape on athletic-based performance outcomes in healthy, active individuals: a literature synthesis. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 57(4), 356–365.
- Ebbers, J., & Pijnappel, H. (2007). La influencia del vendaje neuromuscular en la prueba “Sit and Reach.” *Noticias de Vendaje Neuromuscular*, 1, 2–7.
- Equitest® Version 8.2. Data interpretation manual 2004.
- Espejo, L., & Apolo, M. D. (2011). Revisión bibliográfica de la efectividad del kinesiotaping. *Rehabilitación (Madrid. Internet)*, 45(2), 148–158. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2011.02.002>
- Evans, J. and Nielson, J.L. (2021) Anterior Cruciate Ligament Knee Injuries. In: StatPearls, StatPearls Publishing, Treasure Island. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499848/>
- Fernandes, T. L., Felix, E. C., Bessa, F., Luna, N. M., Sugimoto, D., Greve, J. M., & Hernandez, A. J. (2016). Evaluation of static and dynamic balance in athletes with anterior cruciate ligament injury - A controlled study. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*, 71(8), 425–429. [https://doi.org/10.6061/clinics/2016\(08\)03](https://doi.org/10.6061/clinics/2016(08)03)
- Fernández-Jaén, T., López-Alcorocho, J. M., Rodríguez-Iñigo, E., Castellán, F., Hernández, J. C., & Guillén-García, P. (2015). The Importance of the Intercondylar Notch in Anterior Cruciate Ligament Tears. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 3(8), 2325967115597882. <https://doi.org/10.1177/2325967115597882>
- Feucht, M. J., Bigdon, S., Bode, G., Salzmann, G. M., Dovi-Akue, D., Südkamp, N. P., & Niemeyer, P. (2015). Associated tears of the lateral meniscus in anterior cruciate ligament injuries: risk factors for different tear patterns. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 10, 34. <https://doi.org/10.1186/s13018-015-0184-x>
- Filbay, S. R., & Grindem, H. (2019). Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 33(1), 33–47. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.01.018>
- Fineberg, M. S., Zarins, B., & Sherman, O. H. (2000). Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 16(7), 715–724. <https://doi.org/10.1053/jars.2000.8951>

- Fisioterapia. (2013). *Todo sobre el Centro de Gravedad en el Cuerpo Humano#Biomecánica*.  
 Blogspot.com.<https://fisioterapia.blogspot.com/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>
- Fitzgerald, G. K., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 8(2), 76–82. <https://doi.org/10.1007/s001670050190>
- Fitzgerald, G. K., Piva, S. R., & Irrgang, J. J. (2003). A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 33(9), 492–501. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.9.492>
- Fleming, J. D., Ritzmann, R., & Centner, C. (2022). Effect of an Anterior Cruciate Ligament Rupture on Knee Proprioception Within 2 Years After Conservative and Operative Treatment: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 52(5), 1091–1102. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01600-z>
- Ford-Smith, C. D., Wyman, J. F., Elswick, R. K., Jr, Fernandez, T., & Newton, R. A. (1995). Test-retest reliability of the sensory organization test in noninstitutionalized older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(1), 77–81. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(95\)80047-6](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(95)80047-6)
- Forriol, F., Maestro, A., & Martin, J.V. (2008). El Ligamento cruzado anterior: Morfología y función. The anterior cruciate ligament: Morphology and function. *Trauma*, 19, 7-18.
- Freeman, M. A., & Wyke, B. (1967). The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *Journal of anatomy*, 101(Pt 3), 505–532.
- Fu, F. H., Bennett, C. H., Lattermann, C., & Ma, C. B. (1999). Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 27(6), 821–830. <https://doi.org/10.1177/03635465990270062501>
- Fu, T. C., Wong, A. M., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W., & Lin, Y. C. (2008). Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of science and medicine in sport*, 11(2), 198–201. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.02.011>.
- Garrett, F.C., Karl, F., Eamonn, D., Conor, G., Brian, M.C.(2012) *A Comparison Between Performance on Selected Directions of the Star Excursion Balance Test and the Y*

*Balance Test*. *Journal of Athletic Training* 47(4), 366–371.  
doi: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.4.03>

- Gholami, M., Kamali, F., Mirzeai, M., Motealleh, A., & Shamsi, M. (2020). Effects of kinesio tape on kinesiophobia, balance and functional performance of athletes with post anterior cruciate ligament reconstruction: a pilot clinical trial. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 12, 57. <https://doi.org/10.1186/s13102-020-00203-x>
- Gil, S. Posturas aspectos generales. (2004). En. Collado Vázquez, S. *Motricidad fundamentos y aplicaciones*. (1ª ed., pp. 317-318). Dykinson.
- Girgis, F. G., Marshall, J. L., & Monajem, A. (1975). The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical orthopaedics and related research*, (106), 216–231. <https://doi.org/10.1097/00003086-197501000-00033>
- Gokeler, A., Bisschop, M., Benjaminse, A., Myer, G. D., Eppinga, P., & Otten, E. (2014). Quadriceps function following ACL reconstruction and rehabilitation: implications for optimisation of current practices. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 22(5), 1163–1174. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2577-x>
- Gonçalves, R. S., Cabri, J., Pinheiro, J. P., Ferreira, P. L., & Gil, J. (2010). Reliability, validity and responsiveness of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score--Physical Function Short-form (KOOS-PS). *Osteoarthritis and cartilage*, 18(3), 372–376. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2009.10.012>
- Granán, L. P., Bahr, R., Lie, S. A., & Engebretsen, L. (2009). Timing of anterior cruciate ligament reconstructive surgery and risk of cartilage lesions and meniscal tears: a cohort study based on the Norwegian National Knee Ligament Registry. *The American journal of sports medicine*, 37(5), 955–961. <https://doi.org/10.1177/0363546508330136>
- Gray, A. M., Gugala, Z., & Baillargeon, J. G. (2016). Effects of Oral Contraceptive Use on Anterior Cruciate Ligament Injury Epidemiology. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(4), 648–654. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000806>
- Grove, C. R., Whitney, S. L., Hetzel, S. J., Heiderscheit, B. C., & Pyle, G. M. (2021). Validation of a next-generation sensory organization test in adults with and without vestibular dysfunction. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 31(1), 33–45. <https://doi.org/10.3233/VES-200040>

- Grüber, J., Wolter, D., & Lierse, W. (1986). Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex) [Anterior cruciate ligament reflex (LCA reflex)]. *Der Unfallchirurg*, 89(12), 551–554.
- Güeita-Rodríguez, J., Jiménez-Jiménez, S., Paeth-Rholfs, B. (2012). Control Postural. En: Cano, R., Collado, S. *Neurorrehabilitación. Métodos Específicos de valoración y tratamiento*. (1ª ed., pp. 139-148). Médica Panamericana.
- Guskiewicz, K. M., Riemann, B. L., Perrin, D. H., & Nashner, L. M. (1997). Alternative approaches to the assessment of mild head injury in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 29(7 Suppl), S213–S221. <https://doi.org/10.1097/00005768-199707001-00003>
- Harput, G., Kilinc, H. E., Ozer, H., Baltaci, G., & Mattacola, C. G. (2015). Quadriceps and Hamstring Strength Recovery During Early Neuromuscular Rehabilitation After ACL Hamstring-Tendon Autograft Reconstruction. *Journal of sport rehabilitation*, 24(4), 398–404. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0224>
- Heintjes, E. M., Bierma-Zeinstra, S. M., Berger, M. Y., & Koes, B. W. (2008). Lysholm scale and WOMAC index were responsive in prospective cohort of young general practice patients. *Journal of clinical epidemiology*, 61(5), 481–488. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2007.06.007>
- Herbst, E., Hoser, C., Tecklenburg, K., Filipovic, M., Dallapozza, C., Herbort, M., & Fink, C. (2015). The lateral femoral notch sign following ACL injury: frequency, morphology and relation to meniscal injury and sports activity. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 23(8), 2250–2258. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3022-5>
- Hettle, D., Linton, L., Baker, J.S. (2013). The effect of kinesiotaping on functional performance in chronic ankle instability - preliminary study. *Clinical research on foot & ankle*, 01(01), 105-10. <https://doi.org/10.4172/2329-910x.1000105>
- Hewett, T. E., Ford, K. R., & Myer, G. D. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *The American journal of sports medicine*, 34(3), 490–498. <https://doi.org/10.1177/0363546505282619>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., & Quatman, C. E. (2012). The 2012 ABJS Nicolas Andry Award: The sequence of prevention: a systematic approach to prevent anterior cruciate ligament injury. *Clinical orthopaedics and related research*, 470(10), 2930–2940. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2440-2>

- Hollman, J. H., Nagai, T., Bates, N. A., McPherson, A. L., & Schilaty, N. D. (2021). Diminished neuromuscular system adaptability following anterior cruciate ligament injury: Examination of knee muscle force variability and complexity. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 90, 105513. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105513>
- Horak F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, 67(12), 1881–1885. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.12.1881>
- Hosp, S., Folie, R., Csapo, R., Hasler, M., & Nachbauer, W. (2017). Eccentric Exercise, Kinesiology Tape, and Balance in Healthy Men. *Journal of athletic training*, 52(7), 636–642. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.3.11>
- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., Wang, W. T., & Shih, Y. F. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1092–1099. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.003>
- Hughston J. C. (1985). Complications of anterior cruciate ligament surgery. *The Orthopedic clinics of North America*, 16(2), 237–240.
- Hui, K., Sonawane, N., & Karne, N. (2014). Acti-Tape™ (elastic therapeutic tape) as compared with a knee guard in providing support to the knee joint: an open-label, randomized, crossover study. *Open Access Journal of Clinical Trials*, 6:29. <https://doi.org/10.2147/oajct.s58252>
- Hunnicut, J. L., Slone, H. S., & Xerogeanes, J. W. (2020). Implications for Early Postoperative Care After Quadriceps Tendon Autograft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Technical Note. *Journal of athletic training*, 55(6), 623–627. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-172-19>.
- Hurd, W., Axe, M., & Snyder-Mackler, L. (2009). Management of the athlete with acute anterior cruciate ligament deficiency. *Sports health*, 1(1), 39–46. <https://doi.org/10.1177/1941738108326977>
- Illingworth, K. D., Hensler, D., Casagrande, B., Borrero, C., van Eck, C. F., & Fu, F. H. (2014). Relationship between bone bruise volume and the presence of meniscal tears in acute anterior cruciate ligament rupture. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 22(9), 2181–2186. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2657-y>

- Ismail, S. A., Button, K., Simic, M., Van Deursen, R., & Pappas, E. (2016). Three-dimensional kinematic and kinetic gait deviations in individuals with chronic anterior cruciate ligament deficient knee: A systematic review and meta-analysis. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 35, 68–80. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.04.002>
- Johansson, H., Sjölander, P., & Sojka, P. (1991). Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical reviews in biomedical engineering*, 18(5), 341–368.
- Joseph, A. M., Collins, C. L., Henke, N. M., Yard, E. E., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2013). A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *Journal of athletic training*, 48(6), 810–817. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.03>
- Junta directiva de la asociación española de artroscopia. *Informe sobre el perfil de la cirugía artroscópica en España. Cuaderno de artroscopia 2001*. 8(1), 15.
- Kaeding, C. C., Léger-St-Jean, B., & Magnussen, R. A. (2017). Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clinics in sports medicine*, 36(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>
- Kaeding, C. C., Pedroza, A. D., Reinke, E. K., Huston, L. J., MOON Consortium, & Spindler, K. P. (2015). Risk Factors and Predictors of Subsequent ACL Injury in Either Knee After ACL Reconstruction: Prospective Analysis of 2488 Primary ACL Reconstructions from the MOON Cohort. *The American journal of sports medicine*, 43(7), 1583–1590. <https://doi.org/10.1177/0363546515578836>
- Taik FZ, Karkouri S, Tahiri L, Aachari I, Moulay Berkchi J, Hmamouchi I, Abouqal R, Rkain H, Allali F. Effects of kinesiotaping on disability and pain in patients with rotator cuff tendinopathy: double-blind randomized clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022 Jan 26;23(1):90. doi: 10.1186/s12891-022-05046-w.
- Kärrholm, J., Selvik, G., Elmqvist, L. G., & Hansson, L. I. (1988). Active knee motion after cruciate ligament rupture. Stereoradiography. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 59(2), 158–164. <https://doi.org/10.1080/17453678809169699>
- Kase, K., Tatsuyuki, H., & Tomoki, O. (1996). *Development of Kinesio™ Tape. Kinesio™ Taping Perfect Manual*. Tokyo: KenIkai Information.
- Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2003). *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method* (Ken Ikai Co. Ltd, Ed.).

- Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2013). *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method (3rd edition)*. Ken Ikai Co. Ltd.
- Kennedy, J., Jackson, M. P., O'Kelly, P., & Moran, R. (2010). Timing of reconstruction of the anterior cruciate ligament in athletes and the incidence of secondary pathology within the knee. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 92(3), 362–366. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B3.22424>
- Kiapour, A. M., & Murray, M. M. (2014). Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone & joint research*, 3(2), 20–31. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.32.2000241>
- Kim, S. Y., Spritzer, C. E., Utturkar, G. M., Toth, A. P., Garrett, W. E., & DeFrate, L. E. (2015). Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined from Bone Bruise Location. *The American journal of sports medicine*, 43(10), 2515–2521. <https://doi.org/10.1177/0363546515594446>
- Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E., Jr (2000). The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clinical orthopaedics and related research*, (372), 64–68. <https://doi.org/10.1097/00003086-200003000-00008>
- Kocher, M. S., Steadman, J. R., Briggs, K. K., Sterett, W. I., & Hawkins, R. J. (2004). Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee scale for various chondral disorders of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 86(6), 1139–1145. <https://doi.org/10.2106/00004623-200406000-00004>
- Kocyigit, F., Turkmen, M. B., Acar, M., Guldane, N., Kose, T., Kuyucu, E., & Erdil, M. (2015). Kinesio taping or sham taping in knee osteoarthritis? A randomized, double-blind, sham-controlled trial. *Complementary therapies in clinical practice*, 21(4), 262–267. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2015.10.001>
- Krogsgaard, M. R., Dyhre-Poulsen, P., & Fischer-Rasmussen, T. (2002). Cruciate ligament reflexes. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(3), 177–182. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00018-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00018-4)
- Laborie, M., Klouche, S., Herman, S., Gerometta, A., Lefevre, N., & Bohu, Y. (2015). Inefficacy of Kinesio-Taping (®) on early postoperative pain after ACL reconstruction: Prospective comparative study. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR*, 101(8), 963–967. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.09.025>

- Laessoe, U. (2007). *Assessment of postural control in relation to balance and falls*. Aalborg university, Center for Sensory-Motor Interaction.
- Lane, C. G., Warren, R., & Pearle, A. D. (2008). The pivot shift. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(12), 679–688. <https://doi.org/10.5435/00124635-200812000-00001>
- Larwa, J., Stoy, C., Chafetz, R. S., Boniello, M., & Franklin, C. (2021). Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes. *International journal of environmental research and public health*, 18(7), 3826. <https://doi.org/10.3390/ijerph18073826>
- Le Huec, J. C., Saddiki, R., Franke, J., Rigal, J., & Aunoble, S. (2011). Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20 Suppl 5(Suppl 5), 558–563. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1939-7>
- Lee, H., & Lim, H. (2020). Effects of Double-Taped Kinesio Taping on Pain and Functional Performance due to Muscle Fatigue in Young Males: A Randomized Controlled Trial. *International journal of environmental research and public health*, 17(7), 2364. <https://doi.org/10.3390/ijerph17072364>
- Lee, K. B., Park, Y. H., Song, E. K., Yoon, T. R., & Jung, K. I. (2010). *Static and Dynamic Postural Balance After Successful Mobile-Bearing Total Ankle Arthroplasty*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(4), 519–522. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.12.017>
- Li, P., Wei, Z., Zeng, Z., & Wang, L. (2022). Acute effect of kinesio tape on postural control in individuals with functional ankle instability following ankle muscle fatigue. *Frontiers in physiology*, 13, 980438. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.980438>
- Lietz-Kijak, D., Kijak, E., Krajczyk, M., Bogacz, K., Łuniewski, J., & Szczegieliński, J. (2018). The Impact of the Use of Kinesio Taping Method on the Reduction of Swelling in Patients After Orthognathic Surgery: A Pilot Study. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, 24, 3736–3743. <https://doi.org/10.12659/MSM.909915>
- Lim, J. M., Cho, J. J., Kim, T. Y., & Yoon, B. C. (2019). Isokinetic knee strength and proprioception before and after anterior cruciate ligament reconstruction: A



comparison between home-based and supervised rehabilitation. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 32(3), 421–429. <https://doi.org/10.3233/BMR-181237>

- Lind, M., Menhert, F., & Pedersen, A. B. (2009). The first results from the Danish ACL reconstruction registry: epidemiologic and 2-year follow-up results from 5,818 knee ligament reconstructions. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 17(2), 117–124. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0654-3>
- Liu, K., Qian, J., Gao, Q., & Ruan, B. (2019). Effects of Kinesio taping of the knee on proprioception, balance, and functional performance in patients with anterior cruciate ligament rupture: A retrospective case series. *Medicine*, 98(48), e17956. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000017956>
- Logan, C. A., Bhashyam, A. R., Tisosky, A. J., Haber, D. B., Jorgensen, A., Roy, A., & Provencher, M. T. (2017). Systematic Review of the Effect of Taping Techniques on Patellofemoral Pain Syndrome. *Sports health*, 9(5), 456–461. <https://doi.org/10.1177/1941738117710938>
- Logerstedt, D. S., Snyder-Mackler, L., Ritter, R. C., Axe, M. J., & Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association (2010). Knee pain and mobility impairments: meniscal and articular cartilage lesions. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(6), A1–A35. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.0304>
- Luc, B., Gribble, P. A., & Pietrosimone, B. G. (2014). Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and numbers-needed-to-treat analysis. *Journal of athletic training*, 49(6), 806–819. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.35>
- Lumbroso, D., Ziv, E., Vered, E., & Kalichman, L. (2014). The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(1), 130–138. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.09.011>
- Lysholm, J., & Gillquist, J. (1982). Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *The American journal of sports medicine*, 10(3), 150–154. <https://doi.org/10.1177/036354658201000306>
- Lysholm, M., Ledin, T., Odqvist, L. M., & Good, L. (1998). Postural control--a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 8(6), 432–438. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00464.x>

- Marangoni, L.D., Bruno, P.A., & Bitar, I.J. (2011). Rupturas del Ligamento Cruzado Anterior, Incidencia de lesiones secundarias relacionadas con el tiempo de reconstrucción. *Revista de Artroscopia*, 18(2),94-100.
- Martín-San Agustín, R., Medina-Mirapeix, F., Esteban-Catalán, A., Escriche-Escuder, A., Sánchez-Barbadora, M., & Benítez-Martínez, J. C. (2021). Epidemiology of Injuries in First Division Spanish Women's Soccer Players. *International journal of environmental research and public health*, 18(6), 3009. <https://doi.org/10.3390/ijerph18063009>
- Mather, R. C., 3rd, Koenig, L., Kocher, M. S., Dall, T. M., Gallo, P., Scott, D. J., Bach, B. R., Jr, Spindler, K. P., & MOON Knee Group (2013). Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 95(19), 1751–1759. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01705>
- Mayberg, H. S., Silva, J. A., Brannan, S. K., Tekell, J. L., Mahurin, R. K., McGinnis, S., & Jerabek, P. A. (2002). The functional neuroanatomy of the placebo effect. *The American journal of psychiatry*, 159(5), 728–737. <https://doi.org/10.1176/appi.ajp.159.5.728>
- Meuffels, D. E., Poldervaart, M. T., Diercks, R. L., Fievez, A. W., Patt, T. W., Hart, C. P., Hammacher, E. R., Meer, F.v, Goedhart, E. A., Lenssen, A. F., Muller-Ploeger, S. B., Pols, M. A., & Saris, D. B. (2012). Guideline on anterior cruciate ligament injury. *Acta orthopaedica*, 83(4), 379–386. <https://doi.org/10.3109/17453674.2012.704563>
- Meyrueis, A., & Bullich, S. (1992). Cahiers d'enseignement de la SOFCOT 41: Les ligaments artificiels. En J.P. Meyreuis (Ed.), *Expansion Scientifique Francaise* (pp. 15–21).
- Miralles, R., Miralles, I. (2007). Principios físicos aplicados a la biomecánica. En *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor* (pp. 1-6). Masson
- Mohieldin, M., Ahmed, D. M., Sherif, M., Khairat, T. A., Fawzy, A., & Hamido, W. A. (2011). Evaluation of Dynamic Posturography in Anterior Cruciate Ligament Injury Patients. Physical Medicine and Rehabilitation Hospital, Ministry of Health, Kuwait; Al-Razi Orthopedics Hospital. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, 4(2), 167-173. <https://doi.org/10.3889/MJMS.1857-5773.2011.0170>

- Monasterio, A. (2019). Ligamento cruzado anterior de la rodilla: Función. <https://www.blogdefisioterapia.com/ligamento-cruzado-anterior-de-la-rodilla-funcion/>
- Morris, D., Jones, D., Ryan, H., & Ryan, C. G. (2013). The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, 29(4), 259–270. <https://doi.org/10.3109/09593985.2012.731675>
- Mosby 's Medical Dictionary. (2009). *Health and Medicine-Medical Dictionaries and Encyclopedia*. (8<sup>a</sup> ed). Elsevier.
- Mountcastle, S. B., Posner, M., Kragh, J. F., Jr, & Taylor, D. C. (2007). Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population. *The American journal of sports medicine*, 35(10), 1635–1642. <https://doi.org/10.1177/0363546507302917>
- Mountcastle, v. B., poggio, g. F., & werner, g. (1963). The relation of thalamic cell response to peripheral stimuli varied over an intensive continuum. *Journal of neurophysiology*, 26, 807–834. <https://doi.org/10.1152/jn.1963.26.5.807>
- Munro, A.G., & Herrington, L.C. (2010). Between-session reliability of the star excursion balance test. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(4), 128–132. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.07.002>
- Needle, A. R., Lepley, A. S., & Grooms, D. R. (2017). Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury: a Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(7), 1271–1288. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0666-y>
- Neelapala Y.V.R. (2019). Self-reported Instability in Knee Osteoarthritis: A Scoping Review of Literature. *Current Rheumatology Reviews*, 15(2), 110–115. <https://doi.org/10.2174/1573397114666180628111858>
- Neogi T. (2013). The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 21(9), 1145–1153. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.03.018>
- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., & Hewett, T. E. (2000). High tibial osteotomy and ligament reconstruction for varus angulated anterior cruciate ligament-deficient knees. *The American journal of sports medicine*, 28(3), 282–296. <https://doi.org/10.1177/03635465000280030201>
- Noyes, F. R., Mooar, P. A., Matthews, D. S., & Butler, D. L. (1983). The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in

athletically active individuals. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 65(2), 154–162. <https://doi.org/10.2106/00004623-198365020-00003>

Noyes, F.R., & Barber-Westin, S.D. (2017). Anterior cruciate ligament primary reconstruction: diagnosis, operative techniques, and clinical outcomes. En Noyes, F.R., & Barber-Westin, S.D. (F.R. Noyes & S.D. Barber-Westin, Eds.). *Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes. Anterior Cruciate Ligament Primary Reconstruction* (2<sup>a</sup>ed., capítulo 7. pp. 137–220). <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-32903-3.00007-x>. Elsevier.

O'Neill, T. W., & Felson, D. T. (2018). Mechanisms of osteoarthritis (OA) pain. *Current Osteoporosis Reports*, 16(5), 611–616. <https://doi.org/10.1007/s11914-018-0477-1>

Odensten, M., & Gillquist, J. (1985). Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 67(2), 257–262.

Ogrodzka-Ciechanowicz, K., Głąb, G., Ślusarski, J., Gądek, A., & Nawara, J. (2021). Does kinesiotaping can improve static stability of the knee after anterior cruciate ligament rupture? A randomized single-blind, placebo-controlled trial. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 13(1), 24. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00248-6>

Ogrodzka-Ciechanowicz, K., Głąb, G., Ślusarski, J., Gądek, A., & Nawara, J. (2021). Does kinesiotaping can improve static stability of the knee after anterior cruciate ligament rupture? A randomized single-blind, placebo-controlled trial. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 13(1), 24. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00248-6>

Okuda, K., Abe, N., Katayama, Y., Senda, M., Kuroda, T., & Inoue, H. (2005). Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 10(3), 277–283. <https://doi.org/10.1007/s00776-005-0893-9>

Oliveira, A. K., Borges, D. T., Lins, C. A., Cavalcanti, R. L., Macedo, L. B., & Brasileiro, J. S. (2016). Immediate effects of Kinesio Taping(®) on neuromuscular performance of quadriceps and balance in individuals submitted to anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized clinical trial. *Journal of science and medicine in sport*, 19(1), 2–6. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.12.002>

Ordahan, B., Küçükşen, S., Tuncay, İ., Salli, A., & Uğurlu, H. (2015). The effect of proprioception exercises on functional status in patients with anterior cruciate

ligament reconstruction. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 28(3), 531–537. <https://doi.org/10.3233/BMR-140553>

- Oretorp, N., Gillquist, J., & Liljedahl, S. O. (1979). Long term results of surgery for non-acute anteromedial rotatory instability of the knee. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 50(3), 329–336. <https://doi.org/10.3109/17453677908989774>
- Papathanasiou, I., Michalitsis, S., Hantes, M. E., Vlychou, M., Anastasopoulou, L., Malizos, K. N., & Tsezou, A. (2016). Molecular changes indicative of cartilage degeneration and osteoarthritis development in patients with anterior cruciate ligament injury. *BMC musculoskeletal disorders*, 17, 21. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0871-8>
- Parratte, S., Ollivier, M., Lunebourg, A., Abdel, M. P., & Argenson, J. N. (2015). Long-term results of compartmental arthroplasties of the knee: Long term results of partial knee arthroplasty. *The bone & joint journal*, 97-B(10 Suppl A), 9–15. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.97B10.36426>
- Parreira, P.doC., Costa, L.daC., Hespanhol, L. C., Jr, Lopes, A. D., & Costa, L. O. (2014). Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *Journal of physiotherapy*, 60(1), 31–39. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2013.12.008>
- Paterno, M.V. (2017). Non-operative Care of the Patient with an ACL-Deficient Knee. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 10(3), 322-327. <https://doi.org/10.1007/s12178-017-9431-6>
- Paxton, E. W., Fithian, D. C., Stone, M. L., & Silva, P. (2003). The reliability and validity of knee-specific and general health instruments in assessing acute patellar dislocation outcomes. *The American journal of sports medicine*, 31(4), 487–492. <https://doi.org/10.1177/03635465030310040201>
- Penner, D. A., Daniel, D. M., Wood, P., & Mishra, D. (1988). An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *The American journal of sports medicine*, 16(3), 238–243. <https://doi.org/10.1177/036354658801600307>
- Pérez-España Muniesa, M., Del Val De La Campa, M., & Ayala-Mejías, B. (2009). Sutura meniscal: indicaciones, técnicas y resultados en el medio laboral. *Cuadernos De Artroscopía*, 16(1), 38: 16–21.

- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clinical orthopaedics and related research*, 454, 35–47. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31802b4a59>
- Peterson, C. L., Ferrara, M. S., Mrazik, M., Piland, S., & Elliott, R. (2003). Evaluation of neuropsychological domain scores and postural stability following cerebral concussion in sports. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 13(4), 230–237. <https://doi.org/10.1097/00042752-200307000-00006>
- Pinheiro, Y. T., E Silva, R. L., de Almeida Silva, H. J., de Araújo, T. A. B., da Silva, R. S., de Souza, M. C., & de Almeida Lins, C. A. (2021). Does current evidence support the use of kinesiology taping in people with knee osteoarthritis?. *Explore (New York, N. Y.)*, 17(6), 574–577. <https://doi.org/10.1016/j.explore.2020.08.001>
- Piontek, T., Ciemniowska-Gorzela, K., Szulc, A., Pyda, A., Dudziński, W., & Hejna, R. (2009). Sposoby kontroli postawy u chorych z niestabilnością przednia stawu kolanowego [Postural control strategy in patients with anterior cruciate ligament deficiency]. *Chirurgia narządów ruchu i ortopedia polska*, 74(6), 353–360.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance?. *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Pourmomeny, A.A.; Jalaei, F.; Baharloo, H.; Karimi, M. Department of Technical Orthopedic, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran. (2016)The Immediate Effects of Inhibitive Gastrocnemius Kinesio Taping on Static and Functional Balance Performance in Subjects with Chronic Stroke Disorders. *Physical Treatments - Specific Physical Therapy*, 6(3), 149–154. <https://doi.org/10.18869/nrip.ptj.6.3.149>
- Prieto Deza, J.L., Ruiz Ibán, M.Á., García Navlet, M., Ávila Lafuente, J.L., Cuéllar Gutiérrez, R., & Calvo Díaz, Á. (2017). Epidemiología de los procedimientos artroscópicos en España. Resultados de la encuesta de actividad artroscópica de 2014. *Revista española de artroscopia y cirugía articular*, 24(57), 25-37. <https://doi.org/10.24129/j.reaca.24e57.fs1702007>
- Prodromos, C., & Brown, C.H. (2007). *“The anterior cruciate ligament: reconstruction and basic science”* (1<sup>st</sup> ed., pp. 3-4). Saunders Elsevier.

- Przybylak, K., Sibiński, M., Domżański, M., Kwapisz, A., Momaya, A. M., & Zielińska, M. (2019). Supervised physiotherapy leads to a better return to physical activity after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 59(9), 1551–1557. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.18.08692-9>
- Rama-López, J., & Pérez-Fernández, N. (2004). Caracterización de la influencia del factor visual en los pacientes con alteraciones del equilibrio [Characterisation of the influence exerted by the visual factor in patients with balance disorders]. *Revista de neurología*, 39(6), 513–516.
- Ramírez Gómez, E.A. (2012). Kinesio Taping-Vendaje neuromuscular. *Historia, técnicas y posibles aplicaciones. VIREF; Revista de educación física ISSN: 2322-9411 Oct-Dic*, 1(1) 15–24.
- Raymond, J., Nicholson, L. L., Hiller, C. E., & Refshauge, K. M. (2012). The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*, 15(5), 386–392. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.03.008>
- Refshauge, K. M., Kilbreath, S. L., & Raymond, J. (2000). The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(1), 10–15. <https://doi.org/10.1097/00005768-200001000-00003>
- Renström, P., Arms, S. W., Stanwyck, T. S., Johnson, R. J., & Pope, M. H. (1986). Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 83–87. <https://doi.org/10.1177/036354658601400114>
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., Johnson, R., Krosshaug, T., Mandelbaum, B., Micheli, L., Myklebust, G., Roos, E., Roos, H., Schamasch, P., Shultz, S., Werner, S., Wojtys, E., & Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine*, 42(6), 394–412. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>
- Roberts, C. C., Towers, J. D., Spangehl, M. J., Carrino, J. A., & Morrison, W. B. (2007). Advanced MR imaging of the cruciate ligaments. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, 15(1), 73–86. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2007.02.006>

- Rodríguez, K., Soni, M., Joshi, P. K., Patel, S. C., Shreya, D., Zamora, D. I., Patel, G. S., Grossmann, I., & Sange, I. (2021). Anterior Cruciate Ligament Injury: Conservative Versus Surgical Treatment. *Cureus*, 13(12), e20206. <https://doi.org/10.7759/cureus.20206>
- Rodriguez-Bonache, M.F., & Rodriguez-Bonache, M.J. (2012). Bases neurofisiológicas del control motor. En: Cano, R., Collado, S. *Neurorrehabilitación. Métodos Específicos de Valoración y Tratamiento* (1ª ed., pp. 97-103). Médica Panamericana.
- Roos, E. M., & Toksvig-Larsen, S. (2003). Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. *Health and quality of life outcomes*, 1, 17. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-1-17>
- Roos, E. M., Roos, H. P., Lohmander, L. S., Ekdahl, C., & Beynnon, B. D. (1998). Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 28(2), 88–96. <https://doi.org/10.2519/jospt.1998.28.2.88>
- Roos, E. M., Roos, H. P., Lohmander, L. S., Ekdahl, C., & Beynnon, B. D. (1998). Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 28(2), 88–96. <https://doi.org/10.2519/jospt.1998.28.2.88>
- Salavati, M., Akhbari, B., Mohammadi, F., Mazaheri, M., & Khorrami, M. (2011). Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS); reliability and validity in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Osteoarthritis and cartilage*, 19(4), 406–410. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.01.010>
- Salavati, M., Mazaheri, M., Negahban, H., Sohani, S. M., Ebrahimian, M. R., Ebrahimi, I., Kazemnejad, A., & Salavati, M. (2008). Validation of a Persian-version of Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) in Iranians with knee injuries. *Osteoarthritis and cartilage*, 16(10), 1178–1182. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2008.03.004>
- Sawkins, K., Refshauge, K., Kilbreath, S., & Raymond, J. (2007). The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(5), 781–787. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3180337371>
- Schiffer, T., Möllinger, A., Sperlich, B., & Memmert, D. (2015). Kinesio taping and jump performance in elite female track and field athletes and jump performance in elite



- female track and field athletes. *Journal of sport rehabilitation*, 24(1), 47–50. <https://doi.org/10.1123/jsr.2013-0111>
- Schoultz, T.W., & Swett, J.E. (1972). The fine structure of the Golgi tendon organ. *Journal of neurocytology*, 1(1), 1–26. <https://doi.org/10.1007/BF01098642>
- Schunke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2014). Articulación de la rodilla. En *Anatomía General y Aparato Locomotor. Prometheus: Texto y Atlas de Anatomía*. (2ªed. Vol. 1, pp. 392–400). Editorial Médica Panamericana.
- Schutte, M. J., Dabezies, E. J., Zimny, M. L., & Happel, L. T. (1987). Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69(2), 243–247
- Selva, F. (2010). *Efectos del vendaje neuromuscular. Manual de aplicaciones prácticas*. (1ª ed. Barcelona., pp.24-25). Ed. Physi-rehab-kineterapy-eivissa,sl.
- Serra, M. V., Vieira, E. R., Brunt, D., Goethel, M. F., Gonçalves, M., & Quemelo, P. R. (2015). Kinesio Taping effects on knee extension force among soccer players. *Brazilian journal of physical therapy*, 19(2), 152–158. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0075>
- Serra, M., Aranceta, L., Barba, J., Sangil Monroy, L., & Pérez Rodrigo, M. (2003). Crecimiento y desarrollo: dimensión alimentaria y nutricional. Crecimiento y desarrollo. *Estudio en Kid, Krece Plus*, 4, 45–54.
- Sgaglione, N. A., Del Pizzo, W., Fox, J. M., & Friedman, M. J. (1995). Critical analysis of knee ligament rating systems. *The American journal of sports medicine*, 23(6), 660–667. <https://doi.org/10.1177/036354659502300604>
- Shea, K. G., Carey, J. L., Richmond, J., Sandmeier, R., Pitts, R. T., Polousky, J. D., Chu, C., Shultz, S. J., Ellen, M., Smith, A., LaBella, C. R., Anderson, A. F., Musahl, V., Myer, G. D., Jevsevar, D., Bozic, K. J., Shaffer, W., Cummins, D., Murray, J. N., Patel, N., ... American Academy of Orthopaedic Surgeons (2015). The American Academy of Orthopaedic Surgeons evidence-based guideline on management of anterior cruciate ligament injuries. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 97(8), 672–674. <https://doi.org/10.2106/jbjs.n.01257>
- Shen, L., Jin, Z. G., Dong, Q. R., & Li, L. B. (2018). Anatomical Risk Factors of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Chinese medical journal*, 131(24), 2960–2967. <https://doi.org/10.4103/0366-6999.247207>

- Shin, Y. J., & Kim, M. K. (2017). Immediate effect of ankle balance taping on dynamic and static balance of soccer players with acute ankle sprain. *Journal of physical therapy science*, 29(4), 622–624. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.622>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H. (1995). *Motor control: translating research in clinical practice*. William & Wilkins.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H. (2007). *Motor control: translating research in clinical practice*. William & Wilkins.
- Sibley, K. M., Straus, S. E., Inness, E. L., Salbach, N. M., & Jaglal, S. B. (2011). Balance assessment practices and use of standardized balance measures among Ontario physical therapists. *Physical therapy*, 91(11), 1583–1591. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110063>
- Sijmonsma, J. (2007). *TNM: taping neuro muscular: manual. 1ª española ed.* Aneid Press.
- Silverthorn, D.U. (2010). *Fisiología humana, un enfoque integrado.* (4ª ed., pp. 354-355). Médica Panamericana.
- Simon, J., & Donahue, M. (2013). Effect of ankle taping or bracing on creating an increased sense of confidence, stability, and reassurance when performing a dynamic-balance task. *Journal of sport rehabilitation*, 22(3), 229–233. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.3.229>
- Simon, J., Garcia, W., & Docherty, C. L. (2014). The effect of kinesio tape on force sense in people with functional ankle instability. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 24(4), 289–294. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000030>
- Siouras, A., Moustakidis, S., Giannakidis, A., Chalatsis, G., Liampas, I., Vlychou, M., Hantes, M., Tasoulis, S., & Tsaopoulos, D. (2022). Knee Injury Detection Using Deep Learning on MRI Studies: A Systematic Review. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 12(2), 537. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12020537>
- Skou, S. T., Roos, E. M., Laursen, M. B., Rathleff, M. S., Arendt-Nielsen, L., Simonsen, O., & Rasmussen, S. (2015). A Randomized, Controlled Trial of Total Knee Replacement. *The New England journal of medicine*, 373(17), 1597–1606. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1505467>
- Smart Equitest System Operator's Manual, 2004. Version 8.2. Data interpretation manual.

- Smith, H. J., Richardson, J. B., & Tennant, A. (2009). Modification and validation of the Lysholm Knee Scale to assess articular cartilage damage. *Osteoarthritis and cartilage*, 17(1), 53–58. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2008.05.002>
- Sokal, P. A., Norris, R., Maddox, T. W., & Oldershaw, R. A. (2022). The diagnostic accuracy of clinical tests for anterior cruciate ligament tears are comparable but the Lachman test has been previously overestimated: a systematic review and meta-analysis. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 30(10), 3287–3303. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-06898-4>
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American journal of sports medicine*, 15(3), 207–213. <https://doi.org/10.1177/036354658701500302>
- Stanitski C. L. (1995). Anterior Cruciate Ligament Injury in the Skeletally Immature Patient: Diagnosis and Treatment. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 3(3), 146–158. <https://doi.org/10.5435/00124635-199505000-00004>
- Stockwell, C. W. (1981). Posturography. *Otolaryngology--head and neck surgery: Official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 89(2), 333–335. <https://doi.org/10.1177/019459988108900237>
- Takahashi, S., & Okuwaki, T. (2017). Epidemiological survey of anterior cruciate ligament injury in Japanese junior high school and high school athletes: cross-sectional study. *Research in sports medicine (Print)*, 25(3), 266–276. <https://doi.org/10.1080/15438627.2017.1314290>
- Takazawa, Y., Nagayama, M., Ikeda, H., Kawasaki, T., Ishijima, M., Saita, Y., Kaneko, H., Kobayashi, Y., Hada, S., & Kaneko, K. (2016). Anterior cruciate ligament injuries in elite and high school rugby players: a 11-year review. *The Physician and sportsmedicine*, 44(1), 53–58. <https://doi.org/10.1080/00913847.2016.1116362>
- Tecco, S., Salini, V., Calvisi, V., Colucci, C., Orso, C. A., Festa, F., & D'Attilio, M. (2006). Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *Journal of oral rehabilitation*, 33(8), 576–587. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01592.x>
- Torres López, U., & Torrent Pérez, G. (2009). *Abordaje del ligamento cruzado anterior*. *Canarias Médica y Quirúrgica* 18, 32-35.

- Torres, R., Trindade, R., & Gonçalves, R. S. (2016). The effect of kinesiology tape on knee proprioception in healthy subjects. *Journal of bodywork and movement therapies*, 20(4), 857–862. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.02.009>
- V Vaquero, J., Longo, U. G., Forriol, F., Martinelli, N., Vethencourt, R., & Denaro, V. (2014). Reliability, validity and responsiveness of the Spanish version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) in patients with chondral lesion of the knee. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 22(1), 104–108. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2290-1>
- van Grinsven, S., van Cingel, R. E., Holla, C. J., & van Loon, C. J. (2010). Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 18(8), 1128–1144. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-1027-2>
- Van Melick, N., van Cingel, R. E., Brooijmans, F., Neeter, C., van Tienen, T., Hullegie, W., & Nijhuis-van der Sanden, M. W. (2016). Evidence-based clinical practice update: practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1506–1515. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095898>
- Vaquero Martín, J., Haro, C., & Campos, F. (2008). Reconstrucción del ligamento cruzado anterior. *Trauma Fundación MAPFRE*, 19(1), 22–38.
- Verbecque, E., Lobo Da Costa, P.H., Vereeck, L., & Hallemans, A. (2015). Psychometric properties of functional balance tests in children: a literature review. *Developmental medicine and child neurology*, 57(6), 521–529. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12657>
- Vernazza, S., Alexandrov, A., & Massion, J. (1996). Is the center of gravity controlled during upper trunk movements?. *Neuroscience letters*, 206(2-3), 77–80. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(96\)12464-2](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(96)12464-2)
- Viskontas, D. G., Giuffre, B. M., Duggal, N., Graham, D., Parker, D., & Coolican, M. (2008). Bone bruises associated with ACL rupture: correlation with injury mechanism. *The American journal of sports medicine*, 36(5), 927–933. <https://doi.org/10.1177/0363546508314791>
- Webster, K. E., & Feller, J. A. (2019). Expectations for Return to Preinjury Sport Before and After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 47(3), 578–583. <https://doi.org/10.1177/0363546518819454>

- Williams, S., Whatman, C., Hume, P. A., & Sheerin, K. (2012). Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 42(2), 153–164. <https://doi.org/10.2165/11594960-000000000-00000>
- Wilson, B., & Bialocerkowski, A. (2015). The Effects of Kinesiotape Applied to the Lateral Aspect of the Ankle: Relevance to Ankle Sprains--A Systematic Review. *PLoS one*, 10(6), e0124214. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0124214>
- Wilson, V., Douris, P., Fukuroku, T., Kuzniewski, M., Dias, J., & Figueiredo, P. (2016). The immediate and long-term effects of kinesiotape® on balance and functional performance. *International journal of sports physical therapy*, 11(2), 247–253.
- Winter, D.A. (1995). ABC (anatomy biomechanics and control) of balance during standing and walking. *Waterloo biomechanics*.
- Winter, D.A. (1995b). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Woo, S. L., Abramowitch, S. D., Kilger, R., & Liang, R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of biomechanics*, 39(1), 1–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025>
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *The American journal of sports medicine*, 19(3), 217–225. <https://doi.org/10.1177/036354659101900303>
- Wright R. W. (2009). Knee injury outcomes measures. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 17(1), 31–39. <https://doi.org/10.5435/00124635-200901000-00005>
- Yam, M. L., Yang, Z., Zee, B. C., & Chong, K. C. (2019). Effects of Kinesio tape on lower limb muscle strength, hop test, and vertical jump performances: a meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*, 20(1), 212. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2564-6>
- Yang, J.F., Winter, D.A., & Wells, R.P. (1990). Postural dynamics in the standing human. *Biological cybernetics*, 62(4), 309–320. <https://doi.org/10.1007/BF00201445>

- Yin, L., Liu, K., Liu, C., Feng, X., & Wang, L. (2021). Effect of Kinesiology Tape on Muscle Activation of Lower Extremity and Ankle Kinesthesia in Individuals With Unilateral Chronic Ankle Instability. *Frontiers in physiology*, 12, 786584. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.786584>
- Yoon, K. H., Yoo, J. H., & Kim, K. I. (2011). Bone contusion and associated meniscal and medial collateral ligament injury in patients with anterior cruciate ligament rupture. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 93(16), 1510–1518. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01320>
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British journal of sports medicine*, 41 Suppl 1(Suppl 1), i47–i51. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.037192>
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British journal of sports medicine*, 41 Suppl 1(Suppl 1), i47–i51. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.037192>
- Yu, B., Kirkendall, D. T., Taft, T. N., & Garrett, W. E., Jr (2002). Lower extremity motor control-related and other risk factors for noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Instructional course lectures*, 51, 315–324.
- Zelená, J., & Soukup, T. (1977). The development of Golgi tendon organs. *Journal of neurocytology*, 6(2), 171–194. <https://doi.org/10.1007/BF01261504>
- Zimny M. L. (1988). Mechanoreceptors in articular tissues. *The American journal of anatomy*, 182(1), 16–32. <https://doi.org/10.1002/aja.1001820103>
- Zouita Ben Moussa, A., Zouita, S., Dziri, C., & Ben Salah, F. Z. (2009). Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 52(6), 475–484. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2009.02.006>

## 8. Anexos.

### Anexo 1. Cuestionario KOOS.

Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Spanish (US) version LK 1.0

1

## ENCUESTA KOOS SOBRE LA RODILLA

Fecha actual: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Fecha de nacimiento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nombre: \_\_\_\_\_

**INSTRUCCIONES:** Esta encuesta le hace preguntas sobre su rodilla. Esta información nos mantendrá informados de cómo se siente acerca de su rodilla y sobre su capacidad para hacer sus actividades diarias. Responda a cada pregunta haciendo una marca en la casilla apropiada. Marque sólo una casilla por cada pregunta. Si no está seguro(a) de cómo contestar la pregunta, por favor dé la mejor respuesta posible.

### Síntomas

Deberá responder a estas preguntas pensando en los síntomas que tuvo en su rodilla durante los **últimos siete días**.

S1. ¿Tuvo hinchazón en la rodilla?

Nunca	Rara vez	Algunas veces	Frecuentemente	Siempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S2. ¿Sentía fricción o escuchó algún sonido o ruido en su rodilla cuando la movía?

Nunca	Rara vez	Algunas veces	Frecuentemente	Siempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S3. ¿Su rodilla se trababa o quedaba colgada cuando la movía?

Nunca	Rara vez	Algunas veces	Frecuentemente	Siempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S4. ¿Podía enderezar totalmente su rodilla?

Siempre	Frecuentemente	Algunas veces	Rara vez	Nunca
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S5. ¿Podía doblar totalmente su rodilla?

Siempre	Frecuentemente	Algunas veces	Rara vez	Nunca
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### Rigidez

Las siguientes preguntas son en relación a la intensidad de la rigidez que ha sentido durante los **últimos siete días** en su rodilla. Rigidez es la sensación de restricción o lentitud que siente cuando mueve la articulación de su rodilla.

S6. ¿Qué tan severa fue la rigidez en su rodilla al despertarse en la mañana?

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S7. En el transcurso del día, ¿qué tan severa ha sido la rigidez en su rodilla al estar(a), sentado(a), recostado(a) o haber descansado?

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Dolor**

¿Cuánto dolor ha sentido en su rodilla en los **últimos siete días** durante las siguientes actividades?

P1. ¿Con qué frecuencia ha sentido usted dolor en la rodilla?

Nunca	Una vez al mes	Una vez a la semana	A diario	Siempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P2. Torciendo/rotando su rodilla

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P3. Enderezando totalmente su rodilla

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P4. Doblando totalmente su rodilla

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P5. Al caminar en una superficie plana

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P6. Al subir o bajar escaleras

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P7. Por la noche, al estar en la cama

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P8. Al estar sentado(a) o recostado(a)

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P9. Al estar de pie

Ninguno	Un poco	Moderado	Severo	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Funcionamiento en actividades cotidianas**

Las siguientes preguntas se refieren a su funcionamiento físico en general o sea, a su habilidad para moverse y tener cuidado de sí mismo(a). Para cada una de las siguientes actividades, por favor indique el grado de dificultad que ha sentido en su funcionamiento físico durante los **últimos siete días** debido a su rodilla afectada.

A1. Al bajar las escaleras

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A2. Al subir las escaleras

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



Para cada una de las siguientes actividades, por favor indique el grado de dificultad que ha sentido en su funcionamiento físico durante los **últimos siete días** debido a su rodilla afectada.

A3. Al levantarse después de estar sentado(a)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A4. Al estar de pie

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A5. Al agacharse en cuclillas a recoger un objeto del piso

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A6. Al caminar en una superficie plana

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A7. Al subirse o bajarse de un carro

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A8. Al ir de compras

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A9. Al ponerse los calcetines o las medias

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A10. Al levantarse de la cama

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A11. Al quitarse los calcetines o las medias

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A12. Al estar recostado(a) en la cama (cuando se voltea y al mantener la posición de la rodilla)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A13. Al entrar o salir de la tina (bañadera)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A14. Al estar sentado(a)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A15. Al sentarse o levantarse del inodoro [excusado (W.C.)]

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Para cada una de las siguientes actividades, por favor indique el grado de dificultad que ha sentido en su funcionamiento físico durante los **últimos siete días** debido a su rodilla afectada.

A16. Trabajo pesado en la casa (moviendo cajas pesadas, fregando el piso, etc.)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A17. Trabajo liviano en la casa (cocinando, desempolvando, etc.)

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### Funcionamiento en actividades deportivas y recreación

Las siguientes preguntas se refieren al funcionamiento físico cuando está haciendo actividades intensas. Debería contestar las preguntas pensando en el grado de dificultad que ha sentido durante los **últimos siete días** debido a su rodilla.

SP1. Sentándose en cuclillas

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SP2. Corriendo

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SP3. Saltando

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SP4. Torciendo/rotando en su rodilla afectada

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SP5. Arrodillándose

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### Calidad de vida

Q1. ¿Con qué frecuencia está conciente del problema en su rodilla?

Nunca	Una vez al mes	Una vez a la semana	A diario	Constantemente / Siempre
-------	----------------	---------------------	----------	--------------------------

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

Q2. ¿Ha cambiado su estilo de vida para evitar actividades que podrían ser peligrosas para su rodilla?

De ninguna manera	Un poco	Moderadamente	Seramente	Totalmente
-------------------	---------	---------------	-----------	------------

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

Q3. ¿Qué tanto le preocupa la falta de confianza en su rodilla?

De ninguna manera	Un poco	Moderadamente	Seramente	Totalmente
-------------------	---------	---------------	-----------	------------

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

Q4. Generalmente, ¿cuánta dificultad tiene con su rodilla?

Ninguna	Un poco	Moderada	Severa	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## Anexo 2. Escala funcional de rodilla Lysholm.

### Tegner Lysholm Knee Scoring Scale (Español)

#### 1- Cojera

- No cojea cuando camino.
- Tengo una cojera leve o periódica cuando camino.
- Tengo una cojera severa y constante cuando camino.

#### 2. Uso de bastón o muletas.

- No utilizo bastón ni muletas.
- Uso un bastón o muletas.
- Poner peso en la pierna con dolor es imposible.

#### 3. Sensación de bloqueo en la rodilla.

- No tengo bloqueo ni sensación de atrapamiento en mi rodilla.
- Tengo sensación de atrapamiento pero no de bloqueo en mi rodilla.
- Mi rodilla se bloquea de vez en cuando.
- Mi rodilla se bloquea con frecuencia.
- Mi rodilla está bloqueada en este mismo momento.

#### 4 – Sensación de inestabilidad.

- Mi rodilla no cede.
- Mi rodilla rara vez cede, solo en actividades intensas.
- Mi rodilla cede frecuentemente ante actividades intensas y no puedo participar en estas actividades.
- Mi rodilla cede ocasionalmente durante las actividades diarias.
- Mi rodilla cede frecuentemente durante las actividades diarias.
- Mi rodilla cede a cada paso que doy.

#### 5- Dolor.

- No tengo dolor en mi rodilla.
- Tengo dolor intermitente o leve en la rodilla durante el ejercicio intenso.
- He marcado dolor en la rodilla durante las actividades vigorosas.
- He notado dolor en la rodilla durante o después de caminar más de 1 km.
- Tengo dolor marcado en la rodilla durante o después de caminar menos de 1 km.
- Tengo dolor constante en mi rodilla.

#### 6- Hinchazón.

- No tengo la rodilla hinchada
- Tengo hinchazón en mi rodilla solo después de ejercicio intenso.
- Tengo hinchazón en mi rodilla después de las actividades ordinarias.
- Tengo hinchazón constantemente en mi rodilla.

7 - Subir escaleras.

- No tengo problemas para subir escaleras.
- Tengo problemas leves para subir escaleras.
- Puedo subir escaleras sólo una a la vez.
- Subir escaleras es imposible para mí.

8- Ponerse en cuclillas.

- No tengo problemas en cuclillas.
- Tengo problemas leves al ponerme en cuclillas.
- No puedo agacharme más allá de 90°.
- Agacharse es imposible debido a mi rodilla.

SECCIÓN 1:	COJERA
	No cojea cuando camino (5)
	Tengo una cojera leve o periódica cuando camino (3)
	Tengo una cojera severa y constante cuando camino (0)

SECCIÓN 2:	USO DE BASTÓN Y MULETAS
	No utilizo bastón ni muletas (5)
	Uso bastón o muletas (2)
	Poner peso en la pierna con dolor es imposible (0)

SECCIÓN 3:	SENSACIÓN DE BLOQUEO EN LA RODILLA
	No tengo bloqueo ni sensación de atrapamiento en mi rodilla (15)
	Tengo sensación de atrapamiento pero no de bloqueo en mi rodilla (10)
	Mi rodilla se bloquea de vez en cuando (6)
	Mi rodilla se bloquea con frecuencia (2)
	Mi rodilla está bloqueada en este mismo momento (0)

SECCIÓN 4:	SENSACIÓN DE INESTABILIDAD
	Mi rodilla no cede (25)
	Mi rodilla rara vez cede, sólo en actividades intensas (20)
	Mi rodilla cede frecuentemente durante las actividades diarias (10)
	Mi rodilla cede a cada paso que doy (0)

SECCIÓN 5:	DOLOR
	No tengo dolor en mi rodilla (25)
	Tengo dolor intermitente o leve en la rodilla durante el ejercicio intenso (20)
	He marcado dolor en la rodilla durante las actividades vigorosas (15)
	He notado dolor en la rodilla durante o después de caminar más de 1 km (10)
	Tengo dolor marcado en la rodilla durante o después de caminar menos de 1 km (5)
	Tengo dolor constante en mi rodilla (0)

SECCIÓN 6:	HINCHAZÓN
	No tengo la rodilla hinchada (10)
	Tengo hinchazón en mi rodilla solo después de ejercicio intenso (6)
	Tengo hinchazón en mi rodilla después de las actividades ordinarias (2)
	Tengo hinchazón constantemente en mi rodilla (0)

SECCIÓN 7:	SUBIR ESCALERAS
	No tengo problemas para subir escaleras (10)
	Tengo problemas leves para subir escaleras (6)
	Puedo subir escaleras sólo una a la vez (2)
	Subir escaleras es imposible para mí (0)

SECCIÓN 8:	AGACHARSE
	No tengo problemas en cuclillas (5)
	Tengo problemas leves al ponerme en cuclillas (4)
	No puedo agacharme más allá de 90º (1)
	Agacharse es imposible debido a mi rodilla (0)

**Total:**
**Excelente:**

## ESCALA DE LYSHOLM-TEGNER

### Cajera

Ninguna	5
Leve u ocasional	3
Acentuada y constante	0

### Apoyo

Ninguno	5
Bastón o muleta	2
Bipedestación imposible	0

### Bloqueo y enganche

Ninguno	15
Enganche sin bloqueo	10
Bloqueo ocasional	6
Bloqueo frecuente	2
Bloqueo persistente durante el exámen	0

### Inestabilidad

Ninguna debilidad	25
Rara vez durante ejercicio intenso	20
Frecuente durante ejercicios intensos o que impiden la actividad deportiva	15
Ocasional en la vida cotidiana	10
Frecuente en la vida cotidiana	5
A cada paso	0

### Dolor

Ninguno	25
Inconstante o leve durante ejercicios intensos	20
Intenso durante ejercicios intensos	15
Intenso tras una marcha >2km	10
Intenso tras una marcha <2km	5
Constante	0

### Hinchazón

Ninguna	10
Durante ejercicios intensos	6
Durante actividades comunes	2
Constante	0

### Subida de escaleras

Normal	10
Dificultad leve	6
Un peldaño a la vez	2
Imposible	0

### Ponerse en cuclillas

Sin dificultad	5
Dificultad leve	4
No por encima de 90°	2
Imposible	0

### **Anexo 3. Hoja de información al paciente y consentimiento informado.**

En primer lugar, agradecemos su colaboración en el estudio titulado:

**“Efectos del vendaje neuromuscular sobre la inestabilidad postural secundaria a lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla”** Sin su ayuda esta investigación no podría realizarse.

Gracias por su participación.

Los investigadores del estudio son: D. Álvaro Blein Ibáñez, la Dra. Isabel Alguacil Diego y el Dr. Francisco Molina Rueda.

El lugar de la realización del estudio: Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), de la Facultad de Ciencias de la Salud, de la Universidad Rey Juan Carlos, de Alcorcón.

#### ***1. ¿Qué es y qué persigue este estudio?***

Es un estudio cuantitativo que persigue saber si los vendajes de kinesiotape y tape son capaces de proporcionar estabilidad en la rodilla con rotura ligamento cruzado anterior.

Consiste en valorar si dos tipos de vendaje pueden mejorar el equilibrio en la lesión del LCA y disminuir el desgaste articular en la rodilla.

#### ***2. ¿Cómo se realizará el estudio y lugar de realización?***

Se realizará un ensayo clínico controlado y aleatorizado, para valorar el equilibrio que proporcionan los vendajes en 3 grupos de personas.

Necesitaremos de su colaboración en 2 sesiones en las que se realizará una valoración instrumental del equilibrio, una valoración funcional del equilibrio y se pasarán 4 cuestionarios sobre actividad física y su estado funcional. Las sesiones tendrán una duración aproximada de 60 y 30 minutos respectivamente. La primera sesión consiste en rellenar 4 cuestionarios sobre actividad física, hacer el test de posturografía dinámica computerizada (PDC) y el test funcional con apoyo unipodal, antes y después de la aplicación de un vendaje. En la segunda sesión se realizará el PDC y el test funcional con el mismo vendaje que se le puso 4 días antes en la primera sesión, y rellenará de nuevo los 4 cuestionarios. Los datos derivados del proceso serán estrictamente confidenciales y su nombre no será utilizado.

Todas las valoraciones se llevarán a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), de la Facultad de Ciencias de la Salud, de la Universidad Rey Juan Carlos, de Alcorcón.

El reclutamiento se realizará en la Clínica Wellblein y en el Departamento de Traumatología del Hospital Universitario Fundación de Alcorcón.

#### ***3. Beneficios y riesgos***

El estudio no conlleva ningún riesgo para la integridad física de los participantes ya que estará sujeto con protectores. Se pretende mejorar la estabilidad de la rodilla y con ello prevenir el desgaste articular.

El participante no recibirá ninguna compensación por participar. El estudio tiene un coste habitual de 150 euros pero la participación en este estudio no conllevará ningún coste.

**El participante, si así lo deseara, podrá dejar el estudio en cualquier momento del mismo.**

#### 4. ¿Cómo trataremos sus datos?

**Los datos serán custodiados por el investigador principal en un archivo digital de Microsoft (One Drive) cuyo acceso está limitado al mismo investigador principal a través de sus claves privadas que no facilitará a nadie más. Las tomas de fotos** serán enseñadas al paciente para poder incluir en el estudio previo consentimiento por parte del mismo. Las medidas técnicas de seudonimización consistirán en sustituir los datos personales por datos adicionales que permiten reidentificarles para el objeto de estudio. **En el caso de realizar fotos, no se sacará la cara del paciente, sólo para ver la posición en la que está y la forma del vendaje.**

Sepa que la **finalidad del tratamiento** de los datos personales que se deriven de su participación serán utilizados para una finalidad exclusivamente investigadora en relación al objetivo de este estudio. No obstante, le informamos que está contemplado en el Reglamento europeo general de Protección de Datos, Reglamento (UE) 2016/679 ( art. 13.3) que si se diera el caso de que el/la investigador/a responsable del estudio quisiera proyectar el tratamiento ulterior de datos personales para un fin que no sea aquel para el que se recogieron, deberá proporcionarle a usted con anterioridad a dicho tratamiento ulterior la información sobre ese otro fin y todo lo relativo a la información necesaria sobre sus derechos y el tratamiento de los datos.

El **plazo de conservación** de sus datos personales con posterioridad a su participación será de un tiempo estimado de 3 años que es el tiempo estimado en que este estudio finalice.

Le informamos que el estudio NO va a implicar **decisiones automatizadas** y NO va a incluir la **elaboración de perfiles**. Sepa que usted tiene el derecho a oponerse a que sus datos sean sometidos a decisiones individuales automatizadas. En caso de que usted consienta, está en su derecho de que le expliquemos la lógica aplicada que vamos a seguir para dicho tratamiento de datos, que será la siguiente: Se le toman los datos personales junto con un informe de la lesión. Todo ello será importante para identificar al paciente e incluir los resultados de la evaluación en sus datos. Así mismo, no hay consecuencias previstas de dicho tratamiento de datos para usted.

Le informamos que el/la investigador/a principal **NO** tiene intención de realizar transferencia internacional de datos a un tercer país u organización internacional.

#### 5. Sus derechos en materia de protección de datos

A continuación, le proporcionamos información que tiene derecho a conocer en cumplimiento de la legislación en materia de protección de datos y a efectos de garantizar un tratamiento de datos leal y transparente para usted:

- Dado que usted está leyendo esta hoja de información, ya que se solicita su participación en un proyecto de investigación, sepa que tiene derecho a recibir previamente toda la información necesaria debidamente documentada y en forma comprensible y mediante los medios adecuados según las necesidades de adaptación que usted requiera para ello. Si no entiende algo no dude en decirlo y en pedir todas las explicaciones que necesite.

- Le informamos que el/la **investigador/a responsable del estudio** es:

Álvaro Blein Ibáñez, Departamento de biomecánica, Facultas de Ciencias de la salud,  
[alvaro.blein@universidadeuropea.es](mailto:alvaro.blein@universidadeuropea.es), tfno: 685956675.



- Sepa que sólo tendrán acceso a sus datos los miembros del equipo de investigación, siendo el **responsable último del tratamiento** de los datos el/la Investigador Principal. Será con esta persona con la que deberá contactar en la dirección de correo arriba indicada en caso de querer ejercer los derechos que le corresponden en materia de protección de datos.
- Ponemos en su conocimiento que, en cumplimiento del Reglamento europeo general de Protección de Datos, la Universidad Rey Juan Carlos ha designado, como **delegado de protección de datos**, a D. Jesús Messía de la Cerda Ballesteros. Las funciones de este delegado son de asesoramiento, control y supervisión de los procedimientos y de aplicación de la normativa, así como las relaciones con la Agencia Española de Protección de Datos como autoridad de control y con los interesados. A tal efecto, sepa que podrá contactar con el delegado en la dirección de mail [protecciondedatos@urjc.es](mailto:protecciondedatos@urjc.es).
- Según los **artículos 15 a 22 del Reglamento Europeo (UE) 2016/679** usted tiene derecho a solicitar al responsable del tratamiento de los datos, es decir, al Investigador principal, el acceso a sus datos personales, a su rectificación o supresión, a la limitación de su tratamiento, o a oponerse al tratamiento, así como el derecho a la portabilidad de los datos. Sepa, además, que tales derechos podrán ejercerse directamente o por medio de representante legal o voluntario.
- Usted tiene **derecho a retirar/revocar su consentimiento** en cualquier momento, sin que ello afecte a la licitud del tratamiento basado en el consentimiento previo a su retirada o sin que ello le reporte ningún tipo de consecuencia.
- Según el Reglamento UE 2016/679 en su artículo 77, usted puede ejercer su **derecho a presentar una reclamación** ante una autoridad de control.

### CONSENTIMIENTO INFORMADO

**Yo (nombre del/la participante/paciente):**

- En representación de mí misma/o (marcar si procede)
- En representación de otra persona de la que paso a indicar su nombre (marcar si procede).

Nombre de quien represento:

Y, reconociendo haber tenido en cuenta sus deseos u objeciones previamente expresados al respecto de este estudio,

confirmando que he leído la hoja de información que me ha sido entregada. Afirmo que he comprendido lo que pone en ella y que se me ha dado la oportunidad de realizar las preguntas que he considerado necesarias para poder entenderlo bien, por lo que manifiesto mi voluntad libre e informada de aceptar voluntariamente mi participación en el estudio, suscribo que me

es entregada copia de este consentimiento y consiento de forma expresa, mediante mi firma, el tratamiento de mis datos personales para los fines anteriormente mencionados, en relación con la gestión y ejecución del proyecto de investigación.

En \_\_\_\_\_ a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2021

Nombre y apellidos del/la participante/ representante:

Nombre y apellidos del/la investigador/a:

Firma

Firma

---

### DERECHO DE REVOCACIÓN

(En caso de querer ejercer su derecho de retirar su consentimiento)

Yo (nombre del/la participante/paciente)

- En representación de mí misma/o (marcar lo que proceda)
- En representación de otra persona de la que paso a indicar su nombre (marcar lo que proceda).

Nombre de quien represento:

Y, reconociendo haber tenido en cuenta sus deseos u objeciones previamente expresados al respecto de este estudio.

Revoco el consentimiento informado otorgado a día ..... de ..... de ..... y no deseo continuar en el estudio dándolo por finalizado a partir de la fecha anteriormente descrita. Además, suscribo que me es entregada copia de esta revocación.

Nombre y apellidos del/la participante/ representante:

Nombre y apellidos del/la investigador/a:

## Anexo 4. Comité de Ética Universidad Rey Juan Carlos.



Universidad  
Rey Juan Carlos

Rectorado

Doña. Adriana Izquierdo Lahuerta, Secretaria del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos,

### CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado el proyecto de investigación titulado:

**EFFECTOS DE DOS VENDAJES, NEUROMUSCULAR Y TAPE, SOBRE LA INESTABILIDAD POSTURAL SECUNDARIA A LESIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) DE LA RODILLA**

**Con número de registro interno: 2201202001220**

y considera que:

- Se cumplen los requisitos éticos necesarios del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Por lo que ha decidido emitir un dictamen **FAVORABLE** para la realización de dicho proyecto, cuyo investigador principal es Don **ÁLVARO BLEIN IBÁÑEZ**.

Lo que firmo en Móstoles a 11 de mayo de 2020.

Firmado: Dña. Adriana Izquierdo Lahuerta.

- Este informe sólo tiene validez para el proyecto o procedimiento propuesto y en las condiciones en ellos descritas. Cualquier cambio que afecte a las implicaciones éticas y/o de seguridad del mismo y de los participantes, invalida este informe y deberá ser puesto en conocimiento de este Comité de Ética para su valoración.
- El Comité de Ética de la Investigación puede instar a las autoridades autonómicas para que proceda a la suspensión cautelar de la investigación autorizada en los casos en los que no se hayan observado los requisitos que establece la legislación vigente y sea necesaria para proteger los derechos de los ciudadanos.

## Anexo 5. Comité de Ética Hospital Universitario Fundación Alcorcón.



Hospital Universitario  
Fundación Alcorcón

Comunidad de Madrid

20/37

### MODELO DE EVALUACIÓN ÉTICA. INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CON MEDICAMENTOS

Dña. Ana María Tato Ribera, Secretaria del Comité Ético de Investigación con Medicamentos, del Hospital Universitario Fundación Alcorcón,

#### CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado la propuesta para que se realice el estudio **“Efectos de dos vendajes, neuromuscular y tape, sobre la inestabilidad postural secundaria a lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla”** y considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.

La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Son adecuados tanto el procedimiento para obtener el consentimiento informado como la compensación prevista para los sujetos por daños que pudieran derivarse de su participación en el estudio.

El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.

El Investigador se compromete a responder a los informes de seguimiento que desde el CEIm se les requiera

Y que este Comité acepta que dicho estudio sea realizado por la **Dra. Isabel María Alguacil Diego** como Investigadora Principal.

Lo que firmo en Alcorcón, a 24 de junio de 2020.

Fdo.: Dra. Ana María Tato Ribera  
Secretaria del CEIm del HUFA