

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto.

Ernesto Herrera Pedroviejo

Dipòsit Legal: B 25711-2015

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

Universitat Internacional de Catalunya

Departamento de Fisioterapia

Programa de Doctorado en Fisioterapia

2011 - 2015

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto

Tesis doctoral presentada por

Ernesto Herrera Pedroviejo

Dirigida por

Dra. Caritat Bagur i Calafat

Dra. Montserrat Girabent i Farrés

Barcelona, 2015

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	V
ESTRUCTURA DE LA TESIS.....	VII
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. LA FISIOTERAPIA DEPORTIVA.....	3
1.1.1. <i>Ámbitos de actuación del fisioterapeuta deportivo</i>	5
1.1.2. <i>La fisioterapia en el baloncesto</i>	8
1.2. LA LESIÓN EN EL BALONCESTO	9
1.2.1. <i>Esguince de ligamentos de tobillo en el baloncesto</i>	9
1.2.2. <i>Secuelas del esguince de ligamentos de tobillo</i>	11
1.3. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DEL TOBILLO	13
1.3.1. <i>Articulaciones del tobillo</i>	13
1.3.2. <i>Biomecánica del tobillo</i>	18
1.3.3. <i>Musculatura del tobillo</i>	22
1.3.4. <i>Inervación y vascularización</i>	24
1.4. FISIOPATOLOGÍA DEL ESGUINCE DE LIG. LATERAL EXTERNO DEL TOBILLO	26
1.5. TRATAMIENTO DEL ESGUINCE DE TOBILLO	34
1.5.1. <i>Evidencia científica sobre las técnicas de tratamiento</i>	39
1.6. LA INMOVILIZACIÓN FUNCIONAL	47
1.6.1. <i>Tipos de inmovilización funcional</i>	48
1.6.2. <i>Propiedades de la inmovilización funcional</i>	54
1.6.3. <i>Acciones de la inmovilización funcional</i>	55
1.6.4. <i>Vendaje funcional y ortesis de tobillo</i>	58
1.7. MEDICIÓN DE LA INVERSIÓN DE TOBILLO	62
1.7.1. <i>Instrumentos y métodos de medición</i>	62
1.8. PRUEBAS FUNCIONALES	68
1.8.1. <i>Y Balance Test</i>	68
1.8.2. <i>Modified Agility T-Test</i>	71
1.8.3. <i>Standing Long Jump</i>	73
1.8.1. <i>Single Leg Hop</i>	74
1.9. ACCIONES EN EL BALONCESTO.....	76
2. JUSTIFICACIÓN.....	81
3. ETAPA 1	87

3.1.	HIPÓTESIS	89
3.2.	OBJETIVOS	89
3.3.	MATERIAL Y MÉTODOS	90
3.3.1.	<i>Población y muestra</i>	90
3.3.2.	<i>Material</i>	91
3.3.3.	<i>Procedimiento e intervención</i>	94
3.3.4.	<i>Variables</i>	99
3.3.5.	<i>Análisis estadístico</i>	99
3.3.6.	<i>Consideraciones éticas</i>	100
3.4.	RESULTADOS	101
3.4.1.	<i>Fiabilidad intraobservador</i>	103
3.4.2.	<i>Fiabilidad interobservador</i>	105
4.	ETAPA 2	109
4.1.	HIPÓTESIS	111
4.2.	OBJETIVOS	111
4.3.	MATERIAL Y MÉTODOS	113
4.3.1.	<i>Población y muestra</i>	113
4.3.2.	<i>Material</i>	115
4.3.3.	<i>Procedimiento e intervención</i>	116
4.3.4.	<i>Variables</i>	135
4.3.5.	<i>Análisis estadístico</i>	136
4.3.6.	<i>Consideraciones éticas</i>	138
4.4.	RESULTADOS	139
4.4.1.	<i>Medición inversión de tobillo</i>	140
4.4.2.	<i>Equilibrio dinámico</i>	157
4.4.3.	<i>Funcionalidad</i>	179
5.	DISCUSIÓN	189
5.1.	FIABILIDAD DE LA PLATAFORMA DE INVERSIÓN	191
5.1.1.	<i>Fiabilidad intraobservador</i>	191
5.1.2.	<i>Fiabilidad interobservador</i>	193
5.2.	LIMITACIÓN DE LA INVERSIÓN DE TOBILLO.....	196
5.3.	EFFECTOS SOBRE EL EQUILIBRIO DINÁMICO	204
5.4.	EFFECTOS SOBRE LA FUNCIONALIDAD	210
6.	CONCLUSIONES	217

7. REFERENCIAS	221
8. ANEXOS.....	253
ANEXO 1. INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE.....	255
ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO	259
ANEXO 3. FICHA DEL PARTICIPANTE	260
ANEXO 4. RECOGIDA DE DATOS.....	261
ANEXO 5. ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS.....	263
AGRADECIMIENTOS.....	268

Resumen

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto

La inmovilización funcional del tobillo es un recurso de fisioterapia que se utiliza para la prevención y el tratamiento de lesiones de ligamentos del tobillo, a través de dos técnicas, el Vendaje Funcional y la Ortesis de Tobillo.

En el baloncesto se realizan movimientos del tobillo de gran amplitud articular, que podrían alterar las propiedades de un vendaje funcional y de una ortesis de tobillo.

El estudio analiza y compara vendaje funcional y una ortesis de tobillo, en relación a su capacidad de limitación de la inversión y sus efectos sobre el equilibrio dinámico y sobre la funcionalidad en una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto. Los participantes son jugadores de baloncesto federados con edades comprendidas entre 18 y 35 años, a los cuales se valoró ambos tobillos.

El estudio se estructuró en dos etapas. En la Etapa 1 se analizó la fiabilidad de la tabla de inversión. Es un instrumento que se diseñó y se construyó para este estudio y permitió la medición del movimiento de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada. La Etapa 2, mediante un ensayo clínico cruzado, analizó la capacidad de limitación de inversión del tobillo de un vendaje funcional y de una ortesis de tobillo durante una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto que tenía integrados test de medición articular, de equilibrio dinámico y de funcionalidad. Se midieron los efectos sobre el equilibrio dinámico del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo al inicio y al final de la sesión, se midieron los efectos del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo sobre la funcionalidad en extremidad inferior durante la sesión y se compararon las dos técnicas en relación a los parámetros obtenidos. A todos los participantes se les realizaron mediciones en tres condiciones, la primera sin inmovilización funcional de tobillo, la segunda con vendaje funcional y la tercera con ortesis.

Los datos obtenidos en la Etapa 1 se trataron mediante el cálculo del Índice de Correlación Intraclase, para la determinación de la fiabilidad intraobservador y la fiabilidad interobservador. En la Etapa 2, con el fin de evaluar la evolución, se ajustó la variable respuesta con un modelo lineal generalizado (GLM).

Posteriormente se comprobó la normalidad mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov y la esfericidad mediante la Prueba de Esfericidad de Mauchly. Finalmente, con un análisis post-hoc con corrección de Bonferroni se determinó entre qué comparaciones se observaban diferencias estadísticamente significativas. En todos los modelos ajustados y test de contraste se utilizó un nivel de significación de $\alpha=0.05$.

Los resultados obtenidos permiten constatar que la tabla de inversión es un instrumento con una excelente fiabilidad intraobservador. El vendaje funcional tiene mayor capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo que la ortesis. Ambas técnicas mejoran el equilibrio dinámico y la agilidad al inicio de la sesión. El vendaje funcional y la ortesis no producen ningún efecto sobre el salto horizontal con una pierna, sin embargo, reducen el salto horizontal con dos piernas en jugadores de baloncesto.

De acuerdo con estos resultados, el vendaje funcional y la ortesis se consideran técnicas de inmovilización con capacidad de limitación de inversión de tobillo, que se podrían indicar en prevención y tratamiento de lesiones ligamentosas de esta articulación, sin repercutir en la funcionalidad del jugador de baloncesto.

Estructura de la tesis

La tesis doctoral organiza sus apartados en relación a dos etapas de desarrollo consecutivo.

La Etapa 1 corresponde al análisis de fiabilidad intraobservador e interobservador de la tabla de inversión, como instrumento de medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.

La Etapa 2 desarrolla el análisis de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo, a lo largo de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, en relación a la capacidad de limitación de inversión de tobillo en jugadores de baloncesto. En esta etapa se determinan los efectos del vendaje funcional y de la ortesis sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad en jugadores de baloncesto.

Ambas etapas cuentan con sus propias hipótesis, objetivos, material y métodos, así como resultados propios. El resto de apartados son comunes.

INTRODUCCIÓN

1

La fisioterapia mantiene una estrecha relación con la actividad física y el deporte, ya que dispone de técnicas y recursos específicos para la prevención y el tratamiento del deportista. En este apartado se presenta el ámbito de la fisioterapia y del fisioterapeuta deportivo, así como su relación con la actividad física y el deporte, en concreto con el baloncesto.

1.1. **La fisioterapia deportiva**

La fisioterapia cuenta con un amplio abanico de métodos y técnicas que se emplean para actuar sobre personas mediante medios físicos. Estas actuaciones tienen como objetivo la prevención, la recuperación y el mantenimiento de personas que padecen disfunciones somáticas, psicosomáticas y orgánicas, a través de recursos manuales e instrumentales. Esta definición realizada por la World Confederation of Physical Therapy (WCPT) y suscrita por la Asociación Española de Fisioterapeutas en 1987, presenta el amplio campo de actuación de la Fisioterapia (1).

La actuación sobre una persona implica una interacción entre fisioterapeuta y paciente, entre fisioterapeuta y familia del paciente, y entre fisioterapeuta y entorno del paciente, que va encaminado a la evaluación del estado físico. Después de la evaluación inicial se establecen objetivos para cumplir metas a través de la aplicación de conocimientos y habilidades propias de los fisioterapeutas (1).

La Organización Mundial de la Salud (OMS) en 1968 define la fisioterapia como el arte y la ciencia del tratamiento por medio de ejercicio terapéutico, calor, frío, agua, masaje, y electricidad. Según esta definición el ejercicio físico se considera una herramienta terapéutica. Este aspecto tiene especial relevancia cuando se trata a personas físicamente activas.

La actividad física se entiende como cualquier acción de musculatura esquelética que produce movimiento y que conlleva un gasto de energía. El ejercicio físico es una actividad física planificada y estructurada, que se aplica de manera repetitiva, con el fin de mejorar o mantener la forma física. La forma física incluye una serie de cualidades que las personas tienen o que las personas van adquiriendo, las cuales guardan relación con la capacidad para realizar ejercicio físico. El deporte

es el ejercicio físico que se lleva a cabo en un marco reglamentado y competitivo y conlleva a la competición con otras personas o con uno mismo (1). Desde el punto de vista organizativo, en el deporte se diferencia entre deporte profesional y deporte amateur. Se estructura por categorías relacionadas con la edad de los participantes y con su nivel de competición. En todos estos niveles el fisioterapeuta desarrolla una serie de funciones, algunas comunes y otras específicas, en función de las necesidades y las condiciones del deportista (2).

El ejercicio físico y la fisioterapia tienen estrecha relación de largo recorrido en el tiempo y de acuerdo con los conceptos que se han definido anteriormente. Según las actuales consideraciones de salud y calidad de vida, se propone el ejercicio físico y el deporte como estrategias para el mantenimiento de la salud de las personas (1,3)

En el ámbito de la actividad física y el deporte actúan un grupo variado de profesionales, por lo que se considera un ámbito interdisciplinar en el que médicos, fisioterapeutas, preparadores físicos, psicólogos, podólogos,... trabajan en equipo para beneficio de la persona. Entre todos estos profesionales, la acción del fisioterapeuta aporta información muy importante a través del estudio de patrones de movimiento, prevención de lesiones, rehabilitación de lesiones, colaboración en la planificación de programas específicos e incluso en la planificación de actividades deportivas. Por todo esto, se entiende que la relación entre la fisioterapia y el ejercicio físico es indiscutible (1).

Las técnicas de tratamiento de la lesión deportiva se han desarrollado como consecuencia de la popularización de la práctica de deporte, actividad y ejercicio físico en la población. La lesión deportiva es un terreno multidisciplinar en el que la fisioterapia deportiva tiene un importante papel en la prevención y el tratamiento de lesiones (3,4).

La fisioterapia deportiva es una de las áreas de mayor impacto profesional y que mayor crecimiento está registrando en los últimos años (2). La World Confederation of Physical Therapy considera que para que el sujeto sea saludable es imprescindible que disponga de movimiento y funcionalidad. En relación con estos conceptos, la fisioterapia dispone de técnicas para identificar y maximizar el potencial de movimiento en el ámbito de la promoción, la prevención, el tratamiento y la rehabilitación (1). La fisioterapia deportiva reúne una serie de

técnicas específicas que se adaptan a un perfil concreto de paciente: el deportista. Pone a disposición del deportista una serie de recursos encaminados a la prevención de la lesión, a la recuperación y a la vuelta al estado previo a la lesión (5).

En relación a la vuelta al mismo estado de antes de la lesión está el concepto de tiempo. En este sentido, la fisioterapia deportiva, en el campo de la actividad física y el deporte, interviene como una disciplina más de las Ciencias de la Salud aplicadas al deporte, ofreciendo mediante la especificidad de sus técnicas una reducción del periodo de inactividad física (2).

1.1.1. **Ámbitos de actuación del fisioterapeuta deportivo**

En la actualidad, se diferencian tres de actuación del fisioterapeuta deportivo. El primer nivel es el deporte popular, en el que las personas realizan actividad física espontánea y de contenido lúdico y social. La fisioterapia tiene campo de trabajo en poblaciones de riesgo mediante información ergonómica relacionada con la actividad física que se practique. El segundo nivel corresponde al deporte de competición reglado, que incluye criterios de selección del deportista, en el que la actividad deportiva se rige por normas y reglamentos de orientación competitiva. En este nivel el fisioterapeuta desempeña su labor en el tratamiento de lesiones específicas del deporte. El tercer nivel es el del deporte de alta competición, dónde el fisioterapeuta deportivo forma parte de un equipo multidisciplinar que atiende al deportista y colabora en su mejora, previniendo la lesión, tratando la lesión y reduciendo las secuelas de la misma a través de técnicas desarrolladas por su bagaje asistencial (2).

Si se tiene en cuenta la proporción de la población que compone cada uno de estos niveles, la distribución de los niveles de actuación del fisioterapeuta en el deporte tiene una forma piramidal. En la base de la pirámide nos encontramos el mayor número de personas, en la parte media se ve reducido el número de practicantes a ese nivel y aún se reduce más la población que conforma el tercer nivel, posiblemente debido a los criterios de selección que se aplican a modo de filtro. Sin embargo la distribución de medios y de profesionales para cada nivel guarda una relación inversamente proporcional. A medida que se sube en la

pirámide, posiblemente por los recursos económicos relacionados, el deportista dispone de una dedicación más individual para favorecer su rendimiento.

La lesión forma parte de la práctica deportiva influyendo tanto en el proceso de preparación como en su desarrollo. Hoy en día el deporte forma parte de la estructura de la mayoría de las sociedades, en cualquiera de las disciplinas del amplio abanico que lo componen. En la población general se ha propuesto como medida preventiva para muchas enfermedades, por lo que se ha extendido la práctica del 'deporte salud'. Esto conlleva un incremento de la incidencia de lesiones en población actualmente deportista, que tiempo atrás pertenecía al grupo de población sedentaria (6).

La prevención es un concepto clave en el que la fisioterapia deportiva desarrolla recursos propios. Aún así, hay que tener presente que hay lesiones que no pueden evitarse, ante las cuales la fisioterapia deportiva incide a través de sus técnicas de tratamiento y rehabilitación, para recuperar al deportista en el menor tiempo posible (6).

Las consecuencias derivadas de la lesión sobre cualquier persona afectan, por la inactividad física, a aspectos personales. En el caso de deportistas, las implicaciones se incrementan si se trata de un deportista del más alto nivel, superando el ámbito personal, incluso afectando el ámbito económico y social. Esto se debe a que, en un deportista de alto nivel, el deporte no es sólo una actividad lúdica, sino que también es un modo de vida. Por este motivo, en el deporte se dedican más recursos materiales y personales al deporte de élite, hasta el punto que los profesionales relacionados con la práctica deportiva hoy en día se incluyen en unidades especializadas en prevención de lesiones, dentro de la estructura relacionada con el deportista (6).

El mantenimiento de las cualidades físicas en el deportista tiene un papel importante, que se suma a las tareas de prevención y tratamiento de lesiones, que desempeña la fisioterapia deportiva. Esto se ve facilitado por la visión global del cuerpo humano que tiene el fisioterapeuta. Dada la ambición y los objetivos funcionales que presenta el deportista, la demanda sobre el sistema musculoesquelético es mayor que en cualquier otra persona. Por este motivo, en el deporte son necesarias muchas herramientas diagnósticas, terapéuticas y de entrenamiento, siendo imprescindible el trabajo multidisciplinar (6).

En la relación entre el fisioterapeuta y el deportista, la educación al deportista y la adherencia a la rehabilitación son dos aspectos que juegan un papel muy importante. Los profesionales que forman parte del equipo de rehabilitación del deportista deben informarlo y educarlo en todo lo relacionado con su lesión y su recuperación. Es necesario que con el deportista se produzca una comunicación eficaz y que este sea un sujeto activo en el proceso. Cuando al deportista se le hace partícipe en el establecimiento de metas, la evaluación del progreso y el fomento de la actitud profesional, se le dota de recursos para afrontar de manera más eficaz la lesión y se promueve una actitud de responsabilidad. Esta eficacia del programa de rehabilitación se puede incrementar con el desarrollo de habilidades psicológicas como la visualización, las auto-instrucciones, el establecimiento del trabajo por objetivos y el control del dolor.

Por otro lado, es importante generar un ambiente que favorezca la adherencia al programa de rehabilitación. Para ello se puede fomentar la confianza en el tratamiento involucrando a miembros del entorno del deportista en la rehabilitación, como el preparador físico y el entrenador. En un estudio realizado en el año 2000 por Ninedek y Kolt (7) se identificaron diversos factores psicológicos relacionados con la adherencia. Indicaron que una mentalidad positiva, el deseo de comprender la lesión y su recuperación por parte del deportista lesionado, eran aspectos que incrementaban la adherencia al programa de rehabilitación. En un estudio realizado por Niven en el 2007 (8) se analizó el problema de la adherencia a través de un estudio cualitativo mediante la experiencia de 9 fisioterapeutas deportivos. Se concluyó que tanto un nivel bajo de adherencia o un nivel muy alto de adherencia por parte del deportista pueden suponer un problema. Se asocia a nivel bajo de adherencia conductas y actitudes pasivas por parte del deportista. Y viceversa, un nivel excesivo de adherencia, se asocia a conductas de excesiva motivación, que desembocan en un precoz inicio de los ejercicios de rehabilitación o la ejecución de los ejercicios a una intensidad más alta de lo prescrito por el fisioterapeuta deportivo. Este segundo escenario es más frecuente en deportistas de alto rendimiento. Las técnicas y recursos de los profesionales que tratan al deportista deben encaminarse a lograr el nivel adecuado de adherencia al programa de rehabilitación, ya que este aspecto es

imprescindible para obtener un resultado satisfactorio en la rehabilitación de un deportista (9).

El deporte en el que el fisioterapeuta desarrolle sus funciones se diferencia de otros por unos gestos técnicos característicos, unas lesiones que se producen con mayor frecuencia y un perfil de deportista particular. Por ese motivo, conocer la especificidad de un determinado deporte es esencial para que el fisioterapeuta pueda adaptar los recursos y las técnicas, y así lograr una mayor eficacia en su intervención.

1.1.2. **La fisioterapia en el baloncesto**

El baloncesto es un deporte táctico en el que se producen interacciones entre varios jugadores en el espacio y en el tiempo, mediante relaciones de cooperación y oposición (10). Desde el punto de vista antropométrico, en el baloncesto predominan jugadores de grandes estaturas y elevados pesos. Esta condición, añadida a las características anteriormente indicadas, hacen que el baloncesto sea un deporte en el que se dan gran variedad de lesiones traumáticas y por sobrecarga (11,12).

La evolución que se ha producido en el baloncesto en los últimos años también se ha acompañado de cambios en la forma de entrenar. Este aspecto, sumado al aumento en el número de practicantes, ha generado un incremento de las lesiones. La lesión en baloncesto se presenta tanto en competición como en entrenamiento. Ello se debe al nivel de preparación y al volumen de entrenamiento que requiere el jugador de baloncesto para obtener un estado de forma adecuado, desarrollar las destrezas del juego y preservar su estado de salud (12).

El baloncesto es un juego rápido en el que hay contacto entre jugadores y en el que se registra una de las tasas de lesión en general más altas de todos los deportes, siendo la articulación del tobillo la que más frecuentemente se lesiona (11). Este es el motivo por el que ha crecido el interés de la fisioterapia por el mecanismo de la lesión más frecuente, relacionada con el baloncesto: el esguince del ligamento lateral externo de tobillo (13).

1.2. **La lesión en el baloncesto**

La lesión, en términos generales, está vinculada a la práctica deportiva. En baloncesto la lesión se produce tanto en entrenamiento como en competición, sin embargo durante la competición se registra un índice de lesiones más alto (14). Cualquier persona que realiza actividad física es susceptible a la lesión de tobillo (15).

La lesión en la articulación del tobillo en muchos casos conlleva a la baja deportiva. En este sentido, se estima en un 16% el tiempo perdido por baja deportiva debido a lesión de tobillo, sobre todo el tiempo perdido registrado en lesiones deportivas (16). La tasa de esguinces de ligamentos de tobillo registrada en algunos deportes oscila entre un 15 y un 45% (17). La articulación del tobillo es la parte del cuerpo en la que más lesiones se registran en el baloncesto (14,17).

El esguince de ligamentos del tobillo es la lesión más frecuente entre las lesiones agudas en traumatología deportiva, independientemente de que se trate de un deporte en el que predomine el uso de extremidad superior o extremidad inferior (14,18). El 85% de las lesiones de tobillo son esguinces, de los cuales entre el 75 y el 80% afectan a los ligamentos del compartimento externo y sólo un 5% afectan de manera aislada a los ligamentos del compartimento interno (19,20).

El riesgo de lesión de esguince de ligamentos de tobillo afecta más a personas jóvenes, ya que es la lesión más común en actividades recreativas y deportivas, en las cuales predomina este perfil de población (18).

1.2.1. **Esguince de ligamentos de tobillo en el baloncesto**

La lesión de ligamentos de tobillo es la lesión más común en el baloncesto independientemente del nivel al que se juegue, afectando a muchos jugadores (14,21). Según una revisión sistemática realizada por Fong en 2007 (22), publicada en la revista Sports Medicine y que incluye un total de 70 deportes y 38 países, el esguince de tobillo en baloncesto tiene una prevalencia de 15'9% y una tasa de incidencia de 1 por 1000 personas/hora. En baloncesto, entre el 40 y el 50% de las lesiones que se producen son esguinces de los ligamentos de tobillo (19,23).

Los factores asociados con la lesión del ligamento en el tobillo son diferentes para hombres y mujeres. La mayoría de autores coinciden en que la incidencia de lesión es mayor en mujeres que en hombres, tanto en el número total de lesiones como en lesiones propias de la articulación del tobillo (12,24). El esguince de ligamentos de grado I en la articulación del tobillo es un 25% mayor en mujeres que en hombres, sin embargo no se aprecian diferencias significativas en el riesgo para esguinces de ligamentos de grado II y III (13,14). Los factores anatómicos que influyen en este aspecto son un aumento del varo de tibia en mujeres, así como un rango de movimiento mayor hacia la eversión de calcáneo; mientras que en los hombres influye la inclinación del astrágalo (24). La incidencia de esguince según la posición de juego del jugador también es diferente entre hombres y mujeres. En baloncesto masculino es en los jugadores interiores, alápivots y pivots, en los que más lesiones se registran; mientras que en baloncesto femenino se registran más lesiones en jugadoras exteriores, bases, escoltas y aleros (25). La existencia de estos factores intrínsecos del deportista revela la importancia de su evaluación por parte del fisioterapeuta, con el objetivo de detectarlos y aplicar los recursos necesarios para reducir el riesgo de lesión.

El mecanismo de lesión de ligamento lateral externo de tobillo es la inversión forzada y suele estar asociada a acciones dinámicas en un 86% de los casos; en concreto, a desplazamientos que impliquen saltos, cambios de dirección y de ritmo, así como situaciones de contacto con otro jugador (15,19,26). Es el movimiento en que se pone en tensión el compartimento lateral externo de la articulación del tobillo, siendo el ligamento peroneoastragalino anterior el primero que se pone en tensión para limitar este movimiento, debido a la disposición que adquiere. Por este motivo, es también el fascículo que se ve afectado con mayor frecuencia (27).

Se tasan en un 45% las lesiones de ligamentos de tobillo que se producen en la recepción del salto y en un 30% las que se producen en un gesto característico del baloncesto como es el cambio de dirección con cambio de ritmo (14).

Un estudio publicado por Nelson en el 2007 (25), realizado durante las High School Athletics del curso académico 2005-06, reveló que la articulación del tobillo era la zona del cuerpo que más se lesionó. En la práctica de baloncesto se acumularon casi el 24% de las lesiones. La acción de juego en la que más

lesiones de tobillo se produjeron fue en el rebote, entre un 32 y un 47%. Otras acciones de juego en las que se ocasionaron lesiones de ligamentos del tobillo en baloncesto fueron en el lanzamiento (entre un 8 y un 12%), en el dribling (entre un 7 y un 14%), en defensa (en un 12%) (25).

La probabilidad de recidiva de lesión en los ligamentos de la articulación del tobillo se ve aumentada hasta 5 veces en jugadores de baloncesto que tienen antecedentes. Hay registros que tasan en un 70% la recurrencia de lesión de ligamentos en la articulación del tobillo en jugadores de baloncesto (14). El 40% de los deportistas que sufren lesión de ligamentos en la articulación del tobillo padecen una disfunción, por reducción propioceptiva, que puede persistir hasta 6 meses después de la lesión. La disminución en el control articular es un factor de riesgo potencial para la recidiva (16). Según Delahunt, en un estudio publicado en el 2007, en baloncesto hasta el 70% de jugadores que han sufrido un esguince de tobillo pueden tener recidiva de la lesión inicial (28). Este dato coincide con los aportados por otros autores, motivo por el que adquiere especial importancia informar y educar al jugador para que participe en la rehabilitación adecuada, utilice recursos de inmovilización funcional preventiva cuando sea necesario y realice trabajo activo de entrenamiento del equilibrio (14).

1.2.2. **Secuelas del esguince de ligamentos de tobillo**

Las secuelas derivadas de la lesión de ligamentos del tobillo dependen del grado de afectación ligamentosa. La mayoría de esguinces que se producen en el baloncesto son de grado I, por lo que no desarrollan inestabilidad ligamentosa crónica. En los de grado II y III que cursan con inestabilidad se observa un déficit de mecanorreceptores.

En concreto, el 80% de los esguinces de tobillo se recuperan por completo con tratamiento conservador, mientras que el 20% restante desarrollan inestabilidad mecánica o funcional que se acaba cronificando. La inestabilidad crónica como consecuencia de lesión en el ligamento lateral externo de la articulación del tobillo puede conllevar a un desequilibrio de cargas que afecta al lado medial de la articulación, desencadenando cambios degenerativos (19). Hay otros aspectos relacionados con la inestabilidad crónica, también considerados secuelas, que

son el dolor y la inflamación articular residual. Estos aspectos, junto con la laxitud mecánica y la inestabilidad funcional, contribuyen al desarrollo de la inestabilidad crónica (28).

La sintomatología residual, tras la lesión de ligamentos de la articulación del tobillo afecta a un 55-72% de deportistas, en un periodo comprendido entre 1,5 y 18 meses. El incremento de la sintomatología y la frecuencia de complicaciones asociadas años después de la lesión llevan a sugerir un diagnóstico denominado 'Síndrome del esguince de tobillo'. Hay datos que inducen la idea de que el esguince de tobillo y sus consecuencias, a menudo, son subestimadas por el propio deportista, ya que el 55% de los deportistas que sufren esta lesión no son tratados por un profesional de la salud y en muchos casos el tratamiento no es eficaz en el abordaje terapéutico y prevención de esta lesión (29). Para aportar más información a este aspecto, se destaca un estudio australiano (30) en el que se determinó que el 53,7% del tiempo total de baja deportiva se debió a lesiones de articulación de tobillo.

Los daños en el cartílago son frecuentes en la lesión de ligamentos de la articulación de tobillo. En un estudio realizado en 1993 (31), se sometió a cirugía artroscópica a 31 deportistas con lesión de ligamentos del tobillo y se apreciaron lesiones condrales en el 90% de las lesiones de tobillo crónicas y en el 89% de tobillos recientemente lesionados.

Para los jugadores de baloncesto, tal y como se ha mencionado con anterioridad, el tobillo es la articulación que con más frecuencia se lesiona. La lesión de ligamentos en la articulación de tobillo presenta la tasa más alta de incidencia. El 45,9% de los jugadores de baloncesto que sufren esta lesión deben mantenerse alejados de la competición como mínimo durante una semana. Por todo esto, es frecuente el uso de técnicas de inmovilización funcional, vendajes funcionales y ortesis de tobillo, a modo preventivo o como tratamiento para esta lesión (32).

Como se ha mencionado anteriormente, la articulación del tobillo juega un papel determinante en las acciones dinámicas deportivas, siendo la coordinación de los componentes anatómicos activos y pasivos la que permite la funcionalidad de esta articulación. El conocimiento de la anatomía, fisiología y biomecánica de esta articulación es pues esencial y permite al fisioterapeuta el abordaje terapéutico adecuado.

1.3. **Anatomía y biomecánica del tobillo**

El tobillo realiza una función estática y dinámica muy importante en la relación del pie con el suelo, por lo que necesita gran movilidad a la vez que mucha estabilidad (33).

El complejo articular del tobillo lo forman 4 articulaciones: la sindesmosis tibioperonea distal, la articulación tibioperoneoastragalina, la articulación astragalocalcánea y la articulación astragaloescafoidea; todas ellas trabajan en conjunto para permitir el movimiento coordinado de tobillo y pie (29).

En este apartado se aborda información relacionada con estas articulaciones, desarrollando su anatomía y fisiología.

1.3.1. **Articulaciones del tobillo**

1.3.1.1. Articulación tibioperoneoastragalina

Desde el punto de vista anatómico y funcional, la articulación tibioperoneoastragalina está formada por la sindesmosis tibioperonea distal y la propia articulación tibioperoneoastragalina (29,34).

La sindesmosis tibioperonea distal articula, con un movimiento limitado, los huesos tibia y peroné en su segmento distal. Esta articulación se estabiliza de manera pasiva por la membrana interósea y, por su cara anterior y posterior, por los ligamentos tibioperoneos inferiores (29). En la superficie anterior restante de esta articulación está el receso sinovial tibioperoneo, y en la superficie posterior se sitúa un pequeño tejido adiposo que se retrae en la flexión dorsal y se sitúa entre tibia y peroné en la flexión plantar. El tejido adiposo se relaciona con problemas de dolor crónico que se producen por un pinzamiento anterolateral de este tejido, también conocido como pinzamiento de la sindesmosis (35). El movimiento de corto rango que se produce en esta articulación desempeña un papel muy importante en la biomecánica del resto del complejo articular del tobillo. La integridad estructural que le aportan los ligamentos permite que la tibia y peroné conformen un habitáculo y un techo estable para la recepción del astrágalo y permite la correcta transferencia de cargas en la articulación del tobillo (29,34,36).

La articulación tibioperoneoastragalina la conforman los extremos distales de tibia y peroné con el astrágalo. Las superficies articulares están cubiertas por cartílago hialino (37). La pieza superior de esta articulación la forma el habitáculo de forma cilíndrica que presentan los segmentos distales de tibia y peroné. El astrágalo es la pieza inferior de esta articulación, y dispone en su cara superior de una superficie cilíndrica, que es la polea o tróclea astragalina. La polea astragalina consta de una superficie superior y de dos superficies laterales; tiene forma de segmento de cilindro de 105° en el plano horizontal, con forma de cuña más ancha anteriormente. La congruencia que se presenta en esta articulación, denominada por varios autores "mortaja tibioperoneoastragalina", es perfecta desde el punto de vista estructural (38).

Por todas estas características es difícil reportar casos de artrosis en la articulación del tobillo. Sin embargo, en el momento en que aparece lesión ligamentosa que compromete la estabilidad articular, es factible la aparición de artrosis precoz (33).

La estabilización pasiva de la articulación tibioperoneoastragalina se produce por congruencia articular, por tejido capsular y por tejido ligamentoso. Estas estructuras guían el movimiento articular y previenen un exceso de movimiento, mediante su puesta en tensión y deformación. La estabilidad pasiva ligamentosa se debe principalmente a la acción del ligamento lateral externo, compuesto por el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA), el ligamento peroneocalcáneo (LPC) y el ligamento peroneoastragalino posterior (LPAP), y por la acción del ligamento medial (LM) o ligamento deltoideo (LD) (29), como se puede apreciar en la Figura 1 y la Figura 2. La acción estabilizadora de estos ligamentos previene el exceso de movimiento y guía el movimiento articular, gracias a la capacidad de deformación y puesta en tensión de estos.

El LPAA es un ligamento de forma cuadrilátera y plano, que se origina en el borde anterior e inferior del maléolo peroneal y se inserta en el cuerpo del astrágalo, inmediatamente anterior a la superficie articular ocupada por el maléolo peroneal. Este ligamento transcurre anterior y medialmente formando un ángulo de 25° con el plano horizontal y de 47° con el plano sagital (39). Está estrechamente relacionado con la cápsula de la articulación y desempeña un importante papel en la limitación de desplazamiento anterior del astrágalo, así como en la limitación de

la flexión plantar. El LPAA se presenta más frecuentemente con una morfología de 2 bandas, aunque en la literatura se describe también con una morfología de 3 bandas. La anchura total de este ligamento es de entre 6 y 10 milímetros, independientemente de la disposición en 2 o 3 bandas. El LPAA se orienta prácticamente horizontal con el tobillo en posición neutra (90°). Con el movimiento de flexión plantar se verticaliza, tensándose en su porción superior; mientras que con la flexión dorsal se horizontaliza tensándose en su porción inferior. El movimiento de inversión lo tensa en todo su recorrido y lo hace más vulnerable a la lesión. Estas características explican el motivo por el que este ligamento es el más frecuentemente lesionado (35).

El LPC es un ligamento de forma oval, que se origina en el extremo más inferior del maléolo peroneal, justo por debajo de la banda inferior del LPAA, y se inserta en el tubérculo menor del calcáneo, superficie situada en la cara lateral y posterior calcánea. El LPC transcurre casi paralelo a la superficie superior del calcáneo describiendo un ángulo de 40° con el plano horizontal y de 51° con el plano sagital. En relación al LPAA forma un ángulo de 132° aproximadamente (39). En una sección transversal de este ligamento se puede apreciar su forma redondeada, con un diámetro de entre 6 y 8 milímetros. Presenta cierta variabilidad anatómica en su inserción, siendo la inserción descrita la que se aprecia en la mayoría de casos; pero es interesante saber que puede presentar una inserción ligeramente anterior o posterior en algunos casos, aunque este aspecto no altera su funcionalidad. Con el tobillo en posición neutra, este ligamento transcurre oblicuo hacia inferior y posterior hasta su inserción anteriormente descrita. El LPC no tiene relación anatómica con la cápsula articular, sin embargo sí que guarda estrecha relación con la vaina de los tendones peroneos. Por su recorrido y disposición, su función es biarticular, repartiéndose entre la articulación tibioperoneoastragalina y la articulación subastragalina. El LPC permite la flexión plantar, movimiento en el que se horizontaliza, y la flexión dorsal del tobillo, movimiento en el que se verticaliza. El movimiento de varo lo tensa en todo su recorrido, aspecto que justifica la lesión de este ligamento sin necesidad de producirse flexión plantar ni dorsal en la articulación tibioperoneoastragalina. Sin embargo la lesión aislada de este ligamento es muy poco frecuente (35).

El LPAP es un ligamento de forma trapezoidal. Se origina en la superficie medial del maléolo peroneal y se inserta en el segmento inferior de la superficie lateral del astrágalo. Las fibras más largas se insertan en la cara posterior del astrágalo. Este ligamento tiene una orientación casi horizontal. Transcurre desde su punto de origen descendiendo a lo largo del margen posterior e inferior de la superficie articular del maléolo peroneal. La parte medial del LPAP se extiende y se inserta en la cara posterior y lateral del tubérculo y forma parte del túnel del flexor largo del primer dedo. Algunas de sus fibras se fusionan con el ligamento intermaleolar posterior. Se trata de un ligamento intracapsular y extrasinovial (39). Con la articulación del tobillo en posición neutra a 90° se mantiene relajado y se pone en tensión en la flexión dorsal (35).

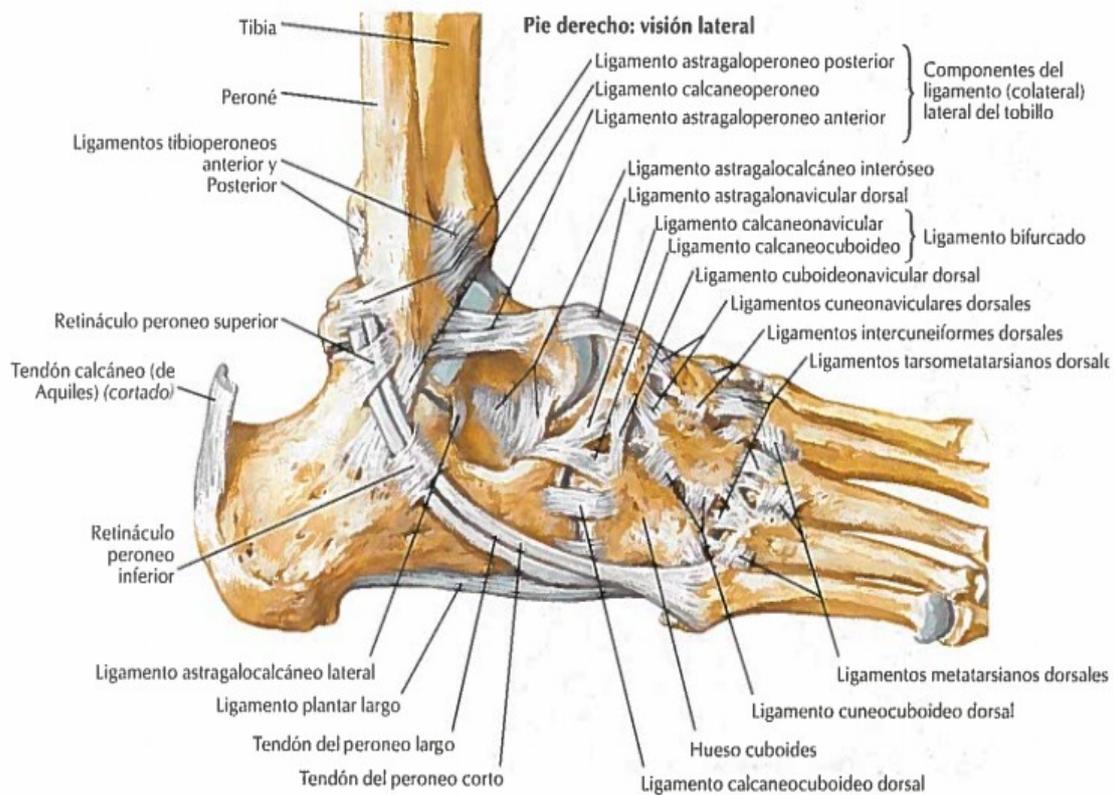


Figura 1. Visión lateral de la articulación del tobillo. Fuente: Netter, 2011

Existen variaciones anatómicas de los ligamentos laterales externos del tobillo observadas por diferentes autores. Estas diferencias anatómicas no se traducen en diferencias funcionales y sólo adquieren relevancia en los casos en que la

lesión severa de estos ligamentos requiere una reconstrucción mediante intervención quirúrgica, en que se debe tratar de respetar su morfología original (39).

El LM se origina en el maléolo tibial y se inserta en el astrágalo, en el calcáneo y en el escafoides. Es un ligamento multifascicular y lo conforman una capa superficial y una capa profunda. Hay autores que describen hasta 6 bandas que forman este ligamento pero, en estudios de disección, es muy difícil evidenciar por separado estos componentes dada la continuidad de sus fibras. Este ligamento está asociado anatómicamente a la vaina del tendón del tibial posterior. El movimiento de eversión pone en tensión el ligamento (35).

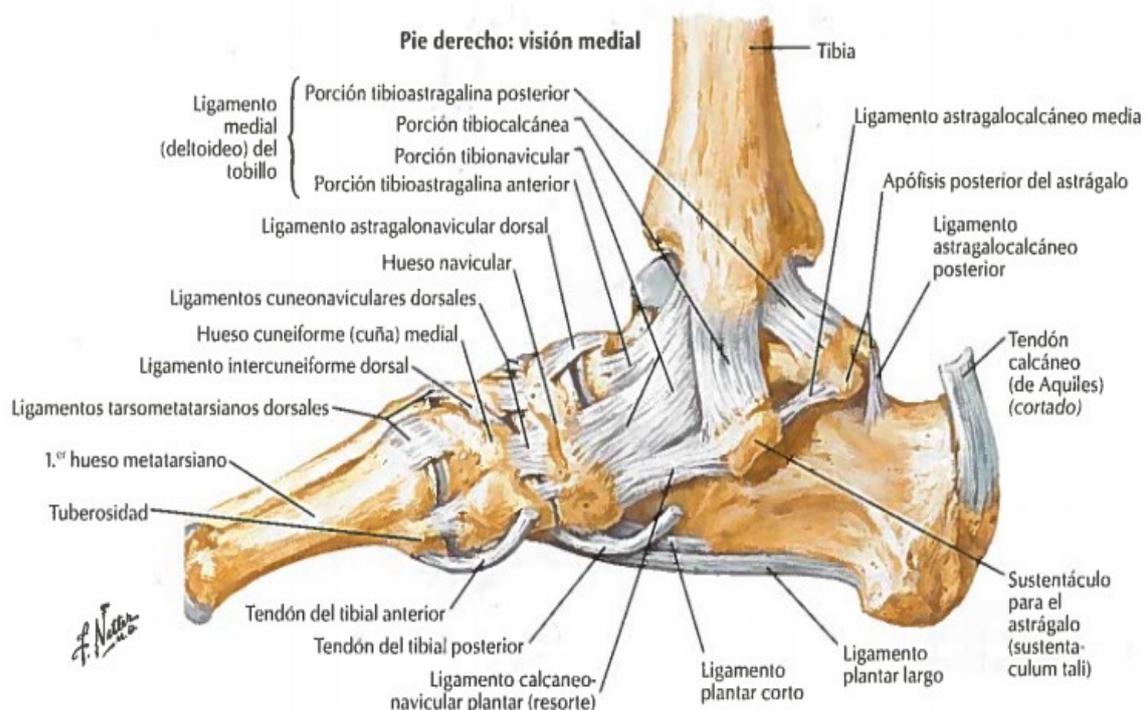


Figura 2. Visión medial de la articulación del tobillo. Fuente: Netter, 2011

1.3.1.2. Articulación subastragalina

Desde el punto de vista anatómico y funcional la articulación subastragalina la forman la articulación astragalocalcaneoescafoidea y la articulación astragalocalcanea (29,34). La configuración de esta estructura es compleja y se caracteriza por: una forma de ovoide convexo, generada por las superficies articulares posteriores del calcáneo con la cabeza del astrágalo; y una forma

ovoide cóncava, formada por las superficies articulares media y anterior del calcáneo con la superficie navicular del astrágalo. Este aspecto condiciona su biomecánica, como se desarrolla más adelante (33).

La articulación astragalocalcaneoescafoidea la forman la cara anterior de la cabeza del astrágalo, la cara posterior del escafoides y la cara anterior y medial del calcáneo. Entre los ligamentos que colaboran con la estabilidad de esta articulación destacan el ligamento calcaneoescafoideo, el ligamento calcáneo y el ligamento plantar largo (37).

La articulación astragalocalcánea la forman el astrágalo en su cara inferior y el calcáneo en su cara superior. Es la articulación más posterior del tobillo. El ligamento principal de esta articulación es el ligamento astragalocalcáneo (37).

1.3.2. **Biomecánica del tobillo**

La articulación del tobillo presenta una gran congruencia, sin embargo su cartílago articular tiene un grosor medio de 1,6 milímetros, 4 veces inferior al grosor del cartílago que se presenta en la rodilla. Cabe destacar que se trata de la articulación de la extremidad inferior que soporta más carga, hasta 5 – 7 veces el peso del cuerpo en la fase de apoyo, en el ciclo de la marcha. La superficie de contacto articular durante la carga es de 350 milímetros, una tercera parte de la superficie de carga que se aprecia en la rodilla. Los movimientos principales de la articulación del tobillo son la flexión plantar y la flexión dorsal en el plano sagital, movimientos que desempeñan un papel fundamental en la marcha. Durante la marcha y en acciones dinámicas se produce una rotación del astrágalo de 10° en la mortaja tibioperonea (33).

El complejo articular del tobillo, desde el punto de vista mecánico, y con la colaboración de la rodilla, dispone de movimientos en tres ejes de libertad. Este aspecto le permite orientar la planta del pie en muchas direcciones, permitiéndole una gran adaptabilidad a las superficies de contacto en actividades de la vida diaria y actividades deportivas.

Los tres ejes de principales en los que se realizan los movimientos del tobillo son perpendiculares entre sí con el tobillo en posición anatómica y se interrumpen en el retropié, como se puede apreciar en la Figura 3.



Figura 3. Ejes del tobillo y pie. Fuente: Kapandji, 2004

En la literatura existe variabilidad en la nomenclatura de los movimientos del tobillo. Este estudio se refiere a los movimientos según las definiciones que constan a continuación:

- La flexión plantar y la flexión dorsal se realizan en un plano sagital y a través de un eje transversal que pasa por el punto más distal de los maléolos. Es el eje que corresponde a la articulación tibioperoneoastragalina. En la flexión plantar la punta del pie se aleja de la cara anterior de la tibia y dispone de una amplitud de movimiento de entre 30 y 50°. En la flexión dorsal la punta del pie se aproxima a la cara anterior de la tibia y dispone de una amplitud de movimiento de 20 a 30°.
- La aducción y la abducción se realizan en un plano transversal y a través del eje longitudinal de la pierna, vertical en posición anatómica. En la aducción la punta del pie se aproxima a la línea media del cuerpo. En la abducción la punta del pie se aleja de la línea media del cuerpo. La aducción y la abducción disponen de una amplitud global de movimiento de entre 35 y 45°. La articulación de la rodilla, si está en flexión, colabora con estos movimientos, como también lo hace parcialmente la articulación subastragalina.
- La pronación y supinación se realizan en el plano frontal a través del eje longitudinal del pie, horizontal en posición anatómica. En la pronación la

planta del pie se dirige en dirección contraria al plano medio sagital con una amplitud de movimiento de unos 25 a 30°. En la supinación la planta del pie se orienta hacia el plano medio sagital con una amplitud de movimiento de 52°. Estos movimientos se realizan en la articulación subastragalina y la articulación mediotarsiana a través del eje longitudinal del pie, que atraviesa al mismo desde el punto medio de la cara posterior a la parte anterior entre primer y segundo dedo.

En acciones de la vida diaria y acciones deportivas, algunos de los movimientos que se realizan en la articulación del tobillo se asocian entre sí para optimizar su función, por lo que es difícil que los movimientos descritos anteriormente se produzcan de manera aislada en los planos y ejes correspondientes. Las asociaciones de movimientos más frecuentes son:

- La inversión, que está formada por los movimientos de flexión plantar, aducción y supinación. Dispone de una amplitud de movimiento de 25 a 30°.
- La eversión, que está formada por los movimientos de flexión dorsal, abducción y pronación. Dispone de una amplitud de movimiento de 5 a 10° (38,40).

La amplitud de movimiento de la inversión y de la eversión del tobillo está condicionada a las amplitudes de los movimientos que las componen; motivo por el que, en literatura científica, existe mucha variabilidad en las amplitudes reconocidas para estos movimientos.

La sindesmosis tibioperonea distal tiene capacidad de adaptación a la anchura variable de la cara superior de la superficie articular del astrágalo, adoptando máxima separación entre maléolos, extremos finales de tibia y peroné, en los grados finales de flexión dorsal y una mínima distancia en grados finales de flexión plantar (33).

La articulación tibioperoneoastragalina tiene un eje de movimiento oblicuo en relación a los planos anatómicos del pie. Como se ha indicado anteriormente, este eje pasa por los puntos más distales de los maléolos, situándose en rotación externa en relación al eje articular de la rodilla, formando un ángulo de 8° con el plano transversal y de 6° con el plano frontal. La orientación de este eje permite los movimientos de flexión plantar y de flexión dorsal, pero también un

desplazamiento asociado del astrágalo que produce un movimiento de aducción en la flexión plantar y de abducción del mismo en la flexión dorsal. De la movilidad descrita anteriormente en la flexión plantar y dorsal son solamente necesarios 10° de flexión dorsal y 20° de flexión plantar para la correcta función del tobillo durante la marcha. La amplitud y la funcionalidad de esta articulación están condicionadas por las fuerzas externas y las fuerzas de reacción del suelo que se producen en acciones dinámicas. Cabe añadir a las fuerzas de presión que se generan en esta articulación, las fuerzas de cizallamiento. Para la correcta funcionalidad de esta articulación es necesaria la colaboración y coordinación con la articulación subastragalina, así como con el resto de articulaciones del pie (29,33,34).

La articulación subastragalina se mueve alrededor del Eje de Henke (Figura 4), el cual forma un ángulo de 42° con el plano transverso y de 23° con el plano sagital. Este eje atraviesa el calcáneo por su cara posterior y lateral para salir por el cuello del astrágalo en su cara superior y medial. Es el eje en el que se realizan los movimientos de inversión (flexión plantar, supinación y aducción) y eversión (flexión dorsal, pronación y abducción).

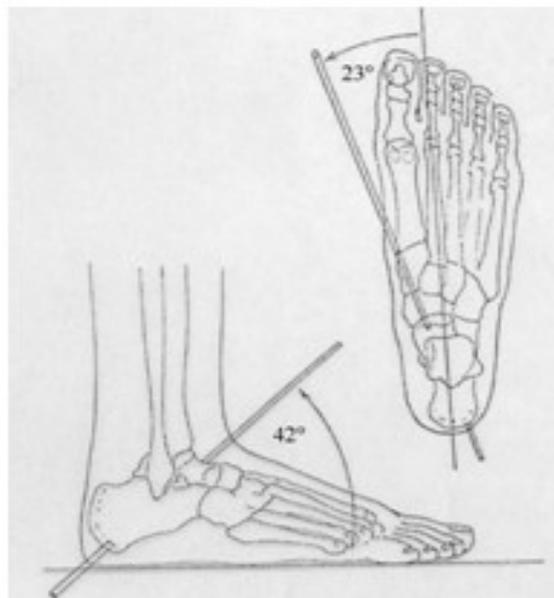


Figura 4. Eje de Henke. Fuente: Hertel, 2002

La posición neutra, sin desviaciones laterales ni inclinaciones, es la posición de congruencia anatómica de la articulación subastragalina. La movilidad de esta

articulación está condicionada al relieve de sus superficies articulares. La inclinación de la superficie articular posterior del calcáneo es de 65°, de manera que si esta inclinación se incrementa aumentará la flexión plantar en el movimiento. La declinación de la superficie articular posterior del astrágalo es de 37°, de manera que si este ángulo se incrementa aumentará la flexión dorsal. Una reducción de la declinación genera un aumento de la pronación y la supinación (29,33,34,41).

La articulación tibioperoneoastragalina y la subastragalina funcionan de manera coordinada. En el complejo articular de tobillo y pie no se produce coincidencia en los ejes, ya que se sitúan en planos diferentes. Este aspecto favorece que cada articulación tenga predominio de acción en diferentes movimientos. En la articulación tibioperoneoastragalina predomina la flexión plantar y la flexión dorsal, mientras que la abducción y la aducción se realizan pero en menor grado, ya que estos predominan en la articulación subastragalina.

Los movimientos de inversión y eversión tienen un funcionamiento diferente según se realicen en cadena cinética abierta o en cadena cinética cerrada. El mecanismo de lesión en esta articulación más frecuente es en cadena cinética cerrada, motivo por el que adquiere mayor relevancia el poder medir la amplitud articular en la misma condición.

Con la extremidad en apoyo, en cadena cinética cerrada, el astrágalo es el responsable del movimiento que se realiza en planos sagital y transversal, mientras que el calcáneo incide más en el movimiento que se realiza en el plano frontal (33).

1.3.3. **Musculatura del tobillo**

La musculatura relacionada con el tobillo está distribuida entre los compartimentos anterior, posterior y lateral. Estos compartimentos los separan tabiques musculares, que cumplen la función de punto de origen para algunos de estos músculos.

En el compartimento anterior están los músculos tibial anterior, extensor largo de los dedos, el extensor largo del primer dedo y el tercer peroneo, este último es

inconstante. A nivel de tobillo estos músculos realizan la flexión dorsal. Se originan en tibia, peroné y membrana interósea y se insertan en el dorso del pie.

En el compartimento lateral están los músculos peroneo lateral largo y peroneo lateral corto. Estos músculos realizan la flexión plantar, la abducción y la pronación de tobillo y pie. Se originan en el peroné, pasan por detrás del maléolo peroneal hasta insertarse en diferentes puntos del pie.

En el compartimento posterior, en un plano superficial, están los músculos gastrocnemio lateral, gastrocnemio medial, sóleo y plantar delgado. En el mismo compartimento, en plano profundo, están los músculos tibial posterior, flexor largo de los dedos y flexor largo del primer dedo. En relación a la articulación del tobillo estos músculos realizan la flexión plantar, la aducción y la supinación. Se originan en parte distal del fémur, tibia, peroné y membrana interósea, para insertarse en la cara plantar del pie (42,43).

Toda esta musculatura descrita es la responsable de la correcta movilidad de tobillo y pie. A menudo estas funciones se describen por sus acciones concéntricas, es decir, cuando origen e inserción del mismo músculo se aproximan. Algunos de estos músculos desempeñan funciones complementarias a las estructuras pasivas de la articulación del tobillo en relación a la estabilidad dinámica. En concreto, los músculos peroneo lateral largo y peroneo lateral corto desempeñan un papel muy importante estabilizador dinámico que protege al tobillo de la lesión por inversión forzada de esguince del ligamento lateral externo. Cuando estos músculos se contraen generan rigidez. Esta rigidez muscular en movimientos en cadena cinética cerrada, incluso en acción excéntrica, cuando se alejan origen e inserción de estos músculos, complementan las acciones de ligamentos y cápsula de las articulaciones tibioperoneoastragalina y subastragalina. Los sistemas de estabilización pasiva y los sistemas de estabilización activa se coordinan para el control de la inversión del tobillo. Los músculos del compartimento anterior, también colaboran con esta estabilización con una contracción excéntrica en movimientos de inversión forzada. El tiempo de respuesta de esta musculatura es pues un factor importante en el desarrollo de su función estabilizadora. Esta variable se mide en milisegundos, ya que su respuesta debe realizarse antes de llegar a la máxima amplitud de movimiento de la articulación, momento en que las estructuras pasivas se ponen en tensión. La

musculatura que colabora en la estabilización activa de tobillo y pie reduce la velocidad en la inversión en cadena cinética cerrada (29).

1.3.4. Inervación y vascularización

La inervación de la pierna corresponde al nervio peroneo profundo en el compartimento anterior, al nervio peroneo superficial en el compartimento lateral y al nervio tibial en el compartimento posterior. A nivel sensitivo los nervios responsables son los nervios safeno, nervio cutáneo sural lateral, nervio cutáneo sural medial, nervio peroneo superficial, nervio sural y nervio tibial (29,42), como se puede observar en la Imagen y en la Imagen 6.

La vascularización de la pierna corresponde a vasos tibiales anteriores en compartimento anterior, a vasos peroneos en compartimento lateral y a vasos peroneos y tibiales posteriores para el compartimento posterior. Todos estos vasos citados pertenecen a las arterias y venas poplíteas. A nivel superficial, la vena safena mayor para la cara medial y la vena safena menor para la cara posterior, son los vasos que vascularizan la pierna (42), como se puede apreciar en la Imagen 5 y en la Imagen 6.

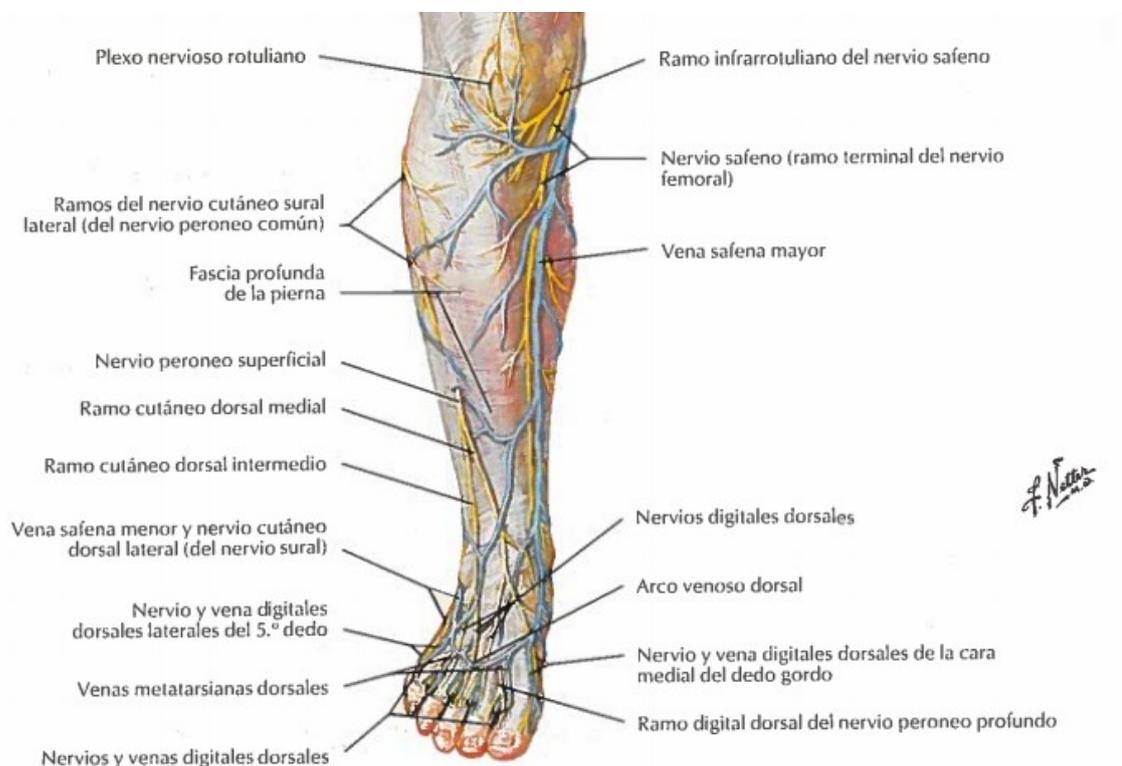


Figura 5. Inervación y vascularización anterior de la pierna. Fuente: Netter, 2011

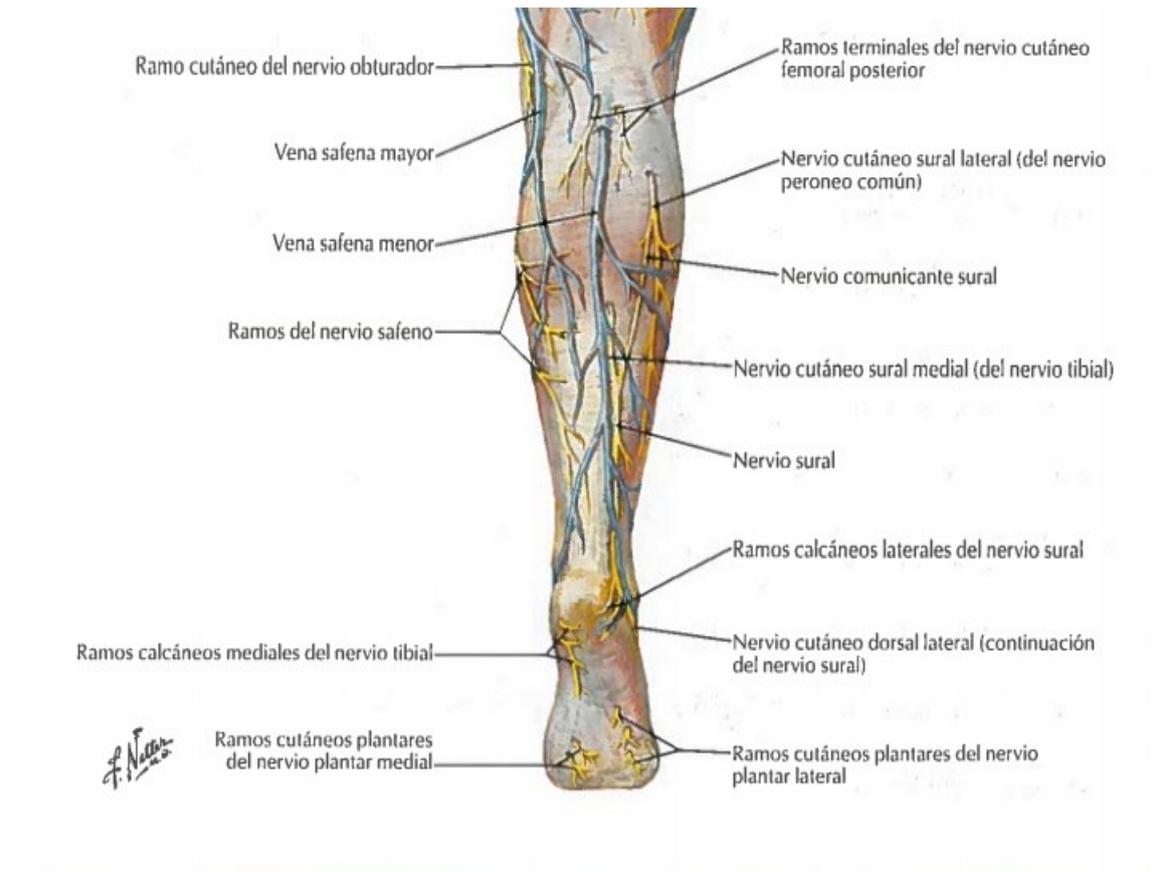


Figura 6. Inervación y vascularización posterior de la pierna. Fuente: Netter, 2011

El conocimiento de la anatomía del complejo articular del tobillo, es determinante para la comprensión de su movimiento y biomecánica. Son conocimientos necesarios para la comprensión de la lesión y la elección del tratamiento.

1.4. Fisiopatología del esguince de ligamento lateral externo del tobillo

La inversión del tobillo es el movimiento que pone en tensión el ligamento lateral externo de la articulación del tobillo. La inversión forzada, que excede la amplitud normal del movimiento, es el mecanismo de lesión principal en estos ligamentos. El movimiento de inversión lo forman, como se ha comentado anteriormente, el movimiento combinado de flexión plantar, aducción y supinación de tobillo y pie. En función de la amplitud de la inversión y de la intensidad del movimiento se puede producir lesión del ligamento lateral externo. La lesión más leve es la distensión y la más grave es la ruptura, que compromete la estabilidad de la articulación tibioperoneoastragalina. En los casos de mayor gravedad puede producirse una fractura en maléolo peroneal por arrancamiento. En personas que sufren lesiones graves de ligamentos en tobillo, se produce una alteración en el control neuromuscular, factor que predispone a que se repitan episodios de lesión (44). Según Safran la secuencia de lesión del ligamento lateral externo está bien establecida de anterior a posterior, siendo primero el haz peroneoastragalino anterior, luego el peroneocalcáneo y por último el peroneoastragalino posterior, el que se daña en el movimiento de inversión forzada (45).

La lesión de ligamento lateral externo de tobillo se clasifica en tres grados. El grado 1 representa una lesión microscópica del ligamento peroneoastragalino anterior sin inestabilidad. El grado 2 es un desgarro parcial del ligamento peroneocalcáneo con discreta inestabilidad y laxitud. El grado 3 es la rotura completa de los ligamentos peroneoastragalino anterior y peroneocalcáneo con marcada inestabilidad. Los grados 1 y 2 son susceptibles de tratamiento conservador, mientras que el grado 3 puede tratarse con éxito de forma conservadora o quirúrgica (46).

Los factores de riesgo para sufrir un esguince de ligamentos de tobillo se pueden dividir entre intrínsecos y extrínsecos. Los intrínsecos son la edad, sexo, sobrepeso, morfología del pie, atrofia de musculatura e historia previa de esguinces entre otros. Los factores extrínsecos se relacionan con el tipo de actividad deportiva, el nivel de competición, el tipo de calzado, la superficie donde se practica el deporte y el uso de ortesis o vendaje funcional (23,47). La posición

del pie y la reacción de la musculatura peronea son dos factores determinantes en las causas de lesión de ligamentos del tobillo (48).

La mayoría de los esguinces agudos tienen buen pronóstico. Entre el 10-20% de los pacientes en los casos de esguinces grado 2-3, presentarán inestabilidad crónica. Esta inestabilidad puede ser mecánica y objetivable o funcional (29). Hay lesiones asociadas a la inestabilidad de tobillo que hay que tener en cuenta para evitar una sintomatología persistente, como son los pinzamientos óseos y de partes blandas anterolateral, anterior, anteromedial y posterior, así como las lesiones osteocondrales (49).

El mecanismo lesivo más frecuente en la lesión de ligamento lateral externo de tobillo es la inversión forzada. Esta se produce en la fase de apoyo del pie en el suelo con un componente de supinación y aducción. Además, el incremento de flexión plantar sumado a los anteriores movimientos provoca la puesta en tensión de los ligamentos laterales del tobillo (50,51). Dependiendo de la intensidad de la acción, esta puesta en tensión puede llegar a exceder la resistencia de los ligamentos del tobillo lesionándolos (52).

El ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) es el que se lesiona con más frecuencia, seguido del ligamento peroneocalcáneo (53,54). La lesión severa del LPAA se traduce en un aumento de la amplitud de movimiento de inversión del tobillo. En función de su magnitud puede afectar al ligamento peroneocalcáneo y también a la articulación subastragalina, ya que incrementa el movimiento de aducción, generando una inestabilidad rotacional (55). La incidencia de afectación en la articulación subastragalina en lesiones agudas de ligamento lateral externo de tobillo es del 80%, mientras que la afectación del ligamento peroneoastragalino posterior (LPAP) sólo se produce en lesiones graves de tobillo asociadas a fracturas y luxaciones (45,56).

En relación a la patología mecánica en la lesión de ligamento lateral externo de tobillo, Fuller en 1999 (57), describió la causa principal de esta lesión: el movimiento de supinación en la articulación subastragalina. La fuerza de reacción del suelo en el contacto inicial del pie es un factor que puede provocar el movimiento de supinación en la articulación subastragalina. Esta relación causa – efecto se produce cuando el pie tiene su centro de presión medial al eje de la articulación subastragalina. En estos casos, un aumento excesivo de la

supinación puede inducir a la aducción y, en consecuencia, a la inversión en cadena cinética cerrada. Por lo tanto, se trata de tobillos potencialmente más propensos a sufrir lesiones de ligamento lateral externo de tobillo (57,58).

La labor estabilizadora activa de la musculatura peronea desarrolla un importante papel en la protección del ligamento. Hay algunos autores que cuestionan la acción de soporte estabilizadora activa de esta musculatura ya que a tiempo real, el movimiento de inversión forzada en cadena cinética cerrada se puede producir en 40 milisegundos, mientras que el tiempo de reacción inicial registrado mediante electromiografía es de 54 milisegundos. Sin embargo, hay que tener presente que la musculatura peronea durante actividades aprendidas, se encuentra en un estado de activación anticipatoria. Esta activación se incrementa momentos antes del apoyo de la extremidad en el suelo. Este aspecto, junto a la activación preparatoria de otros músculos que atraviesan la articulación del tobillo, se traduce en una rigidez tendinosa previa al contacto del pie en el suelo que protege las estructuras pasivas de la articulación del tobillo, evitando su excesiva puesta en tensión (18,59-63).

La lesión de tobillo provoca inflamación, dolor (que se acentúa en la carga), y alteración de la amplitud de movimiento, aspectos que condicionan la funcionalidad de la articulación. Dependiendo de la gravedad de la lesión, esta serie de signos y síntomas pueden prolongarse en el tiempo.

La reparación biológica de los tejidos, complementada con el tratamiento adecuado y con el tiempo necesario para ello, permiten la recuperación funcional de la articulación y permiten al deportista volver a la actividad física. Sin embargo, es frecuente que los deportistas que han sufrido esta lesión por primera vez, experimenten recidivas (29).

La inestabilidad crónica es consecuencia de secuelas derivadas de una lesión de tobillo inicial. El motivo que lleva a muchos de estos deportistas a volver a sufrir la misma lesión se debe, en muchos casos, a una reparación o recuperación incompleta tras la primera lesión. La teoría de la inestabilidad crónica de tobillo consecuente de una lesión aguda inicial se argumenta a través de los conceptos de inestabilidad mecánica e inestabilidad funcional (29,64).

La inestabilidad mecánica de la articulación de tobillo es consecuencia de los cambios anatómicos que se producen en la lesión inicial de los ligamentos. Los

cambios que se producen pueden ser laxitud patológica, alteraciones sinoviales, deterioro del movimiento articular y desarrollo de patología degenerativa (29).

La laxitud patológica está directamente relacionada con la inestabilidad articular. El nivel de laxitud patológica es directamente proporcional al grado de lesión producido en los ligamentos en la lesión inicial. La consecuencia directa de esto es el aumento de vulnerabilidad de la articulación del tobillo en acciones dinámicas. Es una consecuencia detectable por exploración física, complementada por pruebas de imagen como la radiografía y la resonancia magnética (65,66). Afecta principalmente a las articulaciones tibioperoneoastragalina y a la subastragalina. En la articulación tibioperoneoastragalina los ligamentos dañados que conllevan a laxitud patológica son el ligamento peroneoastragalino anterior y el ligamento peroneocalcáneo (67). La lesión del primero incrementa el desplazamiento anterior del astrágalo, evidenciable por la prueba exploratoria del cajón anterior o por el desplazamiento lateral del astrágalo en movimiento de inversión pasiva. Con radiografía en estrés, en supinación y flexión dorsal, la inclinación del astrágalo se incrementa notablemente cuando el ligamento peroneoastragalino anterior y el ligamento peroneocalcáneo están afectados (68).

Para determinar la existencia de lesiones óseas asociadas a roturas completas ligamentosas, la radiología es una prueba de imagen que ayuda en el diagnóstico. Las reglas de Ottawa son una guía válida para determinar cuándo se debe realizar una radiografía en la articulación del tobillo, ya que aproximadamente sólo un 15% de las lesiones en tobillo requieren esta técnica para detectar fracturas significativas. La aplicación de estas reglas en la detección de fracturas asociadas tiene una sensibilidad del 100%, sin embargo su especificidad es del 50%. Estas reglas indican la necesidad de realizar una radiografía para descartar lesiones óseas asociadas en aquel paciente que no es capaz de realizar cuatro pasos y refiere dolor a la palpación maleolar, escafoidea y/o del quinto metatarsiano. Estas reglas no son igual de sensibles, ni de específicas, si han pasado más de diez días tras la lesión, si el paciente ha recibido medicación previa o si se trata de pacientes menores de 18 años, ya que aún no se ha producido en estos el cierre de las epífisis (69).

Es frecuente que personas con inestabilidad crónica de tobillo tengan laxitud, sin embargo la laxitud afecta, de manera asimétrica, al 11% de personas sin patología de tobillo diagnosticada anteriormente (70). La lesión del ligamento peroneoastragalino anterior produce un aumento excesivo en la supinación, con un componente de rotación interna en relación a la tibia (71,71). La lesión del ligamento peroneocalcáneo implica a la articulación tibioperoneoastragalina y también a la articulación subastragalina, ya que en esta última también se daña la cápsula articular y el ligamento cervical (56,72).

Las alteraciones en el movimiento de cualquiera de las articulaciones del tobillo es un factor que contribuye a la inestabilidad mecánica. En personas con esguinces recidivantes de tobillo, existe una relación articular alterada. En estas personas se puede apreciar un desplazamiento del maléolo peroneal hacia anterior, que mantiene al ligamento peroneoastragalino anterior con menos tensión de manera mantenida. Cuando se inicia la supinación, esto se traduce en un mayor movimiento astragalino ya que el ligamento principal que lo estabiliza parte de un grado inferior de tensión al inicio del movimiento. Este argumento justifica la recurrencia de lesión en personas que han sufrido por primera vez esta patología (73). La disminución en el movimiento de flexión dorsal es otro factor asociado a una predisposición a lesión de ligamentos laterales del tobillo. La flexión dorsal produce un acoplamiento del astrágalo en la mortaja tibioperonea distal. En situación de normalidad este movimiento mejora la congruencia articular, pero en personas con insuficiencia en este movimiento, la estabilidad articular por estructuras óseas queda disminuida (74).

Las alteraciones sinoviales y cambios degenerativos son los otros factores que pueden relacionarse con la inestabilidad mecánica, expresándose en hipertrofia sinovial, pinzamiento sinovial y/o lesiones degenerativas. Se ha demostrado que en la lesión de ligamento lateral externo de tobillo se produce inflamación de las cápsulas articulares de las articulaciones tibioperoneoastragalina y subastragalina. Esta inflamación provoca dolor e inestabilidad recurrente, causados por el contacto de tejido sinovial hipertrofiado entre las carillas articulares (75).

Se han evidenciado por varios autores cambios degenerativos en tobillos lesionados, expresados en osteofitos, esclerosis subcondral e incluso en cuerpos libres intraarticulares (70,76).

La inestabilidad funcional en la articulación del tobillo fue descrita por primera vez por Freeman en 1965, quién atribuyó déficits propioceptivos en personas con esguince de ligamento lateral externo de tobillo a los daños causados en los receptores situados en los ligamentos (77,78). Este modelo se completa cuando también se altera el control neuromuscular y ambos factores acarrear deficiencias en el mecanismo de defensa dinámica de la inversión de tobillo. Las insuficiencias funcionales se pueden medir a través de la cuantificación de la propiocepción de la articulación del tobillo, la sensación cutánea, la velocidad de conducción nerviosa, los tiempos de respuesta neuromuscular, el control postural y la fuerza (79).

En deportistas con lesiones repetitivas de tobillo se produce una afectación propioceptiva, debido a la alteración que sufren los receptores ubicados en los ligamentos y en los músculos peroneos. En este sentido, existen dificultades para objetivar y evidenciar estos déficits, por lo que también es complejo cuantificar la eficacia de pautas propioceptivas que se aplican en la rehabilitación, motivo que justifica las diferencias en resultados y conclusiones relacionadas con este aspecto que constan en la literatura (80-82,82-85).

La lesión del nervio peroneo común es una consecuencia frecuente después de un esguince de ligamento lateral externo de tobillo. La afectación nerviosa se expresa en alteraciones cutáneas y en una disminución de la velocidad de conducción nerviosa (86-89).

En personas con antecedentes de lesión de ligamentos del tobillo se ha demostrado un deterioro en el reclutamiento de fibras que se expresa en una alteración de los patrones neuromusculares (88). Se puede evidenciar esta alteración a través del tiempo de respuesta de la musculatura peronea en acciones de inversión súbita, o bien en perturbaciones de supinación. En este campo hay resultados variables y en algunos casos contradictorios en la literatura científica, posiblemente a causa de diferencias metodológicas empleadas en diferentes estudios (90,91). Un aumento en el tiempo de respuesta de la musculatura peronea en deportistas con inestabilidad crónica de tobillo puede ser

producido por una conducción nerviosa más lenta, o bien por afectación neuromuscular en el momento de realizar la contracción. Se ha evidenciado la afectación del músculo glúteo medio en personas con antecedentes de esguince de tobillo grave. Por estas evidencias, se entiende que la lesión en la articulación del tobillo, no sólo afecta a estructuras próximas a este, sino que pueden alterar el funcionamiento de vías neuromusculares más alejadas e incluso de la extremidad sana, por lo que se sugiere una implicación a nivel de sistema nervioso central (92).

El control postural en apoyo monopodal sobre la extremidad que tiene antecedentes de lesión de ligamentos del tobillo se ve alterado con frecuencia. Esta alteración en el control postural es evidenciable a través de pruebas exploratorias, test de percepción del paciente y evaluación a través de instrumentos de control postural. Estas pruebas combinan aspectos subjetivos, como la sensación de inestabilidad que refiere la persona en determinadas condiciones de apoyo bipodal y monopodal, con aspectos objetivos relacionados con el control del centro de presiones de la persona. En relación a este último factor hay 2 variables que expresan información relevante sobre el control del centro de presiones: la longitud total de desplazamiento y la velocidad de desplazamiento (80,93-98).

En una posición de carga en apoyo monopodal, para mantener el centro de gravedad sobre la base de sustentación, a nivel de tobillo se puede apreciar una pronosupinación variable. Estos movimientos de corto recorrido se conocen como estrategias de control postural del tobillo y corresponden a una respuesta normal en personas sanas. En personas con inestabilidad crónica de tobillo, se observa que estas estrategias se producen más a nivel de cadera. Sin embargo, el control del centro de gravedad sobre la base de sustentación desde una articulación más alejada del suelo como es la articulación de la cadera no es tan eficaz. Se trata de un recurso coordinado desde el sistema nervioso central para cubrir un déficit que presenta la articulación del tobillo (99). Hay estudios que concluyen que en personas con lesión de ligamentos del tobillo a las que se les ha realizado durante la rehabilitación ejercicios activos que incluyen el equilibrio y la coordinación, tienen menos de la mitad de probabilidades de sufrir recidivas (94).

Se han encontrado déficits de fuerza en personas con inestabilidad crónica de tobillo, tanto de la musculatura responsable de la inversión, como de la eversión. Estos hallazgos, hasta el momento, no son comunes a todas las personas que sufren inestabilidad en esta articulación. Aún no se puede determinar cuál de estos conceptos es la causa y cuál es la consecuencia. Existen diversas teorías que relacionan estos conceptos pero no se dispone de evidencia sobre si la debilidad es causada por daño muscular, o bien por atrofia. También es posible que se deba a una alteración del reclutamiento muscular causado por una anormal función de la articulación (100-102).

Las alteraciones funcionales citadas anteriormente no aparecen de manera aislada. El comportamiento más frecuente es que, tras la lesión, vayan apareciendo, de manera que unas provocan la aparición de otras. En concreto, la lesión de ligamentos de tobillo, lleva consigo unos daños en los receptores situados en los ligamentos. Estos daños generan un empeoramiento de la captación del estímulo de posición y estiramiento de los tejidos durante el movimiento, por lo que también queda afectado el control neuromuscular. Este proceso incide negativamente sobre la defensa dinámica del tobillo y genera un aumento en la predisposición a sufrir recaídas (29).

Falta conocimiento para establecer la relación entre insuficiencia mecánica e insuficiencia funcional, aspectos que aparecen con frecuencia en personas que sufren inestabilidad mecánica de tobillo. El uso de técnicas de evaluación dinámica y funcional del equilibrio colabora en el seguimiento y la evolución de pacientes con esta patología. Los test de equilibrio estático en apoyo bipodal o monopodal, el test de equilibrio dinámico Star Excursion Balance Test (SEBT) o su versión reducida y también validad Y Balance Test (YBT) o las mediciones de equilibrio mediante estabilometría, son pruebas que permiten evaluar múltiples insuficiencias en deportistas con inestabilidad de tobillo.

La aplicación del conocimiento aportado por la ciencia hasta el momento relacionado con la anatomía y la patología de la articulación del tobillo y la correcta elección de las técnicas de tratamiento de la lesión, determinará la recuperación del deportista y la aparición de secuelas.

1.5. Tratamiento del esguince de tobillo

La magnitud de la lesión de ligamentos del tobillo condiciona su tratamiento. A continuación se exponen las técnicas de tratamiento frecuentes de esta lesión en función del grado de afectación. Una vez presentadas las técnicas, se expone la evidencia científica actualizada relacionada con estas.

Los recursos terapéuticos que se emplean dirigidos a disminuir de los signos y síntomas iniciales, como son el dolor, la inflamación y la disfunción de la articulación. En función de la gravedad de la lesión, es un proceso que se puede extender durante semanas (98).

El tratamiento de la lesión de ligamentos de tobillo se estructura principalmente en dos etapas. La primera etapa cursa bajo indicaciones de reposo, inmovilización, tratamiento antiinflamatorio y tratamiento antiálgico; mientras que en la segunda etapa prevalece la rehabilitación funcional. En caso de lesión severa de los ligamentos, la estructura de tratamiento descrita se reproduce, aunque el periodo de inmovilización es más largo, así como el tipo de inmovilización, es más restrictivo. En estos casos se añade un periodo de tiempo de descarga, es decir, de no apoyo de la extremidad afecta (103).

En el esguince de ligamento lateral externo de la articulación del tobillo de grado I la lesión que se produce es leve y el tratamiento inicial consiste en realizar reposo, aplicación de hielo, compresión y elevación de la extremidad (RICE). En función de la sintomatología, durante la fase de reposo se permitirá la carga parcial o apoyo, que después irá incrementándose de manera progresiva. La aplicación de crioterapia se realiza durante los 2 - 3 días posteriores a la lesión, con el objetivo de modular la inflamación en la zona, que es una respuesta fisiológica tras la lesión. Se puede aplicar en contacto directo o por inmersión, en función de la tolerancia del paciente, controlando que no se produzcan lesiones en la piel por el efecto del frío. La crioterapia tiene un efecto antiálgico local y temporal en la zona de aplicación. La compresión puede realizarse mediante la colocación de un vendaje funcional, de una ortesis, o de una férula de aire. Su función principal es realizar una inmovilización destinada a descargar la tensión del fascículo ligamento peroneoastragalino anterior durante los primeros días. Es recomendable realizar una revisión de la técnica de compresión de manera

regular para mantener su eficacia. Estos recursos pueden incrementar su eficacia con la elevación de la extremidad para, gracias al efecto de la gravedad, facilitar el retorno circulatorio (104). Siguiendo las pautas indicadas, la mejora de la lesión se basa inicialmente en disminuir la inflamación, evitar el edema y el dolor. Esta fase se complementa bajo criterio médico con medicación antiinflamatoria y bajo criterio del fisioterapeuta con técnicas de electroterapia. En el tratamiento de la fase aguda de la lesión predominan las técnicas pasivas y estáticas, pero dependiendo de la evolución del paciente hay técnicas de movilidad que se pueden introducir en esta fase, de manera que la evolución de fase aguda a fase funcional, a menudo se produce de manera progresiva. Según un estudio realizado por Eiff en 1994 (105), los pacientes con esguince de ligamento lateral externo de tobillo a los que se les realizó movilización precoz de articulaciones de tobillo y pie consiguieron tener menos dolor y empezaron antes el trabajo activo que los pacientes a los que se les aplicó inmovilización estricta. Así pues, en esta etapa de la rehabilitación, en la que se inicia la movilidad pero de manera controlada, las técnicas de inmovilización funcional, como el vendaje funcional y la ortesis de tobillo, complementan el tratamiento y a la vez protegen la articulación y los ligamentos (106). La terapia manual es un recurso para trabajar la movilidad articular, que se aplica con el fin recuperar la amplitud fisiológica del movimiento articular. Combina diferentes técnicas de movilización global y analítica e incluye técnicas pasivas y activas, que se pueden aplicar de manera progresiva para introducir acciones musculares voluntarias durante el movimiento. Es el paso previo a los ejercicios de fortalecimiento de la musculatura relacionada con la articulación del tobillo. A medida que el balance articular se recupera y la musculatura responsable de los movimientos se activa, es necesario complementar el tratamiento con técnicas propioceptivas (20). Estas técnicas están encaminadas al equilibrio entre la mejora de la movilidad articular y la recuperación de la musculatura, a través del control de la posición de la articulación en el espacio, la detección de movimiento y de las resistencias externas. Las técnicas propioceptivas se pueden aplicar tanto en descarga como en carga. La evolución en la rehabilitación será hacia la carga, por lo que se emplean ejercicios de equilibrio como herramienta para estas técnicas (107). Es un trabajo que se debe ir aplicando en todas las fases de la recuperación,

adaptando la exigencia al momento de la rehabilitación. Se puede iniciar el trabajo propioceptivo en descarga en la fases iniciales y progresar hasta un trabajo en carga total, monopodal y con superficies inestables (108). En la fase final de la rehabilitación el paciente debe realizar los gestos habituales de su vida diaria. En el caso de deportistas, se deben entrenar los gestos técnicos de su disciplina para que los pueda realizar sin sensaciones de inestabilidad ni miedo, con el fin de evitar patrones de defensa, conseguir recuperar el uso funcional de antes de la lesión y disminuir el riesgo de recidivas (94).

En el esguince de ligamento lateral externo de articulación de tobillo de grado II la lesión es moderada. La fase inicial del tratamiento coincide con la de la lesión de grado I, aunque se prolonga en el tiempo de manera proporcional a la magnitud de las lesiones y a las estructuras afectadas. Se realiza una inmovilización estricta de la articulación del tobillo a 90° y con ligera eversión con el fin de mantener sin tensión el ligamento lateral externo (109). Se realiza descarga absoluta de la pierna y elevación durante los primeros días, y se irá prescindiendo de la elevación a medida que mejore el control de la inflamación. En función de las posibilidades, ya que supone la retirada y nueva colocación de la inmovilización, también están indicadas otras técnicas de fisioterapia para favorecer la reabsorción del hematoma y del edema, así como la prevención de la atrofia muscular. Esta primera fase del tratamiento del esguince de grado II se extiende durante 15 días. En la segunda fase, la fase funcional, se inicia la reeducación de la marcha con apoyo parcial gracias a la ayuda de muletas. En el inicio de la fase funcional, las técnicas de inmovilización funcional, como el vendaje y la ortesis de tobillo, desempeñan una labor de protección de la articulación ante una amplitud de movilidad que no interesa; pero además facilitan el inicio de la funcionalidad del paciente permitiendo, gracias a sus efectos mecánicos, neuromusculares y psicológicos, que el éste se inicie en acciones dinámicas. El vendaje funcional se puede retirar progresivamente, a medida que mejora el control articular del paciente, aspecto que permite su uso a lo largo de toda la etapa funcional, hasta que a criterio del fisioterapeuta, se considere que no es necesaria su aplicación. Las técnicas de terapia manual, así como las técnicas de trabajo activo y propioceptivo, también están indicadas en la lesión de ligamento lateral externo de tobillo de grado II. La duración de la recuperación de la musculatura y del

control articular es más larga que en la lesión de grado I, debido a que la lesión de grado II daña más los ligamentos y afecta a más estructuras relacionadas con la articulación, como tendones y carillas articulares. Por estos motivos el tratamiento de esta lesión de grado II puede prolongarse hasta las seis semanas, al final de las cuales se suele iniciar la actividad deportiva. Según algunos autores, se recomienda durante el primer año el uso de una ortesis estabilizadora o un vendaje funcional para limitar los extremos anormales de movimiento del tobillo, sin ejercer gran limitación del rango articular normal (110,111). La aplicación de recursos de inmovilización pasiva como vendajes u ortesis de tobillo pueden contribuir en la rehabilitación, sin embargo su aplicación como técnica aislada no es tan eficaz. Todas estas medidas terapéuticas se dirigen a la reducción de las recidivas, al abordaje de la laxitud patológica, a los cambios que han alterado la movilidad articular y a las insuficiencias mecánicas y funcionales generadas por la lesión (29).

En el esguince de ligamento lateral externo de articulación de tobillo de grado III la lesión que se produce se considera grave. Son diversos los factores a tener en cuenta a la hora de decidir el tratamiento indicado. Uno es el grado de exigencia impuesto al tobillo por el paciente, que depende de la actividad física y/o la actividad deportiva que realiza en su día a día. Otro factor es la severidad de la lesión, que viene determinada por la inestabilidad que conlleva y la posible afectación de otras estructuras articulares. En ambos casos se requiere una inmovilización estricta en la primera etapa. Aún así, existe controversia en cuanto a cuál es el mejor tratamiento, si el quirúrgico o el conservador. En relación al tratamiento quirúrgico, en un estudio del 2007 (112), se determinaron efectos beneficiosos sobre el dolor crónico, la inestabilidad funcional y la recuperación de capacidades previas a la lesión; sin embargo, los pacientes tratados necesitaron un periodo más largo de recuperación. Otros estudios atribuyen este incremento en el tiempo de recuperación a una mayor rigidez en el tobillo y a dificultades de movilidad en estos pacientes en comparación a los tratados mediante técnicas conservadoras (19,113). En el tratamiento conservador se aplica un periodo de inmovilización, que limita estrictamente la movilidad durante los primeros 10 días, a partir de los cuales se permite progresivamente un mayor movimiento durante

un periodo que se prolonga hasta las seis semanas, después del cual se siguen las mismas pautas que en los casos de grado I y de grado II.

La gravedad de la lesión de los ligamentos del tobillo es proporcional al riesgo de padecer secuelas. Así, se ha evidenciado científicamente que la inestabilidad crónica secundaria a la lesión de los ligamentos del tobillo repercute en la aparición de deficiencias mecánicas y funcionales. La fisioterapia dispone de técnicas y recursos para el tratamiento de esta secuela, que se puede manifestar como laxitud, alteraciones de movilidad y/o déficit del control del equilibrio (114). Los objetivos de tratamiento en la fase inicial de la lesión de los ligamentos del tobillo, independientemente del grado de lesión, son: proteger la articulación para permitir el inicio del proceso de curación, controlar la inflamación y tratar el dolor. La duración de esta fase se prolonga en proporción a las estructuras dañadas y a la magnitud de las lesiones. Es importante tener presente que, debido al mecanismo lesivo, hay estructuras que han sufrido una puesta en tensión elevada, motivo por el cual puede generarse laxitud; la cual se evidencia, por parte del paciente con sensación de inestabilidad, y por parte de los profesionales que tratan al paciente con pruebas exploratorias y pruebas de imagen (115-117). La inmovilización, como recurso para evitar esta laxitud y la inestabilidad secundaria, adquiere especial relevancia. En varios estudios se registran casos en los que la laxitud aparecida tras la lesión, a pesar del tratamiento recibido, se mantuvo presente hasta un año después de la lesión. Respecto a la evolución a corto plazo de la laxitud tras la lesión de tobillo, el estudio realizado por Hubbard y Cordoba en el 2009 (117), mostró que hasta pasadas 8 semanas no se apreciaban mejoras en la falta de rigidez que presenta el ligamento lesionado ante la tensión. Ello sugiere que a fin de que no quede afectada la estabilidad mecánica de la articulación del tobillo, durante este periodo de tiempo los ligamentos dañados no deberían ponerse en tensión (105,117-120). Si la estabilidad mecánica se ve afectada, la laxitud puede producir alteraciones del control sensoriomotor, que se expresan como afectación de los patrones de movimiento y disminución del control del equilibrio. Así, la lesión de los ligamentos de tobillo es el mayor factor de riesgo para sufrir lesiones recurrentes en la misma articulación. La mayoría de esguinces de tobillo resuelven su sintomatología principal entre la 2ª y la 6ª semanas, motivo por el cual muchos pacientes no

realizan un seguimiento completo de la lesión. Sin embargo, en esguinces con afectación ligamentosa de tobillo moderada o grave es necesario un control entre la 4ª y 6ª semanas, para evaluar las posibles secuelas en relación a la inestabilidad ligamentosa articular. Para ello, se realizan pruebas exploratorias para determinar la integridad de los ligamentos peroneoastragalino anterior y peroneocalcáneo (121), como son el cajón anterior o la inclinación del astrágalo, comparándose los resultados obtenidos con los de la otra extremidad.

1.5.1. **Evidencia científica sobre las técnicas de tratamiento**

Los recursos y técnicas empleados en fisioterapia para la rehabilitación de la lesión del ligamento lateral externo de tobillo se basan en facilitar el proceso de reparación de las estructuras lesionadas y recuperar la funcionalidad de la extremidad al nivel previo a la lesión. Esta serie de intervenciones tienen un soporte teórico basado en la fisiología y, en algunos casos, la evidencia científica refuerza su efectividad.

1.5.1.1. Medicación

En relación a la medicación antiinflamatoria no esteroidea (AINE) que se indica en el tratamiento de la lesión de ligamentos de tobillo para el tratamiento de la inflamación tiene demostrada su efectividad en la modulación de ésta, pero estos beneficios se contrarrestan con la evidencia que concluye que su aplicación prolongada puede dificultar el proceso de reparación en lesiones óseas y/o tendinosas, en los casos en los que se presente más de una lesión (122). Cabe añadir que los AINE también son efectivos para disminuir el dolor, con unos valores más altos que el placebo, e incluso reducen el tiempo necesario para la vuelta a la actividad (123-126).

1.5.1.2. RICE

Las técnicas y recursos que componen el RICE (reposo, hielo, compresión y elevación) como terapia inicial en la lesión de ligamentos laterales del tobillo se basan en argumentos fisiológicos sólidos; sin embargo, la evidencia científica que sostiene la aplicación terapéutica del RICE es moderada. Hay varios estudios que analizan estos recursos y técnicas con conclusiones a favor; no obstante,

aspectos relacionados con la metodología empleada y con el tipo de estudio limitan la fuerza de estas conclusiones. Por lo tanto, en la fase aguda de esta lesión, la aplicación del RICE en conjunto, o de sus recursos y técnicas por separado, se valora según el criterio del profesional, en función de los recursos de los que disponga y del tipo de paciente (104).

El reposo con restricción de movimiento tras la lesión de ligamentos del tobillo forma parte del tratamiento en la fase inicial. Una inmovilización más prolongada de lo necesario puede producir efectos adversos en la articulación del tobillo relacionados con la inestabilidad crónica de tobillo (127). Existe evidencia moderada sobre el beneficio de técnicas de terapia manual en fase aguda de la lesión de tobillo para aumentar la flexión dorsal en esta articulación (128). En una revisión sistemática realizada por Van der Wees (129) se evaluó la eficacia del ejercicio activo combinado con técnicas de terapia manual en el tratamiento de la lesión de ligamentos en fase aguda y se determinó que era eficaz en la disminución de la inflamación, en la reducción del tiempo de inactividad y en la reducción de las recidivas. Es necesario tomar con cautela estas conclusiones ya que muchos de los estudios que formaron parte de esta revisión eran de baja calidad metodológica. Los efectos de la terapia manual sobre la mejora de la movilidad en flexión dorsal del tobillo adquieren mayor relevancia en los casos de deportistas, ya que las necesidades en balance articular, producto de la exigencia deportiva, son mayores (129). A pesar de la variabilidad en conclusiones de diferentes estudios la mayoría coinciden en que la fase de reposo debe ser parcial, ya que combinada con movilizaciones controladas los beneficios se incrementan (130,131).

La aplicación de crioterapia está indicada de 3 a 7 días después de haberse producido la lesión, según la evidencia que aborda este recurso. Su objetivo es la reducción de la inflamación de los tejidos articulares dañados, aunque también tiene efectos en la disminución del dolor (132). La aplicación en contacto directo se realiza directamente sobre la piel, o empleando una fina capa de tejido a modo de protección. La zona en contacto con el frío queda alterada sensitivamente durante unos minutos, por lo que la sensación de dolor local puede verse disminuida; no obstante, es necesario el control regular de la piel para evitar lesiones por el propio frío. En un estudio de Beakley en 2006 (133), se comparó la

aplicación en series de 20 minutos cada 2 horas, con la aplicación en series de 10 minutos intermitentes (10 minutos de contacto, 10 minutos de reposo y 10 minutos de contacto), cada 2 horas durante los 3 primeros días, durante el tiempo en que el paciente esté despierto. El protocolo intermitente demostró ser más eficaz a corto plazo, aunque en el periodo de una semana no se apreciaron diferencias entre protocolos (134). La aplicación de frío se puede utilizar antes de programas de ejercicios terapéuticos sin interferir con la percepción sensorial normal y puede ser utilizada antes de hacer ejercicio extenuante sin alterar la agilidad (135,136).

La compresión en fase aguda es una técnica cuyo objetivo es evitar una gran inflamación y la extravasación de líquidos, procesos que pueden generar un edema en la zona afectada, y así reducir el tiempo de reparación de los tejidos. Una revisión de Cochrane realizada en el año 2002 (137) concluyó que es más efectiva, en términos de control de la inflamación y tiempo de baja del paciente, la compresión realizada mediante ortesis con cordones que la compresión mediante férulas con cámaras de aire o la realizada por vendaje con materiales elásticos. Más tarde, en otro ensayo clínico aleatorizado (138) se compararon combinaciones entre estas técnicas y se observó que la combinación de férula con cámara de aire y el vendaje elástico era superior a la técnica de inmovilización mediante ortesis con cordones como técnica aislada, en términos de funcionalidad articular, en controles realizados a los 10 y a los 30 días. En lesiones severas de los ligamentos del tobillo, la inmovilización rígida por debajo de la rodilla en los primeros días tras la lesión proporciona mejor control del dolor y una vuelta a la actividad más temprana (109).

En relación a la elevación, en un estudio de Rucinkski y colaboradores en 1991 (139), se demostró que si el objetivo terapéutico es reducir al mínimo el edema en la fase aguda de la rehabilitación, este recurso es más apropiado que un protocolo de compresión elástica o un protocolo de compresión intermitente. Las directrices actuales recomiendan la combinación de la elevación con otras técnicas y recursos anteriormente descritos para esta fase para minimizar el edema en la fase aguda de la rehabilitación (104).

1.5.1.3. Técnicas de inmovilización

Las técnicas de inmovilización que se aplican en la fase aguda de la lesión para la protección de la articulación, tienen además la función de facilitar la cicatrización del ligamento dañado. Por este motivo, el nivel de restricción debe ir acorde al grado de lesión producido. Las técnicas de inmovilización para esguinces de grado I y II pueden disponer de elementos elásticos; sin embargo, en esguinces de grado III, en los que se opte por tratamiento conservador, la inmovilización debe ser estricta, por lo que los componentes de la técnica a aplicar no serán elásticos (138).

En lesiones de ligamentos de tobillo leves - moderadas, es decir de grado I y II, la protección contra el movimiento de inversión de tobillo es importante. En la fase de proliferación se produce un crecimiento vascular y un aumento de fibroblastos y de colágeno. La prevención de la puesta en tensión del ligamento que se está rehabilitando se indica para evitar la formación de colágeno débil tipo III, que contribuiría al alargamiento crónico del ligamento. Si se controla la tensión del ligamento en esta fase de la rehabilitación, se promueve la correcta orientación de las fibras de colágeno. Este recurso se puede complementar con técnicas de movilidad articular y refuerzo muscular para evitar los efectos nocivos de la inmovilización. La inmovilización funcional en estos casos dependerá de los criterios de aplicación del fisioterapeuta y de la tolerancia del paciente a estas técnicas de vendaje funcional u ortesis de tobillo (140).

En el tratamiento de lesiones moderadas de los ligamentos del tobillo, los criterios de inmovilización prolongada inicial y tratamiento funcional precoz, suscitan cierta controversia. En un estudio realizado por Kerkhoffs en el 2002 (137), se concluye que el tratamiento funcional produce mejores resultados que el tratamiento con inmovilización, en el periodo de tiempo que transcurre desde la lesión hasta las 4-6 semanas posteriores. Sin embargo, muchos de los estudios presentan deficiencias metodológicas, de manera que si se analizan los resultados obtenidos sin tener en cuenta estos estudios, las diferencias entre un periodo inicial largo de inmovilización y un periodo inicial breve de inmovilización complementado con tratamiento funcional, no son significativas (113).

En relación a lesiones severas en ligamentos de tobillo hay evidencia que defiende la inmovilización estricta por debajo de la rodilla durante un periodo corto

de 10 días. Su objetivo es tratar la inflamación y el dolor que refiere el paciente durante la fase de curación biológica del ligamento. Sin embargo, en fases posteriores de proliferación y remodelación ligamentosa, la inmovilización estricta ya no presenta beneficios. En estas fases se requiere estrés funcional para la remodelación del tejido conjuntivo. El estrés funcional se produce por el estiramiento controlado del ligamento que se está recuperando y para ello es necesaria la movilidad articular. Cabe añadir que un periodo largo de inmovilización afecta a estructuras cercanas de la extremidad lesionada, debilitando la musculatura y reduciendo la elasticidad de la cápsula y otros ligamentos del tobillo. Por estos motivos, en el tratamiento conservador de la lesión severa de los ligamentos de tobillo, en la que no se detecta lesión ósea asociada, el periodo de inmovilización estricta está indicado en los primeros 10 días (109,130,138).

1.5.1.4. Terapia manual

La eficacia de técnicas de terapia manual en la fase aguda de la lesión de ligamentos de tobillo, en relación a la disminución de dolor, mejora de la amplitud de movimiento y mejora de la funcionalidad es defendida por varios estudios (128,141-143). Estas técnicas se basan en la restauración de la movilidad articular para los movimientos principales e incluso para los pequeños movimientos de rodamiento y de deslizamiento que facilitan a los anteriores. Sin embargo, la dosis necesaria de tratamiento mediante terapia manual en la lesión de ligamentos de tobillo es un aspecto variable, según los estudios anteriormente referenciados.

1.5.1.5. Movilización funcional y terapia activa

La evidencia científica sugiere que la movilización funcional temprana disminuye el tiempo de baja laboral y/o deportiva del paciente en comparación con un periodo inicial de reposo absoluto (113). También se ha observado que la combinación de ejercicios de balance articular, durante la primera semana, con movilización funcional adaptada al grado de lesión producida, proporciona beneficios aún mayores en la fase de vuelta a la actividad deportiva. De manera que la fase de trabajo activo con resistencia está indicada en función de la tolerancia del paciente, en términos de dolor (144).

La terapia activa en la rehabilitación de la lesión de tobillo se centra en ejercicios de fortalecimiento y ejercicios propioceptivos. Hay evidencia que respalda la realización de este entrenamiento activo durante la rehabilitación, para la reducción de lesiones en extremidad inferior. Debido a la propia lesión y al reposo e inmovilización la musculatura relacionada con el tobillo se debilita y se atrofia. La terapia activa se centra en tonificar la musculatura responsable de los movimientos del tobillo. En fases iniciales, para garantizar el control de la articulación, se ejercita en acciones isométricas. A medida que el balance articular mejora, de acuerdo con la reparación de los tejidos, se incluyen los ejercicios en acciones dinámicas tanto en concéntrico como en excéntrico. Paralelamente, es necesaria la activación y el refuerzo de la musculatura en su acción estabilizadora activa, principalmente de la musculatura peronea, solicitando acciones en tiempos de respuesta muy cortos y a menudo en contracciones excéntricas. Los ejercicios de esta musculatura estabilizadora activa tienen también un papel preventivo. Así, se ha observado que estos ejercicios como parte de un calentamiento durante una sesión de ejercicio físico, reducen el riesgo de sufrir lesiones durante la actividad (145-148).

1.5.1.6. Entrenamiento propioceptivo

El control articular se ve afectado durante las 4 semanas posteriores a la lesión de ligamentos del tobillo, afectando a toda la extremidad e incluso, aunque en menor medida, a la extremidad sana. Así, se manifiesta principalmente como una disminución del equilibrio en apoyo monopodal. Desde este punto de vista, el déficit de control articular es una consecuencia de la lesión de ligamentos del tobillo.

Durante la rehabilitación se emplean técnicas propioceptivas que utilizan ejercicios de equilibrio para la estimulación sensoriomotriz (92,149-153). Dicho entrenamiento del equilibrio tras la lesión va dirigido a la restauración de las vías aferentes y eferentes del sistema nervioso central y periférico, alteradas como consecuencia de la lesión ligamentosa. Se trata de provocar adaptaciones neuronales y esto es posible gracias a la plasticidad del sistema nervioso (154,155). Sin embargo, la dosis necesaria para producir el efecto de estimulación y reducir el riesgo de lesiones es un aspecto difícilmente cuantificable. Hay

algunos autores que han registrado mejoras en el equilibrio a los tres días de realizar ejercicios de propiocepción; pero para mejorar la evidencia en este aspecto serían necesarios estudios de cohorte prospectivos en los que constara un registro del nivel de equilibrio del paciente previo a la lesión, para contrastarlo con las mejoras registradas durante la intervención después de la lesión. Cabe añadir que hay muchas variables que inciden sobre el equilibrio, por lo que aún es más difícil medir los efectos de la mejora producida por su entrenamiento (152,156). Aun así, hay evidencia suficiente para indicar que el entrenamiento propioceptivo produce la estimulación de las vías aferentes y eferentes, una mejora del control postural y una reducción de las recidivas. Por todo ello, es una técnica a tener en cuenta en la rehabilitación de la lesión de ligamentos de tobillo (153,154,156-158).

La dificultad principal que se encuentran los profesionales, que tratan a pacientes y deportistas con este tipo de necesidades, es la de mantener la adherencia al tratamiento cuando los signos y síntomas mejoran o cuando no se aprecia sintomatología evidente. El riesgo de no finalizar un programa de rehabilitación de manera integral es el de no realizar la parte de terapia activa propioceptiva, que aumenta en volumen y exigencia hacia la parte final de la rehabilitación. Esta circunstancia dificulta la mejora del control neuromuscular y del equilibrio, necesarios para reducir el riesgo de sufrir una nueva lesión (94,159-161). En este sentido, las técnicas de entrenamiento propioceptivo juegan un importante papel, tanto a nivel terapéutico como preventivo.

A nivel preventivo, diversos estudios muestran que deportistas con antecedentes de lesión de tobillo que realizaron un entrenamiento del equilibrio, posteriormente registraron menos lesiones que el grupo que no realizó este tipo de ejercicios (162,163). Sin embargo, este efecto preventivo en deportistas sin antecedentes de lesión no es concluyente, probablemente por el tamaño de la muestra valorada en los estudios relacionados con estas técnicas (140). Es necesario valorar esta información de manera que se pueda aplicar todo este conocimiento en la rehabilitación de un deportista. La falta de evidencia no significa que la técnica a aplicar no realice ningún efecto, sino que su efecto no está demostrado. Hay evidencia de que tras la lesión de los ligamentos del tobillo se produce una disminución de las funciones propioceptivas, que se expresan tanto en un

aumento del tiempo de respuesta de musculatura peroneal y dorsiflexora, como en un déficit en el control de la oscilación articular. Ambos aspectos inciden negativamente en el equilibrio, que es un factor relacionado con la lesión de tobillo (140).

1.5.1.7. Otras técnicas

La aplicación de otras técnicas en la rehabilitación de la lesión de ligamentos laterales del tobillo, como son la terapia con ultrasonidos y con oxígeno hiperbárico, no presentan evidencia que demuestre su eficacia, según estudios de revisión realizados en el 2002 (164) y en el 2005 (165) respectivamente.

1.6. La inmovilización funcional

La aplicación en deportistas de técnicas de inmovilización funcional, como el vendaje funcional o la ortesis de tobillo, es un recurso frecuente para la limitación del movimiento articular, tanto con objetivo preventivo como terapéutico (111). La exigencia física de los deportistas se incrementa de manera proporcional al nivel de práctica y de competición; es decir, cuanto más alto es el rendimiento mayores son las necesidades. Por este motivo, se aplican distintos recursos para mejorar la prevención y acelerar la recuperación, encontrándose entre ellos las técnicas de inmovilización funcional.

El criterio de aplicación del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo en el deportista está condicionado por, entre otros factores, la viabilidad, autonomía, coste y adaptación del deportista a un sistema de inmovilización determinado (166,167).

La aplicación preventiva de las técnicas de inmovilización funcional responde a la necesidad de evitar que el deportista realice el movimiento articular que puede conllevar una la lesión de los ligamentos del tobillo (15). Un estudio de revisión publicado por Olmsted en el 2004 (167), analiza ocho artículos relacionados con el tema, y concluye que ambas técnicas de inmovilización funcional son efectivas en la prevención de la lesión de ligamentos de la articulación del tobillo; destacando además que en deportistas con antecedentes de lesión la eficacia es aún mayor que en deportistas sin antecedentes previos.

La aplicación terapéutica de las técnicas de inmovilización funcional durante el proceso de rehabilitación responde a la necesidad de protección de las estructuras dañadas. Las propiedades mecánicas de los distintos sistemas de inmovilización determinan el criterio principal de su aplicación en la rehabilitación de la lesión de los ligamentos. Varios autores han descrito la capacidad de limitación de la movilidad de la articulación de tobillo de estas técnicas, e incluso han estudiado otras propiedades que se presentan más adelante (168,169).

1.6.1. Tipos de inmovilización funcional

Las técnicas de inmovilización funcional engloban gran variedad de recursos que permiten adaptarse a las necesidades de la lesión y del paciente. En el ámbito deportivo, por su frecuente aplicación tras la lesión de ligamentos de la articulación del tobillo, destacan el vendaje funcional y la ortesis de tobillo.

El vendaje funcional de la articulación del tobillo, en su aplicación preventiva, tiene como referencia el vendaje funcional preventivo de tobillo que propuso Neiger en 1990 (170). Sobre la estructura que propone, en la que se diferencian una capa de protección de la piel, tiras de anclaje, tiras activas, tiras de cierre y tiras de refuerzo, se han creado múltiples adaptaciones con variedad de materiales. Diversos estudios han analizado y comparado las propiedades de los distintos componentes con las de las ortesis (167,168,171,172).

El material que predomina en la composición de los diferentes tipos de vendaje funcional preventivo en la articulación del tobillo es el tape. Se trata de una venda no elástica y adhesiva, con una anchura generalmente comprendida entre 3,75 y 4 centímetros (170,173).

Varios autores han desarrollado variantes del vendaje funcional ya mencionado en la versión no elástica, es decir, compuesto íntegramente por tape. Algunos de ellos, para mejorar la adherencia y mejorar las propiedades del vendaje, prescindieron de la capa previa de protección de la piel. Sin embargo, la mayoría emplearon protección de la mayor parte de la superficie de la piel cubierta por el vendaje. La variable más analizada en estos estudios es la capacidad de limitación de la amplitud de movimiento del tobillo, aunque también analizaron otros aspectos, como los relacionados con el desgaste que sufre el vendaje, los efectos sobre el rendimiento deportivo y los efectos sobre el equilibrio. La mayoría de estos estudios se realizaron en sujetos sanos; sin embargo, también se han realizado en personas con inestabilidad de tobillo y, en algún caso, también se han analizado las propiedades del vendaje en su uso en cadáveres, adaptando las variables a analizar al tipo de participante que formó su muestra. (114,166,174-176).

En deporte, es menos frecuente la aplicación del vendaje funcional preventivo de tobillo en la versión elástica, es decir, compuesto íntegramente por venda elástica

adhesiva. Este tipo de venda tiene elasticidad generalmente en sentido longitudinal y ofrece cierta versatilidad, puesto que dependiendo de la tensión con la que se aplique puede actuar limitando progresivamente el movimiento a evitar o, si se aplica con elevada tensión, actuar como el tape, provocando una limitación más rígida del movimiento (170,177).

Según Abián (178,179), las características físicas de las vendas vienen determinadas por su elasticidad y por su resistencia a la tracción. Así, comparando las vendas no elásticas y las elásticas observó que la capacidad elástica en el punto de máxima tensión era de 6,8% y 69,3% respectivamente. En relación a la resistencia a la tracción observó que la venda elástica de 6 centímetros de ancho soportó una fuerza máxima de 402,5 N (newtons), mientras que la venda no elástica de 4 centímetros de ancho soportó una fuerza máxima de 210,9 N. Estas diferencias eran atribuibles a la distinta anchura y grosor del tejido entre las dos vendas. Por ello, se analizó también la tensión (fuerza por unidad de superficie) máxima que podían soportar, obteniendo tensiones de 7,06 MPa (megapascales) y de 20,28 MPa respectivamente para la venda elástica y la no elástica.

Estos datos sugieren plantear una estrategia de vendaje combinado entre materiales elásticos y no elásticos. Teniendo en cuenta que ofrece más resistencia la venda no elástica, pero que esta característica pierde mucho valor si el vendaje pierde adhesividad y se desengancha de la piel, se valora la composición mixta del vendaje preventivo de tobillo, con el fin de aprovechar las mejores características de cada material. Hay algunos autores que han llevado a estudio vendajes preventivos de composición mixta entre vendas elásticas y no elásticas, valorando la amplitud de movimiento que son capaces de limitar, el desgaste que sufren y cómo afectan al rendimiento. (180-182).

Sin embargo, la capacidad de adhesividad se pierde durante el ejercicio físico, según el desgaste (179,183). Esta pérdida de adhesividad se puede disminuir si los anclajes del vendaje, así como sus cierres, se realizan con material elástico. A pesar que en la venda elástica adhesiva se ha determinado una menor resistencia a la tracción, la experiencia clínica muestra que las tiras de anclaje no suelen sufrir fuerzas de tracción tan elevadas como para romperse, ya que antes que esto se produzca estas tiras se desenganchan, por lo que la acción de las tiras

activas se ve disminuida notablemente. Cuando estas tiras de anclaje sufren la tracción transferida por las tiras activas durante la realización del movimiento lesivo, la capacidad elástica de la piel, hace que la venda elástica de anclaje modifique levemente su dirección en sentido vertical, lo que permite que su capacidad de elongación longitudinal entre en acción, manteniendo esta tira adherida a la piel, y así la tira activa de tape realiza mejor su función. La descripción de la estructura y composición de un vendaje funcional preventivo de la articulación de tobillo que se analiza en este estudio se desarrolla más adelante.

La ortesis de tobillo es un recurso muy extendido en la práctica deportiva. Actualmente el deportista dispone de una gran variedad de ortesis en el mercado. Hay numerosos modelos en función del material de que están hechas: tejido elástico, tejido no elástico, con materiales semirrígidos, con materiales rígidos y/o combinando tejidos y materiales, de manera similar a la combinación de vendas que se realiza en el vendaje funcional preventivo mixto de la articulación de tobillo. A continuación, destacamos algunas de las ortesis de tobillo seleccionadas según su estructura y composición.

Las ortesis compuestas por materiales semirrígidos y rígidos, que se muestran en la Figura 7, se caracterizan por una sujeción mediante velcro que comprime tercio medio y distal de tibia y peroné, realizando mínima cobertura de la superficie del pie. Su acción estabilizadora es principalmente para movimientos laterales, limitando la pronación y supinación. Los 2 modelos permiten el movimiento de flexión plantar y dorsal, el primero por el material semirrígido plástico en planta del pie que se extiende sólo por cara plantar de calcáneo; mientras que el segundo, que se extiende hasta línea media plantar de huesos metatarsianos, permite el movimiento gracias a un eje que simula el eje bimaleolar anatómico.



Figura 7. Modelos Ankle Volt ® y Aircast Standard ® Fuente: Rehabmedic

Las ortesis de compresión, como se muestra en la Figura 8, se caracterizan por su composición en tejido elástico principalmente, la primera en textil y la segunda en neopreno. La primera realiza una acción de estabilización por compresión global, de manera que por trazos y refuerzo del tejido puede incrementar su acción en la zona maleolar. Cubre desde tercio medio y distal de tibia y peroné hasta línea metatarsal distal. La segunda ofrece una estabilización por compresión en zona maleolar, de manera más selectiva que la anterior, y permite ajustar la compresión por ajuste de velcro. Su cobertura es menor a la anterior, abarcando de la zona maleolar a línea metatarsal proximal.



Figura 8. Modelos Donjoy Malolax ® y Ankle Band-it ®. Fuente: Rehabmedic

Las ortesis con cordaje están compuestas principalmente por tejido no elástico. Su acción estabilizadora es por compresión global del tobillo. Los dos modelos que se muestran en la Figura 9 disponen de ajuste de la compresión por cordones, aspecto que permite su reajuste y así evitar que disminuya su acción. Realizan una cobertura desde tercio distal a tercio medio de los huesos metatarsianos, para reducir la limitación de los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. La ortesis Swede-O Inner Lok 8 incluye unas tiras internas que simulan el refuerzo en forma de 8 que se realiza en la estructura del vendaje funcional preventivo de tobillo.



Figura 9. Modelos Mueller Tobillera ATF2 ® y Swede-O Inner Lok 8 ®. Fuente: Rehabmedic

Varios autores han analizado la efectividad de las ortesis en relación a la capacidad de limitación de la movilidad de tobillo, y algunos concluyen que son eficaces en este aspecto (182,184-186). Otros estudios han analizado los efectos sobre el rendimiento físico del deportista a través de la ejecución de diversas pruebas y tests físicos, obteniendo conclusiones diversas, incluso en los que valoraron variables físicas similares. Ello probablemente es debido a la diversidad de pruebas que se emplearon como herramienta para medir una misma variable (176,187-189).

Además de los estudios que han comparado las propiedades entre distintos vendajes y entre distintas ortesis, también se han realizado estudios comparativos entre ambos métodos de inmovilización, vendaje y ortesis, para determinar cuál

es el más indicado. Para valorar su eficacia, la variable más estudiada, ha sido su capacidad para limitar la movilidad de la articulación del tobillo. Los resultados obtenidos son diversos, aunque predominan los estudios que indican que el vendaje funcional preventivo tiene mayor capacidad de limitación de la movilidad de tobillo que la ortesis (172,190-192).

Los beneficios de las técnicas de inmovilización, a pesar de la diversidad de resultados, avalan el uso tanto del vendaje funcional como de las ortesis de tobillo. Sin embargo, independientemente de la técnica de inmovilización funcional aplicada, o del objetivo de su aplicación, preventivo o terapéutico, no se recomienda su uso permanente, ni su uso como técnica aislada. Además, se aconseja que sea bajo prescripción de un profesional.

La aplicación sistemática de las técnicas de inmovilización como técnica aislada puede generar efectos adversos relacionados con el control articular, la movilidad articular y la sensibilidad cutánea, así como aumentar el riesgo de sufrir nuevas lesiones. La inmovilización funcional, ya sea por compresión en el caso de la ortesis o por adhesión y compresión como es el caso del vendaje funcional, realizan una limitación de la movilidad articular durante el tiempo de aplicación. Por el efecto de esta acción, el control de la estabilización se ve reforzado temporalmente y la acción estabilizadora activa de la musculatura se ve facilitada. Hay autores que defienden que, para evitar que este sistema de estabilización activa de la articulación del tobillo acostumbre al deportista a este soporte extra, es necesario realizar ejercicios propioceptivos, con el fin de compensar esta estimulación neuromuscular (170,181,193). En relación a la alteración en la movilidad articular, hay estudios que determinaron una mayor movilidad articular después de retirar la inmovilización funcional, posiblemente relacionada con el argumento anterior y con el aumento de temperatura local que se produce en la superficie del tobillo y pie que queda cubierta (170,183). Además, la capa superficial de la piel, durante la aplicación de la ortesis y el vendaje, ve disminuida su transpirabilidad, aspecto que incrementa la humedad local y la hace más sensible a ser dañada. En el caso de los vendajes este aspecto se incrementa por el efecto de las sustancias adhesivas que contactan en la piel a través de los anclajes, siendo las zonas en las que más tracción se genera. Cabe añadir, que en un plano subyacente al cutáneo, pero también superficial, se encuentran

receptores sensitivos que proporcionan información al sistema nervioso de compresión y estiramiento de la piel, entre otras. Dicha información se transmite al sistema nervioso central para preparar la respuesta necesaria ante una posición de riesgo. El continuo estímulo de estos receptores puede modificar su umbral por lo que, recién retirada la inmovilización, hay un periodo de tiempo en el que es posible que los estímulos captados proporcionen una información alterada (194-196).

1.6.2. **Propiedades de la inmovilización funcional**

Las propiedades mecánica, exteroceptiva, propioceptiva y psicológica son cualidades reconocidas con mayor frecuencia en la literatura a los vendajes funcionales. Sin embargo, debido a la gran variedad de ortesis actuales, se dispone de modelos similares en estructura al vendaje preventivo de tobillo, por lo que se puede asumir que tienen propiedades en común con éste.

La propiedad mecánica se considera la capacidad de estas técnicas de limitar la movilidad de la articulación del tobillo. Los años de investigación en este campo y la demanda por parte del deportista han permitido desarrollar gran variedad de vendajes funcionales y de ortesis que pueden desempeñar esta función, hasta el punto de limitar de manera selectiva algunos movimientos. Esta propiedad tiene el fin de ofrecer al deportista una protección de las estructuras estabilizadoras de la articulación del tobillo, tanto para evitar su lesión como para facilitar su reparación en la fase de recuperación, afectando en el menor grado posible a su funcionalidad. Los ligamentos laterales del tobillo durante el movimiento de inversión se estiran y ponen en tensión para limitar grandes amplitudes. La tensión que pueden soportar es de unos 297 N, en el caso del ligamento peroneoastragalino anterior, y de 598 N, en el caso del ligamento peroneocalcáneo (197). La capacidad de resistencia de tensión del tape, como valor de referencia en una marca determinada analizada por Abián, es de 210 N (178,179). Se aprecia una resistencia del refuerzo externo inferior a la de los propios ligamentos, por lo que no se puede atribuir toda la efectividad de la inmovilización al efecto mecánico. Por tanto, la propiedad mecánica de la

inmovilización funcional debe reforzar la resistencia pasiva de los ligamentos y musculatura, pero no sustituirla (168,198).

En cuanto a la propiedad exteroceptiva, precisa de una adhesión directa del sistema de inmovilización a la piel, por lo que es un factor diferencial entre vendajes funcionales y ortesis. Así, el movimiento que pone en tensión las tiras activas del vendaje funcional, hace que la piel sobre la que están adheridos los anclajes también se tense, debido a la transmisión entre tiras activas y anclajes. Esta tensión estimula los receptores cutáneos que, a su vez, envían la información necesaria para ajustar la respuesta de la musculatura estabilizadora activa (170).

La propiedad propioceptiva se produce por el efecto de compresión que ejercen las técnicas de inmovilización, por lo que es una propiedad común a vendajes funcionales y ortesis. El estímulo producido por la compresión refuerza la información de posición de la articulación en el espacio, así como la información relacionada con sensación de movimiento y de resistencias externas, componentes del control propioceptivo que hacen que mejore la percepción del deportista sobre su articulación. Es la propiedad que complementa principalmente a la propiedad mecánica (107,170,199).

Para finalizar, la propiedad psicológica hace referencia a la sensación de comodidad y estabilidad que proporcionan las técnicas de inmovilización funcional (170). Estas sensaciones positivas las refieren deportistas con algún tipo de déficit temporal o crónico, en los cuales se puede llegar a crear una sensación de necesidad. Esta necesidad debe ser controlada mediante un trabajo complementario de refuerzo muscular y propiocepción, para evitar que se genere dependencia.

1.6.3. **Acciones de la inmovilización funcional**

La propiedad mecánica de las técnicas de inmovilización funcional está directamente relacionada con la capacidad de limitar la movilidad de la articulación de tobillo, con el fin de proteger principalmente la integridad de sus ligamentos.

Son varios los autores que han analizado la capacidad de limitación del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo, de manera estática a través de goniometría, o bien, de manera dinámica a través de sistemas de captura de imagen (174,175,182,192). Predominan los estudios que analizan esta acción en vendajes funcionales, sobre los que la analizan en ortesis. Así mismo, predomina la medición de los movimientos de inversión, eversión, flexión plantar y flexión dorsal en estático, que en dinámico (171,176,190,200). En acciones dinámicas los resultados son diversos, dependiendo de la actividad estudiada. Por ejemplo, en la marcha y la carrera se determinó que, con la aplicación de vendaje funcional, la movilidad de la articulación del tobillo se ve reducida e incluso se determinó en qué fases de la marcha se producía dicha limitación de movilidad (190,201). Durante la carrera en sprint, otro estudio concluyó que el vendaje funcional no reduce la movilidad en flexión plantar y flexión dorsal (174). En la medición dinámica en gestos técnicos como el cambio de dirección, se apreció que la acción del vendaje funcional es eficaz en la limitación de la inversión de tobillo en la fase de frenado (202).

Las técnicas de inmovilización funcional sufren desgaste como consecuencia de la práctica del ejercicio físico, disminuyendo su capacidad de limitación de la movilidad del tobillo. Hay estudios que observaron que el mayor descenso de las propiedades mecánicas del vendaje funcional se producía entre los 10 y 20 minutos de realizar ejercicio físico (176,177,203). En otro estudio, se apreció una disminución de la restricción de la inversión medida de manera pasiva en reposo de un 48% después de 30 minutos de ejercicio intenso; sin embargo, en la medición dinámica realizada por los mismos autores en el gesto de cambio de dirección tras 30 minutos de ejercicio intenso, se apreció que desaparecía la disminución inicial de la inversión (202). Esto puede ser debido a las características físicas de los materiales que componen ambos sistemas de inmovilización, a la relación con el tobillo y pie del deportista, a las características físicas del deportista e incluso a la actividad que se desarrolle.

Hay estudios que han analizado este desgaste en deportes como el fútbol, el voleibol, el fútbol americano y el squash (203-205), por lo que se considera necesario conocer la pérdida de eficacia, antes, durante y después del ejercicio, de manera específica para cada deporte, con el fin de poder detectar el momento

en el que es necesario reforzar el vendaje funcional o ajustar el cordaje de la ortesis.

También se ha estudiado la acción de las técnicas de inmovilización funcional sobre el equilibrio, ya sea mediante el uso de plataformas de fuerza o mediante tests o pruebas que requieren material menos sofisticado. Los resultados obtenidos muestran que es un tema todavía en controversia. Mientras que Paris (166) no apreció diferencias significativas en el equilibrio estático y dinámico entre la ejecución con y sin vendaje funcional; Benel y Goldie (206) observaron un efecto negativo del vendaje funcional sobre el equilibrio estático en apoyo monopodal. En otro estudio que analizó una ortesis, se concluyó que ésta mejoraba el control postural, medido a través del recorrido del centro de presiones (207).

Otro efecto del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo ampliamente estudiado, es el relacionado con la funcionalidad del deportista, dado que condiciona su rendimiento.

En relación la acción del vendaje funcional, predominan los estudios que analizan sus efectos en la ejecución de saltos y de circuitos. La metodología aplicada es diversa, así como las pruebas que se emplean a modo de herramientas para su análisis, motivo por el cual se asumen las discrepancias en los resultados. Por un lado, en el caso de la carrera o desplazamientos se han empleado las pruebas: salto vertical, salto horizontal, lanzamiento en salto, amortiguación máxima y amortiguación rígida. Para el análisis de aspectos relacionados con carrera y desplazamientos se emplearon las siguientes pruebas: 10 yardas carrera lanzada, 40 yardas sprint, 50 yardas velocidad, Test de agilidad SEMO, recorrer distancias cortas, carrera de agilidad y circuito de desplazamientos. Algunos de estos estudios concluyen que el vendaje funcional no influye en el rendimiento, mientras que otros determinan que el efecto del vendaje funcional sobre el rendimiento es adverso. En cualquier caso, no se han observado mejoras en el rendimiento por efecto del vendaje funcional en ninguno de estos estudios (166,176,187,202,206,208,209).

La acción de la ortesis sobre la funcionalidad del deportista, a través de la valoración de su rendimiento, ha sido analizada por diversas pruebas y tests. Las pruebas empleadas en estudios de análisis de la influencia del salto son: salto

vertical, salto horizontal y salto con tiro en baloncesto. Para el análisis de aspectos relacionados con la carrera y desplazamientos se emplearon las siguientes pruebas: carrera de agilidad de 9,14 metros, carrera de velocidad de 36,58 metros, velocidad en 40 metros, carrera de agilidad en forma de ocho, velocidad en 24,38 metros, carrera de agilidad en 12,19 metros, velocidad y carrera submáxima, carrera de agilidad en 18,28 metros, test de agilidad y velocidad en 45,72 metros. Se produce una situación similar a la del análisis de la acción del vendaje funcional, presentándose también una gran diversidad de resultados. La mayoría de estudios concluyen que la ortesis no influye en el rendimiento en test de salto vertical, salto horizontal, carreras de agilidad y carreras de velocidad. En menor medida, concluyen que la ortesis tiene un efecto adverso sobre estos tests (166,176,187-189,210).

La controversia generada, por la diversidad de conclusiones relacionadas con la acción del vendaje funcional y de la ortesis sobre el equilibrio, invita a continuar investigando. Son necesarios, pues, nuevos estudios que analicen el efecto sobre la funcionalidad mediante pruebas y protocolos validados, que garanticen su reproducibilidad, aplicados a un determinado deporte.

1.6.4. **Vendaje funcional y ortesis de tobillo**

De la variedad de técnicas de inmovilización funcional descritas y que ofrece el mercado, se destaca el vendaje funcional preventivo y la ortesis de tobillo con cordaje.



Figura 10. Vendaje funcional y ortesis de tobillo.

Fuente: archivo personal

El vendaje funcional preventivo de tobillo tiene una estructura general, sobre la cual se han descrito variaciones tanto en algunos componentes como en materiales empleados. El vendaje funcional se compone de una venda de protección de la piel, anclajes, tiras activas, cierre y un ocho de refuerzo. La capa de venda que se coloca para la protección de la piel es de *pretape*, una venda no adhesiva, elástica y muy porosa. La capa de *pretape* cubre gran parte de la piel que quedará cubierta por el vendaje, para protegerla de la sustancia adhesiva del *tape* y para evitar rozaduras. Los anclajes son tiras circulares de venda adhesiva que delimitan proximal y distalmente la longitud del vendaje. Estas tiras deben colocarse de manera que parte del ancho de la venda esté adherida a la piel y la otra parte adherida a la capa protectora de *pretape*. Su función es la de proporcionar soporte a las tiras activas cuando estas generen tracción. Las tiras activas requieren de venda adhesiva no elástica y se colocan sistemáticamente alternando su orientación. Tienen la función de limitar la movilidad del tobillo y especialmente la movilidad del gesto lesivo. Se colocan a ambos lados de la articulación del tobillo con una tensión simétrica para no alterar la funcionalidad y limitar de manera analítica el gesto lesivo. Esta capacidad de limitación de la movilidad dependerá tanto de la resistencia mecánica del tejido del que están hechas las tiras, como de la resistencia de su adhesión a las tiras de anclaje. Para garantizar este último factor, están las tiras de cierre del anclaje. Son tiras que deben colocarse solapando su posición a las tiras de anclaje inicial, de manera que entre ambas quedan los extremos de las tiras activas. El resto del cierre del vendaje se realiza con *tape* y mediante tiras circulares individuales. Se colocan de manera que se van solapando en la mitad aproximada del ancho de la tira anterior, para proporcionar una compresión homogénea por toda la superficie del vendaje. Parcialmente queda sin cubrir el calcáneo, para permitir mejor movilidad de este en los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. Sobre las tiras de cierre del vendaje se aplica la tira de refuerzo con *tape*. Esta tira describe un recorrido simétrico, en forma de 8, que recorre lateral, plantar y anteriormente la articulación del tobillo, con la función de incrementar la acción de limitación. La aplicación de esta técnica de vendaje de tobillo requiere de formación y entrenamiento, para garantizar el dominio del fisioterapeuta en la determinación

de la tensión adecuada de las tiras de venda que lo componen. El vendaje debe ser capaz de limitar el movimiento de inversión, permitiendo la funcionalidad de la articulación y evitando el compromiso de estructuras vasculares y nerviosas que se han descrito en el apartado de anatomía del complejo articular del tobillo.



Figura 11. Vendaje funcional preventivo de tobillo.

Fuente: archivo personal

De las ortesis de tobillo, por similitud estructura, se destaca el modelo Swede-O Inner Lok 8. Se trata de un modelo mayoritariamente de composición de nylon, que es un tejido no elástico. Su estructura es comparable a la del vendaje funcional preventivo mixto, ya que la superficie que cubre es similar, consta de cordaje para realizar un ajuste de la compresión equiparable a la función de las tiras activas y de cierre del vendaje funcional, y dispone de unas tiras internas al cordaje que realizan una acción de refuerzo similar a la tira en forma de 8 del vendaje preventivo. Tiene una tira anterior de neopreno a modo de lengüeta que tiene la función de protección de la cara anterior del tobillo y pie. El fabricante del modelo presenta diferentes tallas, adaptadas a tallaje europeo, para garantizar la correcta adaptación de la ortesis al tobillo y pie del deportista:

- La talla XXS corresponde al número de pie del 31 al 33.
- La talla XS corresponde al número de pie del 33,5 al 37.
- La talla S corresponde al número de pie del 37,5 al 40.
- La talla M corresponde al número de pie del 40,5 al 43.

- La talla L corresponde al número de pie del 43,5 al 45,5.
- La talla XL corresponde al número de pie del 46 al 48.
- La talla XXL corresponde al número de pie del 48,5 en adelante.

Su estructura no la condiciona en lateralidad, por lo que sirve para ambos pies y tiene un peso bruto reconocido por el fabricante de 180 gramos.



Figura 12. Ortesis de tobillo, modelo Swede O Inner Lok. Fuente: archivo personal

La variabilidad de intensidad y desplazamientos del baloncesto también influye, como se analiza en este estudio, sobre las técnicas de inmovilización funcional que se emplean para prevenir y tratar lesiones de tobillo.

1.7. **Medición de la inversión de tobillo**

En la recuperación de la lesión de ligamentos del tobillo es importante la recuperación de la amplitud de los movimientos de la articulación, incluso del movimiento de inversión que pone en tensión el ligamento lateral externo. Para el control de esta evolución es necesario un seguimiento del balance articular durante todo el proceso de rehabilitación.

El complejo articular del tobillo dispone de movimientos en los 3 planos del espacio, los cuales permiten la correcta orientación de los segmentos óseos y la adaptación de la planta del pie a las distintas superficies de apoyo. En este conjunto de articulaciones se destaca la función coordinada de la articulación tibioperoneoastragalina y la articulación subastragalina. Los movimientos de la articulación del tobillo son la flexión plantar y dorsal que se realizan en el eje transversal, la aducción y abducción que se realizan en el eje longitudinal de la pierna y, por último, la pronación y supinación que se realizan en el eje longitudinal al pie. En acciones funcionales es común que estos movimientos no se realicen de manera aislada. La combinación de estos movimientos permite la inversión y la eversión. La inversión está formada por flexión plantar, aducción y supinación, mientras que la eversión la forman la flexión dorsal, la abducción y la pronación. Los movimientos combinados de inversión y eversión se realizan alrededor del eje de Henke, que forma un ángulo de 42° con el plano transversal y de 16° con el plano sagital (29,34,38,40).

La amplitud de movimiento de inversión y de eversión del tobillo está condicionada a las amplitudes de los movimientos que los componen; motivo por el que, en literatura científica, existe mucha variabilidad en las amplitudes reconocidas para estos movimientos.

1.7.1. **Instrumentos y métodos de medición**

Un recurso frecuente empleado para la medición articular en extremidad inferior es la goniometría. La herramienta necesaria es un goniómetro de barras universal, que está formado por 2 barras que se alinean con el eje longitudinal de los segmentos que forman la articulación a medir y el eje articulado que une las 2

barras se coloca sobre el eje del movimiento a medir en la articulación. Hay diversos estudios que analizan la fiabilidad de este tipo de medición, que está condicionada por muchos factores como el tipo de movimiento que se pretende medir, el protocolo de la técnica empleada e incluso la anatomía del paciente. Estos argumentos fueron planteados en un estudio de revisión realizado por Gajdosik ya en 1987 (211), en el que concluyó que era necesaria la estandarización de métodos de medición goniométrica. En este sentido, Elveru en 1988 (212), en un estudio de fiabilidad de medición articular del tobillo por goniometría determinó una fiabilidad intraobservador, sin embargo la fiabilidad entre observadores obtuvo unos resultados muy bajos. Con el paso del tiempo, la investigación en este campo no se detuvo y se destacan 2 estudios realizados en el 2006 por Verturni (213) y Menadue (214). En el primero se presentó un método de medición goniométrica aplicable también a medición con inclinómetro para la flexión dorsal del tobillo, en el que se determinó una fiabilidad entre moderada y alta, intraobservador y entre observadores, obteniendo mejores resultados la medición con inclinómetro que con goniómetro. Este estudio presentó la opción de combinar métodos de medición goniométrica con inclinómetro, que podían mejorar la fiabilidad y la precisión de las mediciones. En el estudio de Menadue se analizaron 2 métodos de medición goniométrica de inversión y eversión de tobillo, uno en sedestación con medición en cara anterior de la articulación, y el otro en decúbito prono con medición en cara posterior de la articulación. Se determinó una fiabilidad intraobservador entre moderada y alta, ofreciendo mejores resultados la medición en sedestación, y una fiabilidad baja-moderada entre observadores. En este mismo estudio, se analizó la precisión de estos sistemas de medición mediante la comparación de las mediciones goniométricas con mediciones realizadas con el 3SPACE Fastrak electromagnetic tracking system, instrumento empleado en un estudio anterior, que hizo la función de gold standard (214,215).

El estudio de Menadue presenta una evolución positiva en los sistemas de medición goniométrica, aunque insuficiente. Por otro lado, muestra limitaciones metodológicas que dificultan su reproducibilidad. La flexión plantar empleada en el estudio para la medición de la inversión se describe como confortable, aspecto que da opción a que los pacientes medidos hayan adoptado diferentes grados de

flexión plantar durante la medición. Como se ha descrito en el apartado de anatomía y fisiología de la articulación del tobillo, la flexión plantar forma parte de la inversión de tobillo y condiciona su amplitud articular. Es decir, a mayor flexión plantar inicial, menor amplitud articular final de inversión de tobillo, debido a la puesta en tensión de cápsula articular anterior y de ligamento peroneoastragalino anterior. La medición goniométrica presenta otra limitación, relacionada con el mecanismo de lesión de ligamentos laterales del tobillo. Este mecanismo se produce en cadena cinética cerrada, por lo que es imprescindible que la extremidad esté en apoyo. La biomecánica articular es diferente en cadena cinética abierta que en cadena cinética cerrada, por lo que se precisan métodos de medición que determinen la movilidad de la articulación con la extremidad en apoyo.

Recientemente, pero de manera paralela al desarrollo de los métodos de medición goniométrica, han ido desarrollándose métodos de medición por imagen en 3 dimensiones. En el estudio de Medadue se empleó como gold estándar el sistema 3SPACE electromagnetic tracking descrito por Woodburn en 1999 (215). Hoy en día el equipamiento para este tipo de estudios es muy variado y se dispone de métodos de medición protocolizados que permiten un análisis preciso y fiable de ángulos articulares en la extremidad inferior. Posibilitan el estudio del movimiento articular analítico y global, tanto en mediciones estáticas como dinámicas, aspecto de gran valor para el deporte. Estos sistemas requieren de la instalación de varias cámaras que graban la imagen del deportista, quien lleva adheridos una serie de marcadores en la extremidad a valorar, colocados de manera sistemática según los patrones de modelos mecánicos descritos previamente en la literatura. Se trata la imagen con un software que permite, en función del sistema, integrar información complementaria relacionada con la actividad muscular registrada por electromiografía e incluso relacionada con medición del equilibrio a través de plataformas de fuerza. En investigación en el ámbito deportivo, su uso es con objetivo preventivo o terapéutico, como se muestra en los estudios realizados por varios autores (215-218).

Sin embargo, el elevado coste y la complejidad de instalación y montaje del equipo suponen una limitación, pues dificultan el acceso a estos sistemas de medición por parte de muchos centros. Su utilidad y la calidad de la información

que ofrecen son indiscutibles, sin embargo las características indicadas dificultan su viabilidad.

El vendaje funcional y la ortesis de tobillo son técnicas que se aplican en centros de fisioterapia y centros deportivos, a veces con antelación a la práctica deportiva o incluso durante la misma. La correcta valoración de la restricción del movimiento que provoca el uso del vendaje o de la ortesis, precisa de instrumentos que preserven la funcionalidad, permitan la medición en cadena cinética cerrada, sean fiables y rápidos.

Se han creado varios instrumentos para la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, como el empleado por Paris y cols. en 1995, modificación del creado por Inman en 1976. Este instrumento permitió medir la movilidad en inversión de tobillo en decúbito supino, de manera pasiva y en cadena cinética cerrada. A pesar de ser una medición con apoyo distal de la extremidad, la posición horizontal del participante en la medición reduce la carga a la que se somete a esta articulación, quedando alterada la biomecánica en el gesto lesivo (58,171).

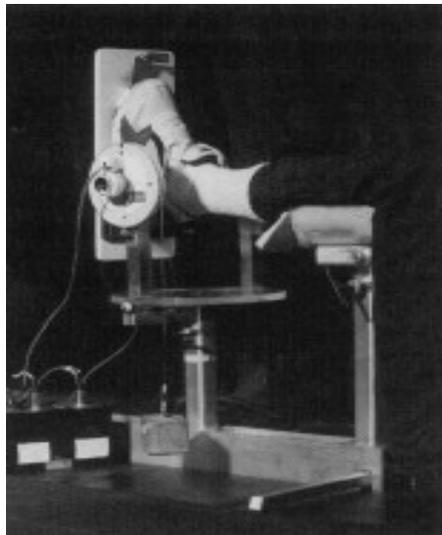


Figura 13. Máquina de tobillo Inman modificada. Fuente: Paris, 1995

En el año 1997 Pederson y en el año 2000 Ricard, emplearon otro instrumento: la plataforma de inversión. El factor diferencial respecto a estudios anteriores es que la posición del participante es en bipedestación. Esta posición simula de manera más real el gesto lesivo y la biomecánica del tobillo. La plataforma de inversión permite soportar el peso íntegro del participante que se mantiene en pie sobre la misma, de manera que, sin previo aviso el observador desbloquea un tope lateral y se abate la superficie sobre la que se apoya el tobillo a valorar, produciéndose una inclinación lateral de la superficie y la consecuente inversión de tobillo.

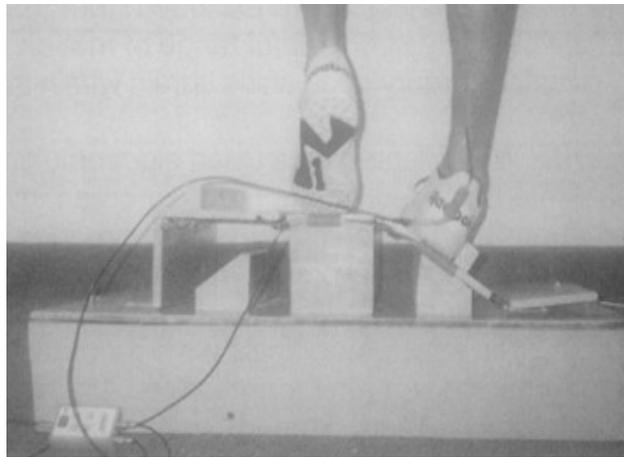


Figura 14. Plataforma de inversión con electrogoniometría. Fuente: Ricard, 2000

La medición del movimiento articular se realizó a través de captura de imagen con marcadores adheridos a la pierna en el estudio de Pederson, y de electrogoniómetro adherido a la piel en el estudio de Ricard (219,220).

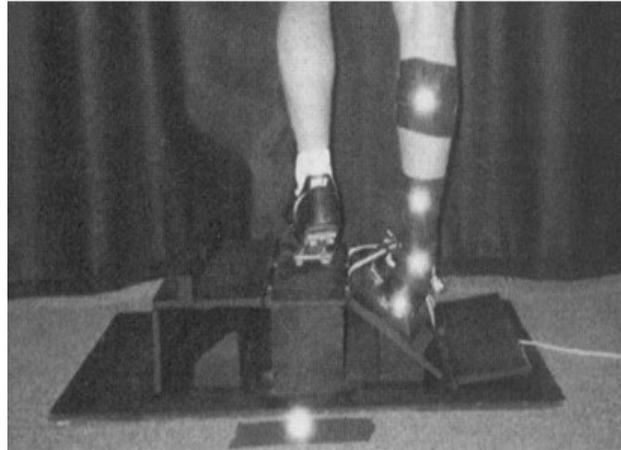


Figura 15. Plataforma de inversión con marcadores. Fuente: Pederson, 1997

En estos estudios con plataforma de inversión se planteó la medición de la inversión de tobillo con los componentes de flexión plantar, aducción y supinación. Al tratarse de un movimiento que se realiza en 3 dimensiones, para garantizar la reproducibilidad del movimiento a medir, se predeterminaron 2 de los 3 movimientos que componen la inversión: la flexión plantar y la aducción, dejando libre el movimiento de supinación. Sin embargo, en este diseño de plataforma de inversión, el eje de inclinación de la superficie lateral que se abate queda desplazado medialmente respecto al eje de supinación del tobillo. Este aspecto hace que la inclinación de la superficie abatida produzca una supinación del tobillo, sin embargo no tensa los ligamentos laterales externos de la misma manera que si el eje de inclinación coincidiera con el eje articular de supinación.

En base a los estudios consultados relacionados, se genera la necesidad de un instrumento fiable que permita la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, y que disponga de un eje de inclinación que coincida con el eje articular del tobillo, de manera que reproduzca la puesta en tensión del ligamento lateral externo de tobillo durante el movimiento de inversión.

1.8. Pruebas funcionales

Las pruebas funcionales en deportistas se emplean con objetivo terapéutico para evaluar la aptitud o disposición para volver al deporte, o bien con objetivo preventivo como herramientas de detección de riesgo de padecer una lesión. Estas pruebas tienen la capacidad de simular movimientos funcionales, y permiten evaluar aspectos como el equilibrio, la agilidad, la fuerza explosiva y la capacidad de reequilibración. De la variedad de tests empleados en diversos estudios, se destaca y se presentan el Y balance test, el Modified Agility T-Test, el Standing Long Test y el Single Leg Hop. Todos estos tests analizan aspectos específicos y han demostrado su fiabilidad en anteriores estudios. Por otro lado, los gestos y acciones que componen estos tests presentan semejanza con gestos técnicos propios del baloncesto, o bien valoran aspectos relacionados con requerimientos específicos de este deporte.

1.8.1. Y Balance Test

El Y Balance Test (YBT) es un test para la valoración del equilibrio dinámico. El control postural es la capacidad del sujeto de controlar el sistema neuromuscular e implica el dominio de la posición del cuerpo en el espacio para garantizar su estabilidad y orientación a la hora de realizar una acción (221). La estabilidad postural también se llama equilibrio y se define como la capacidad de mantener el centro de gravedad corporal dentro de la base de sustentación. El déficit de control de la posición del centro de gravedad se ha descrito como un importante factor de riesgo lesivo de la extremidad inferior. Un incremento en la oscilación de la estabilidad corporal se asocia a un déficit en la estrategia del control neuromuscular. Esto aumenta las fuerzas que se transmiten a las estructuras articulares y musculares (93,196). Según Lephart el mantenimiento del control postural viene dado por tres fuentes de información sensorial: el feedback somatosensorial de los receptores periféricos, la visión y el sistema vestibular (108). En el hombre, el control de la postura bípeda activa unos mecanismos reflejos que reaccionan contra el desequilibrio mediante la regulación del tono y la

postura. También implica la movilización de procesos cognitivos para anticipar los ajustes posturales (222).

Hay varias investigaciones que han encontrado relación entre la existencia de lesiones previas y una disminución de la estabilidad postural, pero también se ha registrado una relación entre la estabilidad postural disminuida y un mayor riesgo de sufrir lesiones deportivas (221,223). Según Pintsar la secuela más frecuente después de una lesión de ligamentos del tobillo es la inestabilidad, diferenciando dos tipos de inestabilidad: la inestabilidad mecánica y la inestabilidad funcional (99). La inestabilidad mecánica se debe a la alteración en la estructura capsuloligamentosa del complejo articular del tobillo. Fue Freeman quien se refirió a la inestabilidad funcional como una secuela que aparecía en el 40% de los tobillos que habían sufrido una lesión previa de ligamentos. Sugirió que se debe a una alteración en el control propioceptivo de la articulación, factor que incide negativamente en el control postural del paciente. Si el control postural se ve afectado, el control sobre el equilibrio disminuye y aumenta el riesgo de lesión de ligamentos en el tobillo. Para contrarrestar esta afectación se aplica la inmovilización funcional: vendaje funcional u ortesis de tobillo (77).

Existen diferentes formas de medir la estabilidad postural. Uno de los sistemas más sofisticados implica el uso de sensores de superficie como, entre otros, la plataforma de fuerzas (107). Este instrumento registra el desplazamiento del centro de presiones debido al balanceo postural, entendiendo como centro de presiones el punto de aplicación en el suelo de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo. La trayectoria del centro de presiones se analiza en base al desplazamiento antero-posterior o latero-medial, así como en base al área que circunscribe. Así, se ha observado que la trayectoria del centro de presiones, que refleja la oscilación postural, se correlaciona bien con la capacidad de mantener el equilibrio postural sobre una sola extremidad (99). Igualmente, Winter (224) indica que la localización del centro de presiones bajo cada pie es el reflejo directo del control neural de los músculos del tobillo.

Generalmente la manera más utilizada para valorar el equilibrio es la posición de equilibrio unipodal o bipodal, realizándose frecuentemente de manera estática o también provocando perturbaciones sobre la superficie de soporte o el propio cuerpo (221,225). El mantenimiento de la estabilidad postural durante las

actividades deportivas es fundamental para el rendimiento. Así, se ha observado que una área de oscilación del centro de presiones pequeña implica mayor estabilidad postural y menor riesgo de lesión articular (226).

El equilibrio dinámico, además de mediante sistemas instrumentados, también se puede valorar con pruebas funcionales como el Star Excursion Balance Test (SEBT) y el Y Balance Test (YBT), este último basado en el primero. El SEBT fue descrito por Gray en 1995 y se empleó como herramienta en la rehabilitación de lesiones en extremidad inferior. Con la extremidad a valorar en apoyo monopodal se solicita al participante que toque con la punta del pie de la otra extremidad el punto más alejado de cada una de las 8 líneas marcadas en el suelo, de manera que, a mayor distancia lograda, medida en centímetros, mejor equilibrio dinámico y control postural (227). En el YBT, basado en el SEBT, sólo se marcan en el suelo 3 líneas que se unen en un punto central. La línea anterior se sitúa en un plano sagital. La línea posterolateral forma un ángulo de 45° con el plano sagital a uno de sus lados, formando un ángulo de 135° con la línea anterior. La línea posteromedial forma un ángulo de 45° con el plano sagital al otro lado, formando un ángulo de 135° con la línea anterior y un ángulo de 90° con la línea posterolateral (ver Figura 16). El punto de intersección de las 3 líneas es la referencia en la que el participante debe colocar el pie de la extremidad a valorar. Se solicita al participante que realice el mismo procedimiento descrito en el SEBT. Han sido varios los autores que han aportado estudios que han contribuido a la evolución del SEBT y el YBT, determinando el protocolo de realización, estableciendo la estandarización de los datos en proporción a la longitud de la pierna (para poder realizar comparación entre mediciones) y evaluando la capacidad de estos test para detectar déficits y/o mejorar en el equilibrio dinámico del paciente (228-234). En un estudio publicado por Gribble en el 2012 (235), en el que realiza una revisión de los estudios que han empleado el SEBT y el YBT en extremidad inferior a lo largo de los últimos años, concluye que son tests válidos y fiables para la evaluación no instrumentada del equilibrio dinámico en personas físicamente activas. También cuenta con validez y fiabilidad como prueba dinámica para predecir el riesgo de lesiones en extremidad inferior, para identificar déficits de equilibrio dinámico e incluso es sensible para la detección de mejoras en el equilibrio como efecto del entrenamiento, tanto en personas sanas

como lesionadas. En la misma revisión se presentan estudios que han empleado el SEBT y el YBT para el análisis de la acción de vendajes y ortesis sobre el tobillo, y concluye que puede ser una herramienta potencialmente útil para determinar la eficacia de estas técnicas en relación a la estabilidad de la articulación y a su repercusión sobre el equilibrio dinámico. Por último, también se indica que este test muestra sensibilidad para detectar el efecto de la fatiga sobre el equilibrio dinámico (235).

De acuerdo a la bibliografía que avala el rigor y la polivalencia de este test, se emplea en este estudio para determinar el equilibrio dinámico, determinar la acción de la fatiga producida por una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, determinar los efectos del vendaje funcional preventivo mixto y de una ortesis de tobillo sobre el equilibrio dinámico, así como su desgaste por la acción del ejercicio físico aplicado al baloncesto.



Figura 16. Estructura YBT. Fuente: archivo personal

1.8.2. Modified Agility T-Test

El término agilidad ha sido utilizado por diversos autores para describir cualquier acción dinámica que implica un cambio de posición del cuerpo con cambio de dirección y velocidad. Según Sheppard en el 2006 (236), la agilidad está compuesta por una parte física, determinada por las aptitudes físicas del deportista, sus características antropométricas y la técnica; y por una parte

cognitiva, condicionada por la información visual, la anticipación, el conocimiento de situaciones y el reconocimiento de patrones.

Diversos estudios consideran la agilidad como un claro determinante del rendimiento deportivo (236-239). Los gestos técnicos del baloncesto están formados por desplazamientos en carrera, sprint y saltos. Debido a las características de este deporte, el jugador de baloncesto necesita acelerar, desacelerar y realizar cambios de dirección y de ritmo, en respuesta a la acción de un adversario y/o para realizar una acción con el balón. Al tratarse de un juego de equipo, en el que juegan 5 contra 5 en un campo de dimensiones de 14 x 28 metros estos movimientos se realizan en cualquier dirección y sentido, con una interacción continua (236,240). Por todo ello, la agilidad es clave en el baloncesto. La prueba más empleada en la valoración de la agilidad es T-Test. Se trata de un circuito de velocidad de 40 metros en el que se realizan 3 tipos de desplazamientos diferentes, con 4 cambios de dirección y 5 cambios de ritmo. Es reconocida en la literatura por su alta fiabilidad para la evaluación de la agilidad (241,242). Sin embargo, presenta limitaciones en la aplicabilidad en deportes que se practican en campos de dimensiones reducidas como el baloncesto y el voleibol, ya que los desplazamientos que se realizan son más cortos en tiempo y espacio; entre 2 y 3 segundos, y en distancia, entre 10 y 20 metros de media (243). Para responder a la necesidad específica que requiere la valoración de la agilidad en estos deportes, se realizó una variante del Agility T-Test, que es el Modified Agility T-Test (MAT) (244). El MAT mantiene la misma estructura que la versión original, sin embargo se reduce la distancia total recorrida a 20 metros (ver Figura 17). En un estudio realizado por Sassi en 2009 (244) se evaluó la fiabilidad de esta nueva variante del test de agilidad, obteniéndose un ICC superior al 0.90, tanto en hombres como en mujeres, por lo que se concluyó que el MAT tiene una excelente fiabilidad y es un test válido para la valoración de la agilidad en el baloncesto (244).

Para la ejecución del MAT, se recomienda que el participante haya realizado un calentamiento previo activo y progresivo, con el fin de preparar la musculatura y las articulaciones de la extremidad inferior, para el esfuerzo y la intensidad que se van a solicitar durante el test. Se debe explicar el recorrido y desplazamientos que deberá realizar el participante en el circuito, solicitándole que lo ejecute

previamente una vez a velocidad lenta, para su familiarización. A continuación, se realiza el test.

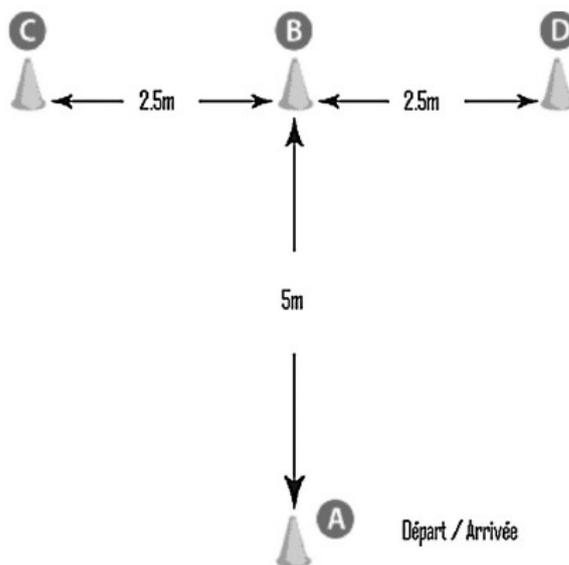


Figura 17. Estructura MAT. Fuente: Sassi, 2009

1.8.3. Standing Long Jump

El Standing Long Jump (SLJ) es un test para la valoración de la fuerza explosiva en extremidad inferior. Ha sido empleado en varios estudios y, en el ámbito clínico, forma parte de distintos protocolos de valoración como son la Batería Europea de aptitud física o la Batería de pruebas de la Asociación Americana de la Salud, entre otros (245-247). Son varios los autores que han determinado que el SLJ es un test que tiene una alta reproducibilidad (248,249). En un estudio realizado por García en 2004, se determinó que el SLJ es un test válido para la evaluación de la fuerza explosiva en extremidad inferior, especialmente en participantes con características antropométricas homogéneas, o en test-retest de un mismo participante (248). En un estudio realizado por Castro-Piñero en 2010, se analizó la relación del SLJ con la fuerza muscular del tren superior, en participantes entre 6 y 17 años. Se determinó que el SLJ tiene una fuerte

asociación con pruebas de fuerza, tanto de extremidad inferior como de extremidad superior, y se concluyó que el SLJ es un test que puede considerarse como un índice general para medir la aptitud muscular en personas jóvenes (250). Al tratarse de un test de fácil aplicabilidad, de acuerdo con los recursos que se necesitan para llevarlo a cabo, el SLJ se selecciona, para este estudio, para la valoración de la fuerza explosiva en extremidad inferior, uno de los aspectos de la funcionalidad en jugadores de baloncesto.

Para la ejecución del SLJ se recomienda, al igual que en otras pruebas funcionales, que el participante haya realizado un calentamiento previo activo y progresivo. En la parte final del calentamiento ya está indicado que hayan acciones con componente de salto. Se explica a todos los participantes cómo deben realizar el test de manera previa y se realiza una vez, a modo de prueba y familiarización. A continuación, se realiza el test.



Figura 18. Estructura SLJ. Fuente: archivo personal

1.8.1. Single Leg Hop

El Single Leg Hop (SLH) es un test para la valoración del salto horizontal con una pierna (ver Figura 19). Además de determinar la capacidad de una persona de desplazar su peso corporal en un salto horizontal, este test también se emplea para la valoración del reequilibrio posterior a la recepción del salto (251).

Son varios los autores que han analizado la fiabilidad de este test, en diferentes variantes. Un estudio de Manske en 2003 determinó que el SLH tiene un ICC de entre 0.9 y 1, es decir, una fiabilidad excelente (252). En 2002, Ross analizó la fiabilidad de 4 variantes del SLH (para distancia, para distancia cruzado, para triple salto en distancia y para distancia – tiempo), y determinó que las cuatro presentaban una excelente fiabilidad en personas jóvenes y sanas (253). Augustsson 2006, comparando tres condiciones diferentes de fatiga estandarizadas, también demostró la fiabilidad del SLH en las distintas situaciones (254).

Más allá de la información que el SLH puede aportar en relación a la distancia que es capaz de saltar en horizontal un participante con una pierna, la recepción del salto y el posterior reequilibrio, puede aportar información relacionada con la mejora funcional en participantes que están sometidos a entrenamiento. Así, Orishimo y Kremenec en 2006, estudiaron las adaptaciones biomecánicas de participantes sanos bajo el efecto de la fatiga, e indicaron que la respuesta compensatoria que se produce en articulaciones de la misma extremidad puede reflejar la que se produce en pacientes con patología (255), aunque faltan estudios que determinen la sensibilidad de este test en la valoración de la función de la extremidad lesionada durante el proceso de rehabilitación (256).

El gesto de salto horizontal con una pierna, forma parte del abanico de acciones del baloncesto. Por este motivo y por la aplicabilidad del SLH con la fiabilidad que lo respalda, se ha seleccionado para valorar uno de los aspectos de la funcionalidad relacionados con el jugador de baloncesto.



Figura 19. Estructura SLH. Archivo: fuente personal

1.9. Acciones en el baloncesto

El baloncesto es un deporte de equipo en el que, debido a las dimensiones del terreno de juego de 15 metros de ancho por 28 metros de largo, es frecuente el contacto entre los 10 jugadores que están en pista de manera simultánea, produciéndose contacto entre competidores e incluso entre compañeros de un mismo equipo (11). En relación a la lesión en baloncesto, el contacto con otro jugador es la causa más frecuente (12). Debido a la condición de deporte de equipo, el rendimiento del jugador de baloncesto dependerá de sus cualidades individuales y de su capacidad de integración e interacción con el grupo. Es un deporte que requiere un alto nivel de exigencia física, pero también de exigencia técnica y táctica (257).

Desde el punto de vista físico se trata de un deporte aeróbico y anaeróbico, ya que alterna desplazamientos a muy diversas velocidades y longitudes en los que se producen demandas alternativas de las tres vías de producción de energía con un fuerte acoplamiento de la energía aeróbica y anaeróbica. Durante la práctica del baloncesto, ya sea en entrenamientos o en competición, se producen una cantidad muy variada de gestos técnicos propios y de corta duración: aceleraciones y deceleraciones bruscas, desplazamientos laterales, saltos, recepciones de saltos y luchas por el balón,... Es característico de este deporte la alternancia entre periodos de tiempo de actividad a alta intensidad, con periodos de actividad a intensidad baja y periodos de descanso. Este factor juega un importante papel en las respuestas fisiológicas de los jugadores (11,257).

El jugador de baloncesto durante la actividad requiere energía que le aportan los sistemas aeróbico y anaeróbico, fuerza resistencia muscular y flexibilidad. El adecuado equilibrio entre estas cualidades determinan un rendimiento más rápido y explosivo con una menor fatiga. El sistema anaeróbico proporciona potencia en una alta intensidad sin presencia de oxígeno y colabora en una recuperación de la energía de manera rápida. Es un sistema de aporte de energía para esfuerzos cortos, entre 0 y 3 segundos. Los saltos, rebotes, los desplazamientos con balón y lanzamientos a canasta son acciones del baloncesto que requieren este tipo de aporte energético. El sistema anaeróbico láctico proporciona energía para acciones de alta intensidad pero de mayor duración que

las anteriores, de 5 a 60 segundos, como las series de desplazamientos en contraataque alternadas con transiciones rápidas en defensa. Este sistema aporta gran cantidad de energía, pero acumula elevadas concentraciones de lactato en sangre. Esto genera fatiga y necesita de mucho tiempo para una recuperación completa. La evolución de este deporte conlleva cambios en las necesidades fisiológicas de aporte de energía de los jugadores. Se ha pasado de sistemas de juego lentos en los que las demandas eran mayoritariamente aeróbicas a sistemas actuales cargados de acciones que requieren un mayor aporte de sistemas de energía anaeróbicas. No por ello, deja de desempeñar un importante papel en el rendimiento del jugador de baloncesto la potencia aeróbica máxima (257).

En relación a otras cualidades físicas, la fuerza se aplica de manera dinámica, explosiva y repetida a lo largo de una sesión de baloncesto. La explosividad de las acciones en desplazamientos de un jugador de baloncesto está condicionada por la fuerza y la potencia que desarrolle en la musculatura de las extremidades inferiores. Por tanto, acciones como el rebote, los saltos, las aceleraciones y los cambios de dirección se mejoran si se entrena y aumenta la fuerza. La resistencia muscular permite aplicar fuerza submáxima de forma repetida. Acciones de saltos continuos combinados con carrera requieren de esta cualidad física. La duración total de un partido de baloncesto, entre 1 y 2,5 horas, es una condición que requiere de esta cualidad física. La flexibilidad permite movimientos articulares en gran amplitud, permitiendo la ejecución correcta, desde el punto de vista biomecánico, y económica, desde el punto de vista energético, de acciones durante la práctica. Esta cualidad desempeña un papel importante en la prevención de algunas lesiones propias del baloncesto (257).

El baloncesto es un deporte en el que se ha analizado las demandas fisiológicas de sus participantes y se han cuantificado sus desplazamientos a través de estudios. Sin embargo, desde el año 2000, en el baloncesto se han producido algunos cambios en el reglamento, que han incidido en la forma de juego por lo que se creó la necesidad de realizar nuevos estudios, ante la sospecha que las demandas de sus participantes se habían modificado. De los cambios realizados en los últimos años se destaca la disminución del tiempo de posesión del balón de 30 a 24 segundos y la disminución del tiempo para recorrer el medio campo

defensivo de 10 a 8 segundos. Estos cambios alteran la relación entre tiempo de acción y tiempo de reposo durante el juego, ya que cada posesión debe resolverse en menos tiempo. La subdivisión del tiempo de juego que antes se establecía en 2 partes de 20 minutos, actualmente se estructura en 4 partes de 10 minutos, incrementando los periodos de tiempo de reposo pasivo, que interrumpen el juego. Por estos motivos, es necesario que se analicen las respuestas fisiológicas y la relación desplazamientos y tiempo en el baloncesto moderno (243).

En un estudio realizado por Abdelkrim en 2007, se realizó un análisis de las respuestas fisiológicas y de los patrones de movimiento, a 38 jugadores de baloncesto sub 19, entre los que había bases, aleros y pívots, posiciones principales que se consideraron en este estudio. Los datos se obtuvieron durante tiempo de partido estructurado en 4 periodos de 10 minutos de juego, con pausa de 15 minutos entre segundo y tercer periodo y pausa de 2 minutos entre el resto de periodos (243).

En relación a parámetros fisiológicos se concluyó que la intensidad del juego con la actual normativa es superior a la de antes del cambio. Según indicadores de lactato se produce una gran contribución de los sistemas de energía anaeróbica hacia el final del segundo periodo y del cuarto periodo. En el análisis por posiciones de juego se destaca mayor esfuerzo cardíaco y metabólico en jugadores exteriores respecto a jugadores interiores (243).

En relación al análisis del movimiento se destaca que los participantes realizaron una media de 1050 movimientos durante el juego, lo que supone aproximadamente un cambio de acción cada 2 segundos. Posiblemente, el acortamiento de los tiempos de posesión y de transición de defensa a ataque disminuya los planteamientos tácticos ofensivos largos en beneficio de planteamientos más rápidos e individuales. Este aspecto refuerza la característica intermitente del baloncesto. En relación con el dato que determinó mayor esfuerzo cardíaco y metabólico por parte de jugadores exteriores respecto a jugadores interiores, se puede justificar al registro de más número de sprints realizados por jugadores exteriores que interiores. La responsabilidad táctica de jugadores exteriores, como primeros intervinientes, en transiciones ofensivas y defensivas puede justificar estos datos. Por lo tanto, la variabilidad en la intensidad es

específica por posiciones. En referencia a la duración de diferentes acciones durante el partido, se clasificaron las acciones en intensidad alta, intensidad moderada e intensidad baja. Las acciones a alta intensidad se realizaron durante el 16% del tiempo de juego. Las acciones a intensidad moderada se realizaron durante el 28% del tiempo de juego y las acciones a baja intensidad se realizaron durante el 26% del tiempo de juego. El 30% de tiempo restante considerado tiempo de recuperación, transcurrió andando o en bipedestación (243).

Como se ha desarrollado a lo largo de la introducción, la lesión de ligamentos de tobillo es la más frecuente en este deporte. Son varios los recursos y técnicas con los que cuenta la fisioterapia para la prevención y el tratamiento de esta lesión. Entre estos recursos se encuentran las técnicas de inmovilización funcional como el vendaje funcional y la ortesis. Hay numerosos estudios que han analizado la eficacia del vendaje funcional preventivo y de una ortesis en la limitación de la inversión de tobillo e incluso del desgaste que sufren estas técnicas por efecto de la actividad física. Sin embargo, cada deporte tiene unas características específicas y dispone de unos gestos propios que se desarrollan de acuerdo con el reglamento establecido. Por lo tanto, estudios de eficacia y desgaste de un vendaje y una ortesis de tobillo realizada en otros deportes, es posible que aporten resultados útiles pero diferentes a los que se espera encontrar en jugadores de baloncesto. Por ese motivo se considera necesario el análisis de estas técnicas de inmovilización funcional durante la práctica del baloncesto. La variabilidad de minutos jugados por partido y por posiciones de juego, así como la intensidad a la que se juega en diferentes partidos e incluso en entrenamientos, sugiere la necesidad de establecer una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto estándar que reproduzca las características específicas de este deporte.

JUSTIFICACIÓN

2

El deporte, el ejercicio y la actividad física son prácticas que adquieren cada vez más importancia en nuestra sociedad, ya que aportan muchos beneficios, cuando se realiza con moderación y adaptado a las limitaciones de cada persona, según las directrices publicadas en la 'Guia de Prescripciónd'Exercici Físic per a la Salut' (PEFS). Sin embargo, la participación en estas actividades conlleva un riesgo de lesión que puede aparecer en la preparación a la práctica o bien durante la actividad. El riesgo de lesión, es menor a los beneficios de la práctica deportiva y también menor al riesgo de enfermedades y complicaciones que conlleva el sedentarismo (4). Según datos epidemiológicos que aportan varios autores, la lesión de ligamentos del tobillo en la práctica deportiva ocurre siete veces más que cualquier otra lesión de tobillo (167). La lesión ligamentosa aguda de tobillo, esguince o entorsis, es el motivo más frecuente de consulta traumatológica, tanto en urgencias, como en revisión en consulta médica (258). La incidencia de lesión de ligamentos laterales del tobillo se estima en una lesión diaria por cada 10000 habitantes (259).

El baloncesto es un deporte de oposición e impacto que se caracteriza por una serie de gestos técnicos, entre los que se destaca el salto y los cambios de dirección como factores asociados a la lesión de ligamentos del tobillo. Según datos de la Federación Catalana de Baloncesto, en la temporada 2010-11 en Catalunya había 20.000 deportistas federados entre 18 y 35 años. Las cifras de licencias entre todas las categorías superaban las 80.000, distribuidas en más de 500 entidades. A estas cifras habría que añadir la parte de la población que practica el baloncesto sin estar federado y/o de manera puntual o lúdica. Así pues, es evidente que en Catalunya la práctica de este deporte es habitual a todos los niveles.

La lesión es un aspecto relacionado con la práctica deportiva, en la que la lesión de ligamentos de tobillo es la más frecuente de las patologías a nivel general y, en concreto, en el baloncesto. Se trata de un deporte practicado por muchas personas a nivel profesional, amateur y lúdico, por lo que son muchos los deportistas que sufren esta lesión. Estos aspectos sugieren la necesidad de estudios que analicen las técnicas que se aplican en la prevención y tratamiento del esguince de ligamentos en la articulación del tobillo.

En la prevención y tratamiento de esta lesión existen numerosas técnicas y procedimientos de fisioterapia. Entre estas, se destaca el vendaje funcional y la ortesis de tobillo, dos de las técnicas de inmovilización funcional empleadas con frecuencia (4). Ambas técnicas limitan el movimiento articular lesivo y tienen efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad (219,220). De acuerdo con varios autores, el vendaje funcional y la ortesis, sufren un desgaste en el que pierden eficacia en la limitación del movimiento de inversión de tobillo a lo largo de la práctica deportiva (28,233). Hay estudios que concluyen que, durante la actividad física, la evolución en la capacidad de restricción de movimiento de inversión de tobillo (medida antes, durante y después de la actividad) es diferente entre el vendaje funcional y la ortesis (2,5,219). La literatura científica es extensa en estudios relacionados con el análisis de estas técnicas, pero también es muy variada en conclusiones. En algunos casos esto es debido a limitaciones metodológicas, a la utilización de recursos poco protocolizados y cuya fiabilidad no ha sido determinada o bien es insuficiente para su uso científico.

Por este motivo, los test e instrumentos que se emplean como herramientas para el análisis del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo deben disponer de un protocolo de aplicación y contar con un nivel de fiabilidad adecuado.

Los gestos técnicos propios del baloncesto, diferentes a otros deportes, generan una tensión y desgaste particular del vendaje funcional y de la ortesis. En su valoración es pues necesario tener en cuenta las técnicas específicas del baloncesto, para poder realizar las mediciones en una sesión estandarizada de ejercicio adaptada a dicha especificidad del movimiento deportivo y que integre los test de valoración.

En la medición de inversión de tobillo una de las técnicas que se emplean con frecuencia en clínica, y también utilizada en investigación, es la goniometría. Esta técnica de medición sirve para valorar la movilidad de la articulación de tobillo en cadena cinética abierta (211,212). Sin embargo, la lesión de ligamentos de tobillo se produce por el mecanismo lesivo de inversión forzada, acción que se realiza en apoyo. Así, de manera paralela, se han desarrollado sistemas de captura del movimiento en tres dimensiones para la medición estática y dinámica del tobillo, que aportan una información muy precisa y fiable, que incluso puede integrarse con aspectos relacionados con la respuesta muscular y el equilibrio (215,216). Sin

embargo, estos equipos sofisticados tienen un alto coste y este aspecto dificulta que su aplicabilidad.

Hay autores que han construido plataformas de inversión, para la valoración de la movilidad del tobillo (219,220). A través de una superficie abatible se produce la supinación de la articulación, pero el eje de inclinación de la superficie no coincide con el eje de supinación del tobillo, por lo que la tensión que se genera en el compartimento lateral externo es menor a la que se produce en el movimiento lesivo real. Es por ello que, para un análisis óptimo de la eficacia de los sistemas de inmovilización del tobillo en la prevención del movimiento de inversión forzada, es preciso diseñar un instrumento que permita la flexión plantar, aducción y supinación en cadena cinética cerrada, y cuyo eje de inclinación coincida con el eje articular de supinación del tobillo, para que se reproduzca el gesto lesivo fielmente pero de manera controlada. Dicha herramienta debería poder medir la amplitud del movimiento con precisión y fiabilidad para poder ser utilizada en la valoración, tanto con fines clínicos como científicos.

Las técnicas empleadas en clínica requieren, en la medida de lo posible, sustentarse en la evidencia científica. Por otro lado, los descubrimientos en investigación deben enfocarse a una aplicación clínica, para la favorecer la creación de puentes bidireccionales entre investigación y clínica, ya que se producen situaciones en las que la distancia entre estas es muy grande. Es por ello que se constata la necesidad de estudiar la eficacia de dos sistemas de inmovilización para la prevención del esguince del ligamento lateral externo, ampliamente utilizados en clínica, como son los vendajes funcionales y las ortesis, de forma válida y fiable, pero a la vez viable. Dicho análisis debe tener también en cuenta la especificidad de la actividad deportiva en que se aplican, pues la variedad de gestos técnicos y su frecuencia en el baloncesto van a determinar una eficacia y un desgaste distinto al observado en otros deportes. Se requieren pues, para ello, protocolos reproducibles en cualquier escenario, así como materiales y pruebas de bajo coste, que garanticen la precisión y repetitividad de las mediciones.

El conocimiento derivado de un estudio de estas características permitirá la adecuada prescripción del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo en la prevención del esguince del ligamento lateral externo del tobillo en jugadores de

baloncesto. Su aplicación, basada en la evidencia científica, posibilitará la reducción del índice de estas lesiones, tanto en jugadores aficionados como profesionales. Asimismo, en su uso terapéutico, favorecerá tanto la disminución de recidivas y secuelas, como la inestabilidad crónica del tobillo.

A título informativo, a partir de este punto y hasta el apartado de discusión, la tesis se estructurará de forma separada para la Etapa 1 y la Etapa 2. Cada una de las etapas cuentan con hipótesis y objetivos propios, así como material, métodos y resultados por separado.

ETAPA 1

3

En primer lugar, para abordar la Etapa 1 del estudio se diseñó y construyó la tabla de inversión, instrumento que permite realizar y medir el movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, acción con la que se pone en tensión el ligamento lateral externo de tobillo.

A continuación, se procedió al análisis de fiabilidad de la medición del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, como se describe en esta etapa.

3.1. **Hipótesis**

En la Etapa 1 del estudio se plantearon las siguientes hipótesis:

1. La tabla de inversión es un instrumento fiable para un mismo observador, en la medición del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.
2. La tabla de inversión es un instrumento fiable entre observadores, en la medición del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.

3.2. **Objetivos**

En la Etapa 1 del estudio se plantearon los siguientes objetivos:

1. Determinar la fiabilidad intraobservador de la tabla de inversión para la medición del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.
2. Determinar la fiabilidad interobservador de la tabla de inversión para la medición del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.

3.3. **Material y métodos**

El análisis de fiabilidad de la tabla de inversión y del método de medición se realizó a través de una serie de mediciones, realizadas por dos observadores y en dos días diferentes, practicadas sobre una muestra formada por participantes sanos, representativos de la población general.

3.3.1. **Población y muestra**

Los participantes que conformaron la muestra que se reclutó para la Etapa 1 pertenecían a población no específica, que cumplían los criterios de inclusión y exclusión que se detallan más adelante. A todos ellos se les informó mediante el documento de información al participante (Anexos 1), contestándose cualquier duda o realizando las aclaraciones necesarias al respecto. Todos los participantes que aceptaron formar parte del estudio voluntariamente, una vez comprendida la información referente a este, firmaron la hoja de consentimiento informado (Anexos 2), cumpliendo con los requerimientos éticos de la declaración de Helsinki.

Se incluyeron sujetos de ambos sexos que tuvieran edades comprendidas entre los 18 y los 45 años. Como criterios de exclusión se estableció que los sujetos seleccionados no tuvieran esguince de tobillo o pie en fase aguda, fractura en huesos de tobillo o pie en fase de consolidación, lesión tendinosa en tobillo o pie en fase aguda, patología que afectase a la sensibilidad en extremidad inferior ni patología en sistema nervioso central.

La selección de la muestra se realizó mediante un muestreo por voluntarios, ofreciéndose la oportunidad de colaborar a universidades, centros deportivos y clubes que dispusieran de usuarios que presentaran el perfil solicitado.

La determinación del tamaño de la muestra para la Etapa 1 se calculó con el objetivo de estimar con precisión los coeficientes de correlación intraclase para la fiabilidad de la medición del movimiento de inversión del tobillo en cadena cinética cerrada, mediante la tabla de inversión. Para ello, según la fórmula de cálculo desarrollada por Zou en 2012 (260), en la que se fijó un nivel de significación del 5%, una potencia estadística del 80%, un coeficiente de correlación intraclase mínimo de 0.8 y uno esperado de 0.9, se obtuvo que era necesario valorar 45

tobillos. Se hizo una previsión de posible pérdida de participantes máxima de un 20%, por lo que se estimó que se debían evaluar 54 tobillos. Teniendo en cuenta que la medición podía ser bilateral, ello representó un total de 27 participantes, a valorar por 2 observadores.

A todos los participantes que conformaron la muestra se les registraron datos demográficos y antropométricos, tal y como se muestra en la ficha del participante que se puede consultar en el Anexo 3.

3.3.2. Material

A partir de la información aportada por otros autores, y en respuesta a las necesidades que se plantearon en este estudio, se diseñó y construyó la tabla de inversión.

La tabla de inversión consiste en una superficie superior rectangular de 40 centímetros de largo, 18 centímetros de ancho y 3 centímetros de grosor. En las dimensiones utilizadas se tuvieron en cuenta tanto cuestiones antropométricas como la seguridad del participante. Se utilizó de madera de pino en su construcción, por ser un material de densidad tipo media, poco poroso y resistente a la humedad y a las cargas. En la cara superior de esta superficie se trazaron una línea blanca longitudinal y dos líneas blancas transversales, para que sirviesen como referencias para la correcta colocación de la planta del pie, de forma que el eje del movimiento articular quedase alineado con el eje de giro o basculación de la tabla. Para garantizar dicha colocación del tobillo y pie durante la medición, en la superficie superior se dispuso una cincha de tela de nylon de 3 centímetros de grosor con cierre de velcro, que permitía la fijación del antepie a la tabla, a la altura de la articulación metatarsofalángica del 5º dedo.

A dicha tabla, y por la parte inferior, se acopló un cilindro metálico de 40 centímetros de largo y 12 centímetros de diámetro. Este cilindro se relleno de hormigón, material muy resistente a las fuerzas de compresión, para evitar cualquier posible deformación debida al uso repetitivo. El cilindro se hizo reposar sobre una superficie cóncava metálica de su misma longitud, y que recubría una cuarta parte de la profundidad de éste, con el fin de prevenir el desplazamiento lateral del eje de movimiento durante la inclinación de la tabla. La combinación del diámetro del cilindro y de la concavidad sobre la que reposa, permiten la

basculación de la superficie en el rango óptimo, a la vez que limitan una amplitud de movimiento anómala, garantizando la seguridad necesaria para la ejecución del movimiento. Previamente al inicio de las sesiones de medición, y para facilitar el deslizamiento entre ambas superficies metálicas, éstas se lubricaban con grasa de litio, disminuyendo así la fricción entre las mismas.

La concavidad sobre la que desliza la tabla de inversión se fijó, finalmente, a un soporte consistente en una tabla base rectangular de madera DM de 50 centímetros de largo, 30 centímetros de ancho y 2 centímetros de grosor.

Por último, se acopló un inclinómetro digital de la marca Protractor Pro 360, de 15 cm de largo, a la cara superior de la tabla de inversión, para poder medir los grados de inclinación de la misma. Según las características técnicas del instrumento, el inclinómetro dispone de un rango de medición de 360° ($4 \times 90^\circ$), una precisión de $\pm 0,2^\circ$, una resolución de $\pm 0,1^\circ$ y pantalla bidireccional.

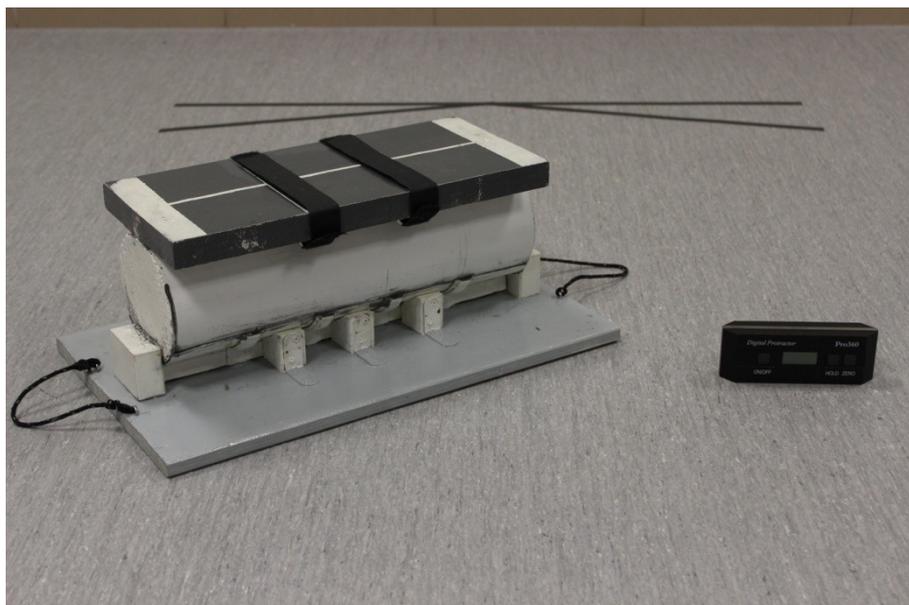


Figura 20. Componentes de la tabla de inversión. Fuente: archivo personal

Este instrumento se utilizó para la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada y con los 3 elementos que la componen, la flexión plantar, la aducción y la supinación. Como en anteriores estudios, se predeterminaron y fijaron dos de los tres movimientos: la flexión plantar a 20° y la aducción a 15° (219,220). La posición de 20° de flexión plantar responde a la puesta en tensión

del ligamento lateral externo, especialmente del ligamento peroneoastragalino anterior, que es el que primero queda dañado en el gesto lesivo. La aducción de 15° incrementa la tensión de ligamento lateral externo. Así pues, mediante la orientación de la tabla de inversión respecto al individuo y la adecuada colocación del participante (ver apartado de procedimiento e intervención), se dejó un único movimiento libre, el correspondiente a la supinación del tobillo; que sumado a la posición de flexión plantar y aducción previas, representa el movimiento que tratan de limitar los sistemas de inmovilización, como el vendaje funcional y la ortesis de tobillo.

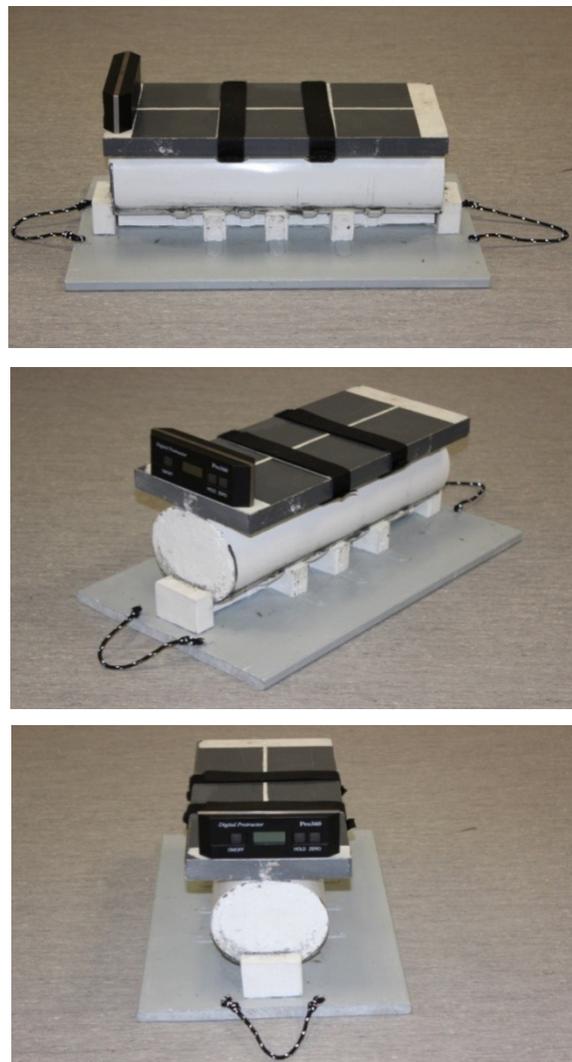


Figura 21. Tabla de inversión, visión lateral, oblicua y frontal. Fuente: archivo personal

El procedimiento de medición de la movilidad articular activa y en cadena cinética cerrada con la tabla de inversión incluyó una serie de acciones, en las que se protocolizó la posición de la tabla de inversión, la posición del participante, las indicaciones del observador y la acción que debía realizar el participante. Dicho protocolo se detalla en el siguiente apartado.

3.3.3. Procedimiento e intervención

En el procedimiento de valoración de la fiabilidad de la medición del movimiento de inversión de tobillo mediante la tabla de inversión fue necesaria la participación de 3 personas: el observador 1, el observador 2 y un colaborador. Ambos observadores realizaron una formación previa para familiarizarse con la técnica de medición y con el instrumento durante 7 días. El colaborador fue la persona responsable de la lectura y registro de los valores que proporcionaba el inclinómetro acoplado a la tabla, para que, tanto participantes como observadores no tuvieran acceso, evitando así la posibilidad de sesgo.

Cada valoración implicó la colocación de la tabla de inversión, la colocación del participante, la realización del movimiento de inversión del tobillo y la medición. La posición de la tabla de inversión fue de 15° de inclinación en su cara anterior sobre el plano sagital (ver Figura 22).

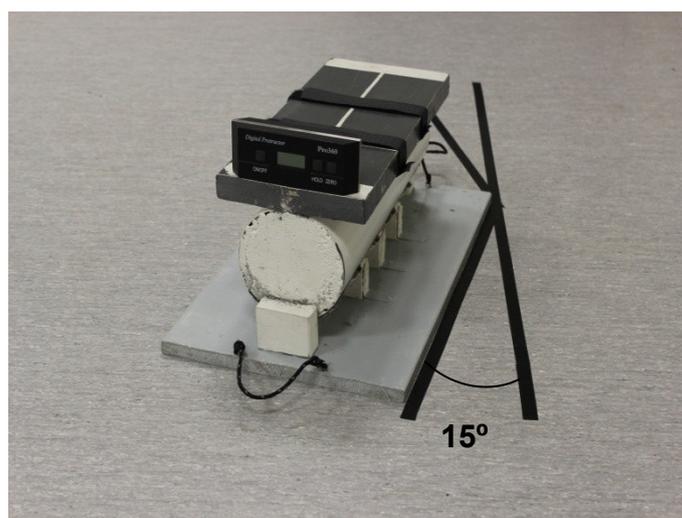


Figura 22. Posición tabla de inversión. Fuente: archivo personal

La posición del participante fue en bipedestación, orientado de forma que su plano frontal fuese perpendicular a la línea sagital trazada en el suelo, con la cara plantar del pie a valorar en contacto con la tabla superior (ver Figura 23). La posición de la tabla y del participante así establecidas sirvieron para pre-fijar la posición del tobillo en 15° de aducción.

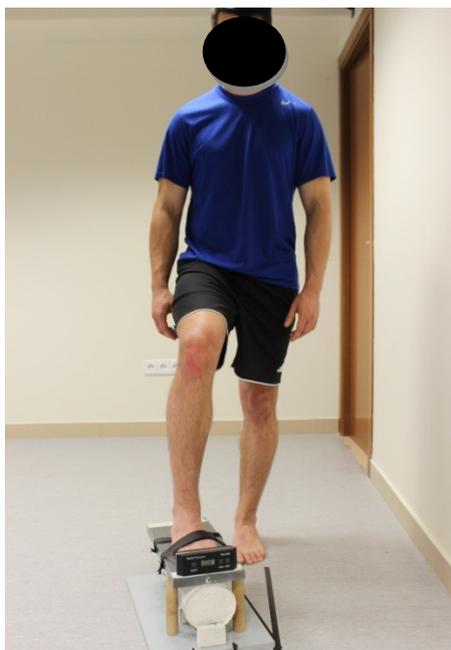


Figura 23. Posición del participante. Fuente: archivo personal

El pie correspondiente al tobillo a valorar se colocó de manera que la línea longitudinal de la tabla se alineó con el eje longitudinal del pie (entre el punto central de la cara posteroplantar del calcáneo y el segundo dedo). En relación a la línea transversal, se atravesó el pie a la altura de la articulación metatarsofalángica del quinto dedo. Una vez colocado el pie sobre estas referencias se cinchó para garantizar su posición durante la medición (ver Figura 24).

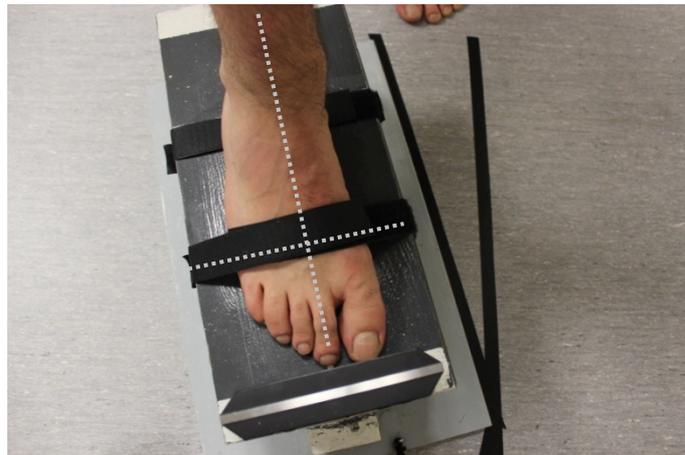


Figura 24. Posición de tobillo y pie en la medición.
Fuente: archivo personal

A continuación, se verificó que las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo de la misma extremidad se mantuviesen alineadas respecto al plano sagital. Por último, a través de la posteriorización de la rodilla de la rodilla de la extremidad a valorar (ver Figura 25), y mediante el uso de un inclinómetro de burbuja alineado con el eje longitudinal de la pierna (colocado sobre el segmento proximal de la tibia, por debajo de la tuberosidad tibial anterior) se pre-fijó una flexión plantar de tobillo de 20°, que junto a la aducción previa de 15°, pre-tensionaron los ligamentos del compartimento externo del tobillo.

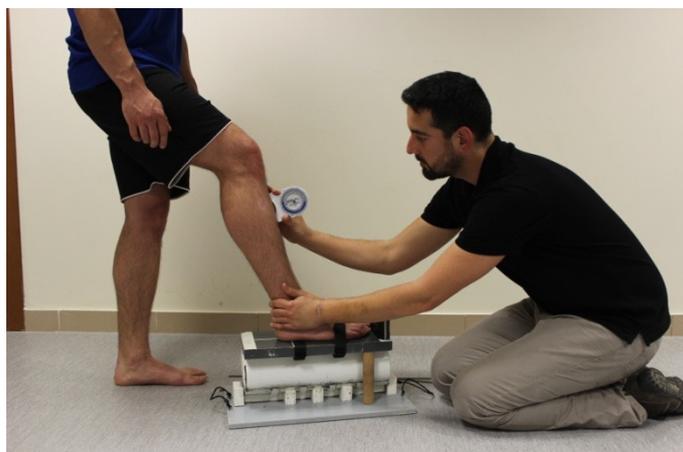


Figura 25. Determinación de la flexión plantar de tobillo. Fuente: archivo personal

Con el participante en posición, se le solicitó una supinación del tobillo de manera activa, de forma que la tabla de inversión se inclinaba proporcionalmente a la amplitud del movimiento articular.



Figura 26. Medición del movimiento de supinación.

Fuente: archivo personal

Este movimiento era controlado por uno de los observadores, que durante todo el recorrido de supinación verificó que el participante mantuviera la posición descrita. Cada observador realizó la maniobra descrita 3 repeticiones consecutivas para cada tobillo (medición bilateral). Cada participante fue valorado por los observadores 1 y 2 de manera consecutiva en una misma sesión de registro. Dado que se esperaba que una mayor amplitud de movimiento en las medidas resultantes del observador que midiera en segundo lugar, el orden de la valoración de cada tobillo y el de intervención de los observadores 1 y 2 fue aleatorizado.

Durante la medición el observador responsable de ésta y el participante no tuvieron acceso directo a la pantalla del inclinómetro digital, la cual estuvo orientada hacia el colaborador responsable de la lectura y el registro de los datos. Además, el observador que no estaba realizando la medición se mantuvo a la espera en otra sala de la instalación.

Para garantizar la reproducibilidad del procedimiento de valoración por parte de los dos observadores, se protocolizó dicho procedimiento en una serie ordenada de acciones. Las acciones que se realizaron en la medición son las siguientes:

- a. Familiarización del participante con método de medición. Explicación y ensayo mediante 5 repeticiones sin registro en cada tobillo.
- b. Orientación de la tabla según líneas marcadas en el suelo a 15° sobre el plano sagital y bloqueada con topes laterales.
- c. Calibración del inclinómetro a 0° (botón ZERO).
- d. Comprobación//corrección de la posición inicial del paciente por parte del observador: pierna a medir con tobillo en flexión plantar de 20° y aducción de 15°.
- e. Desbloqueo de la tabla de inversión.
- f. El participante inicia la inclinación lateral controlada de la tabla de inversión.
- g. El observador facilita, controla y detiene el descenso en el punto en el que aprecia en el participante que:
 - La planta del pie pierde contacto con la cara superior de la tabla de inversión.
 - La rodilla y cadera pierden alineación en el plano sagital.
 - Se produce dolor.
 - Se inicia el desequilibrio.
- h. En el momento de detención el observador dice en voz alta '**YA**'.
- i. El colaborador realiza la lectura de los grados que indica la pantalla del inclinómetro digital y registra el dato en la ficha del participante.
- j. Se realiza el procedimiento descrito 3 veces seguidas en cada extremidad, reproduciendo desde el principio la intervención descrita en cada medición.
- k. A cada participante se le realizará una medición bilateral.

Para el análisis de la fiabilidad intraobservador, se repitieron los registros en una segunda sesión, transcurridos 4 días. Se estableció este intervalo temporal por motivos organizativos y por ser este tiempo suficiente para la recuperación de la

deformidad de los tejidos que se pusieron en tensión en la primera sesión o registro.

3.3.4. Variables

La variable principal fue la amplitud de movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, que tuvo como unidad de medida los grados. De los tres movimientos que componen la inversión de tobillo, la flexión plantar estuvo predeterminada a 20° y la aducción a 15°, para la puesta inicial en tensión del ligamento lateral externo. El movimiento que quedó libre fue el de supinación, que es el que se anotó en la tabla de registros para cada tobillo.

3.3.5. Análisis estadístico

En primer lugar se realizó la estadística descriptiva de las variables de amplitud de movimiento de inversión de tobillo, las variables sociodemográficas y las variables antropométricas, determinando la media, la desviación estándar, el mínimo, el máximo y el intervalo de confianza del 95% para las variables cuantitativas, y las frecuencias para las variables cualitativas.

Para determinar la fiabilidad intraobservador se calculó el Índice de Correlación Intraclassa (ICC) y su Intervalo de Confianza del 95% (IC 95%) entre los 2 registros de 3 repeticiones realizadas por un mismo observador. Este índice permite determinar que esta técnica de medición es reproducible por una misma persona.

Para la valoración de la fiabilidad interobservadores se calculó el ICC y su Intervalo de Confianza (IC 95%), entre las mediciones de los observadores, en cada una de las sesiones. Este índice permite determinar que esta técnica de medición es reproducible por diferentes personas.

En ambos casos se clasifican los umbrales de fiabilidad según el valor del ICC, siguiendo los criterios descritos Fleiss en 2013 (261), siendo estos:

- Si $ICC > 0,8$, la fiabilidad se considera excelente
- Si $0,6 < ICC \leq 0,8$, la fiabilidad se considera buena.
- Si $0,4 < ICC \leq 0,6$, la fiabilidad se considera moderada.
- Si $ICC \leq 0,4$, la fiabilidad se considera débil o pobre.

3.3.6. Consideraciones éticas

De manera previa a su realización, el estudio ha sido valorado por el comité ético y científico de la Universitat Internacional de Catalunya, contando con su aprobación.

El investigador principal informó de las características del estudio (Anexo 1) a todos los participantes que colaboraron de manera voluntaria. Todos los participantes oficializaron su participación firmando un consentimiento informado (Anexo 2). Se garantizó la confidencialidad de datos de cada participante de acuerdo con la Ley 15/1999 de protección de datos.

3.4. Resultados

En relación a datos descriptivos de los participantes de la Etapa 1, la muestra quedó conformada por 15 hombres (57,70%) y 11 mujeres (42,30%). Respecto a la lateralidad en extremidad inferior, es decir la extremidad inferior dominante, 22 de los participantes (84,60%) presentaron lateralidad en extremidad inferior derecha y 4 participantes (15,40%) presentaron lateralidad en extremidad inferior izquierda.

La información de media, desviación estándar (SD), intervalo de confianza del 95% (IC 95%), máximo y mínimo, relacionada con edad, peso, altura e IMC de los participantes que proporcionaron la muestra de 52 tobillos, se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1. Características descriptivas de todos los participantes

	Estadístico	Participantes
Edad (años)	Media (SD)	28,08 (7,45)
	Mín	19
	Máx	41
	IC 95%	[25,07 - 31,08]
Peso (kg)	Media (SD)	69,78 (10,31)
	Mín	52,8
	Máx	96,6
	IC 95%	[65,61 - 73,94]
Altura (cm)	Media (SD)	170,71 (8,50)
	Mín	151,2
	Máx	182,2
	IC 95%	[167,28 - 174,15]
IMC	Media (SD)	23,88 (2,64)
	Mín	20,14
	Máx	34,35
	IC 95%	[22,81 - 24,94]

Nota. kg: kilogramos. cm: centímetros. IMC: índice de masa corporal. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza

Los participantes de la Etapa 1 se caracterizaron por tener una media de edad de 28 años, 69,78 kg de peso y una altura de 170,71 cm, con un IMC de 23,88.

Las mediciones de inversión de tobillo, se muestran en la Tabla 2, y se presentan a través de la media, SD, IC 95%, máximo y mínimo.

Tabla 2. Medición de inversión de tobillo en 2 sesiones por 2 observadores

	MIT	Estadístico	Observador 1	Observador 2
Sesión 1	Repetición 1	Media (SD)	27,75 (5,73)	25,06 (5,91)
		Mín	16,6	12,1
		Máx	40,8	37,3
		IC 95%	[26,16 - 29,35]	[23,42 - 26,71]
	Repetición 2	Media (SD)	27,46 (5,26)	24,03 (4,92)
		Mín	15,3	14,9
		Máx	40	37,3
		IC 95%	[25,99 - 28,92]	[22,66 - 25,40]
	Repetición 3	Media (SD)	28,39 (5,82)	24,27 (5,26)
		Mín	16	14,3
		Máx	42,4	37,1
		IC 95%	[26,76 - 30,01]	[22,81 - 25,74]
	Promedio sesión 1	Media (SD)	27,87 (5,23)	24,45 (5,01)
		Mín	18,5	15,4
		Máx	41,1	35,4
		IC 95%	[26,41 - 29,32]	[23,06 - 25,85]
Sesión 2	Repetición 1	Media (SD)	27,94 (5,11)	26,08 (4,96)
		Mín	15,9	17,2
		Máx	42,3	38,8
		IC 95%	[26,52 - 29,37]	[24,70 - 27,46]
	Repetición 2	Media (SD)	27,39 (5,61)	25,98 (4,56)
		Mín	15,2	16,7
		Máx	39,5	37,8
		IC 95%	[25,83 - 28,95]	[24,71 - 27,24]
	Repetición 3	Media (SD)	28,43 (4,97)	26,20 (4,56)
		Mín	20,4	18,1
		Máx	39,9	38,1
		IC 95%	[27,05 - 29,81]	[24,93 - 27,47]
	Promedio sesión 2	Media (SD)	27,92 (4,89)	26,09 (4,43)
		Mín	17,6	17,4
		Máx	40,6	37,7
		IC 95%	[26,56 - 29,28]	[24,85 - 27,32]
Promedio sesiones	Media (SD)	26,16 (4,52)	27,00 (4,26)	
	Mín	19,27	19,22	
	Máx	35,5	37,17	
	IC 95%	[24,90 - 27,42]	[25,82 - 28,19]	

Nota. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de la tabla: grados (°).

En la Tabla 2 cabe destacar, en relación al observador 1, que en la sesión 1 obtuvo un promedio de las 3 repeticiones de 27,87°, mientras que en la sesión 2 fue de 27,92°. En relación al observador 2, en la sesión 1, obtuvo un promedio de las 3 repeticiones de 24,45°, mientras que en la sesión 2 fue de 26,09°. Por lo tanto:

- En el observador 1 la diferencia de promedios entre sesión 1 y sesión 2 fue de 0,05°, mientras que en el observador 2 fue de 1,64°. Este aspecto se analizó en el apartado '3.4.1. Fiabilidad intraobservador'.
- La diferencia de promedios entre observadores en la sesión 1 fue de 3,42°, mientras que en la sesión 2 fue de 2,90°. Se aprecia una disminución en las diferencias entre mediciones de la inversión de tobillo entre observadores, entre sesión 1 y 2, de 0,52°. Este aspecto se analizó en el apartado '3.4.2. Fiabilidad interobservador'.

3.4.1. Fiabilidad intraobservador

Los resultados referentes a la fiabilidad intraobservador de la medición de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada se muestran en la Tabla 3 y en las gráficas de Bland y Altman representadas en la Figura 28 y en la Figura 27.

Tal y como se puede apreciar en la en la Tabla 3, cabe destacar que el observador 1 obtuvo un ICC entre sesiones de 0,864, considerado excelente y el observador 2 obtuvo un ICC de 0,770, considerado bueno según los criterios de valoración de fiabilidad descritos por Fleiss en 2013 (261). Se destaca que los límites superior e inferior de los intervalos de confianza, entre sesiones y para ambos observadores, se sitúan dentro de los umbrales en que la fiabilidad se considera buena y excelente.

Tabla 3. Análisis de fiabilidad intraobservador en 2 sesiones por 2 observadores

Fiabilidad Intraobservador	Observador 1		Observador 2	
	ICC	IC 95%	ICC	IC 95%
Entre repeticiones de la sesión 1	0,807	[0,716-0,877]	0,802	[0,709-0,873]
Entre repeticiones de la sesión 2	0,809	[0,718-0,878]	0,835	[0,754-0,895]
Entre sesiones	0,864	[0,774-0,920]	0,770	[0,631-0,861]

Nota. ICC: índice de correlación intraclass. IC: intervalo de confianza

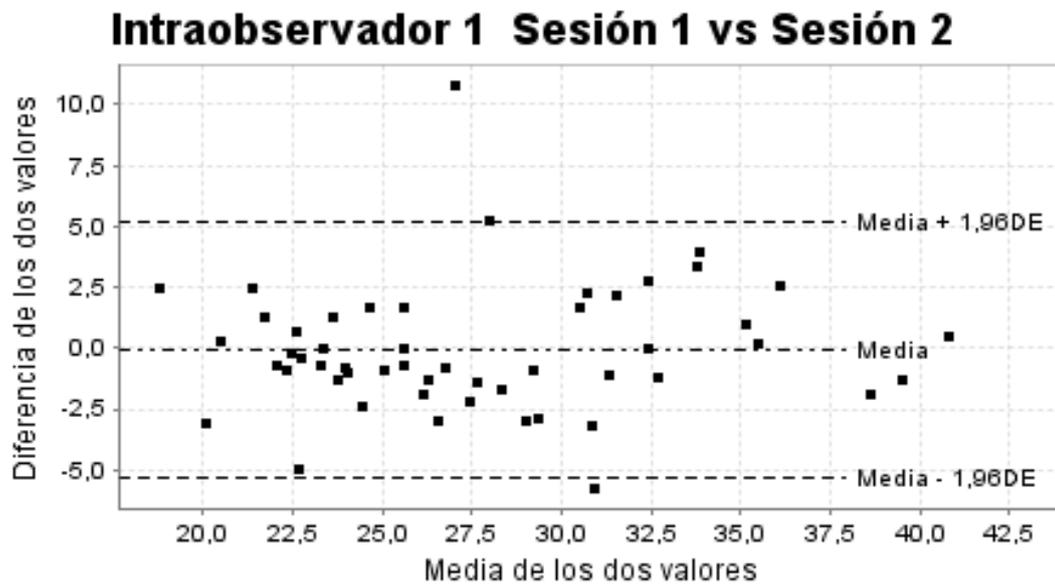


Figura 28. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad intraobservador, observador 1

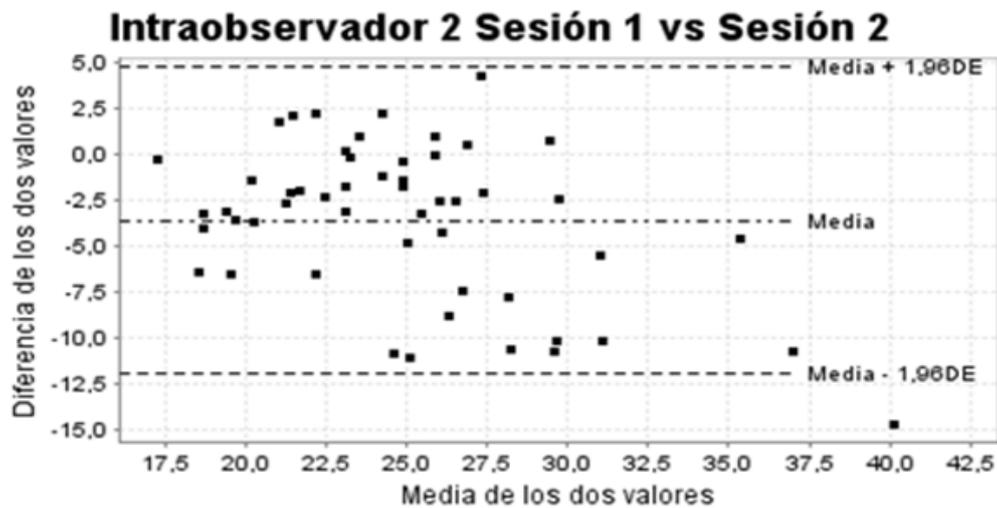


Figura 27. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad intraobservador, observador 2

3.4.2. Fiabilidad interobservador

Los resultados referentes a la fiabilidad interobservador de la medición de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada se muestran en la Tabla 4 y en las gráficas de Bland y Altman representadas en la Figura 29, Figura 30 y Figura 31. El ICC obtenido en la sesión 1 entre observadores fue moderado, de 0,558. El obtenido en la sesión 2 fue bueno, de 0,669. Se aprecia una evolución positiva, entre la sesión 1 y la sesión 2, que se refleja en un incremento del ICC interobservador de 0,111. Por otro lado, la fiabilidad entre sesiones, sin tener en cuenta el observador, fue de 0,877 que se considera excelente, según los criterios de valoración de fiabilidad descritos por Fleiss en 2013 (261).

Tabla 4. Análisis de fiabilidad interobservador en 2 sesiones y entre sesiones

Fiabilidad Interobservador	ICC	IC 95%
Sesión 1	0,558	[0,339-0,720]
Sesión 2	0,669	[0,486-0,795]
Entre sesiones	0,877	[0,795-0,928]

Nota. ICC: índice de correlación intraclassa. IC: intervalo de confianza

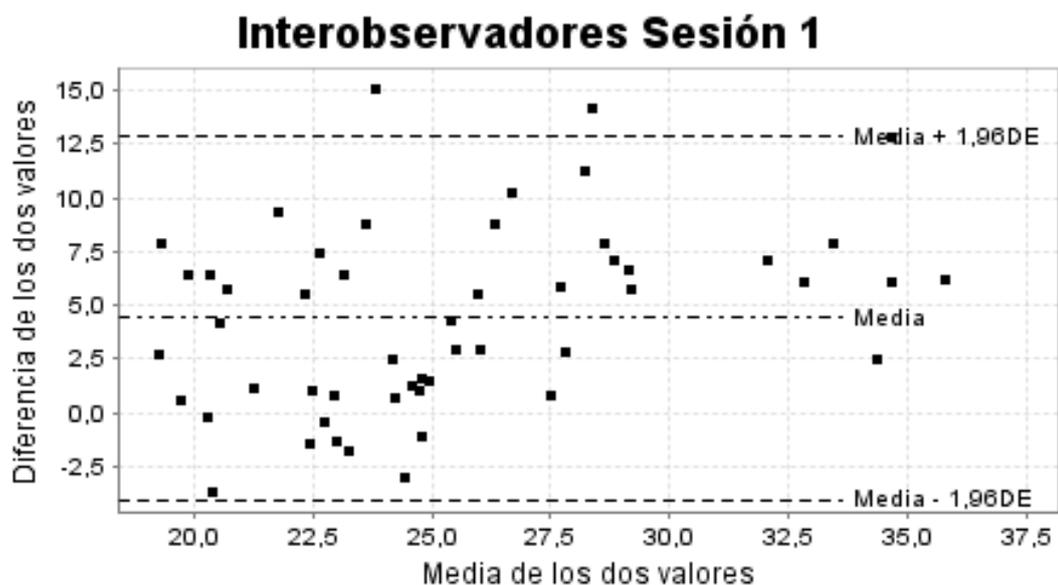


Figura 29. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad interobservadores sesión 1

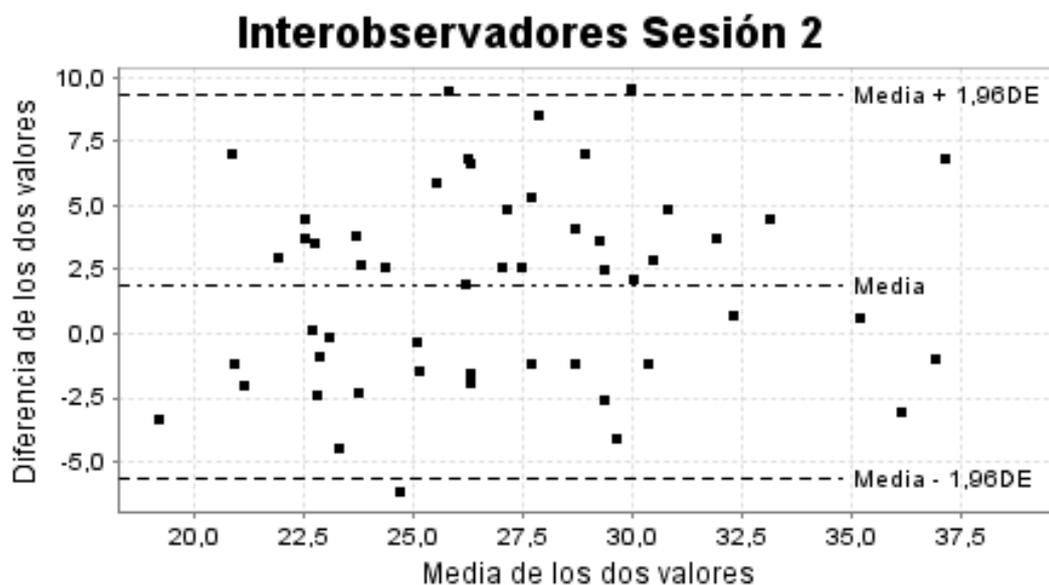


Figura 30. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad interobservadores sesión 2

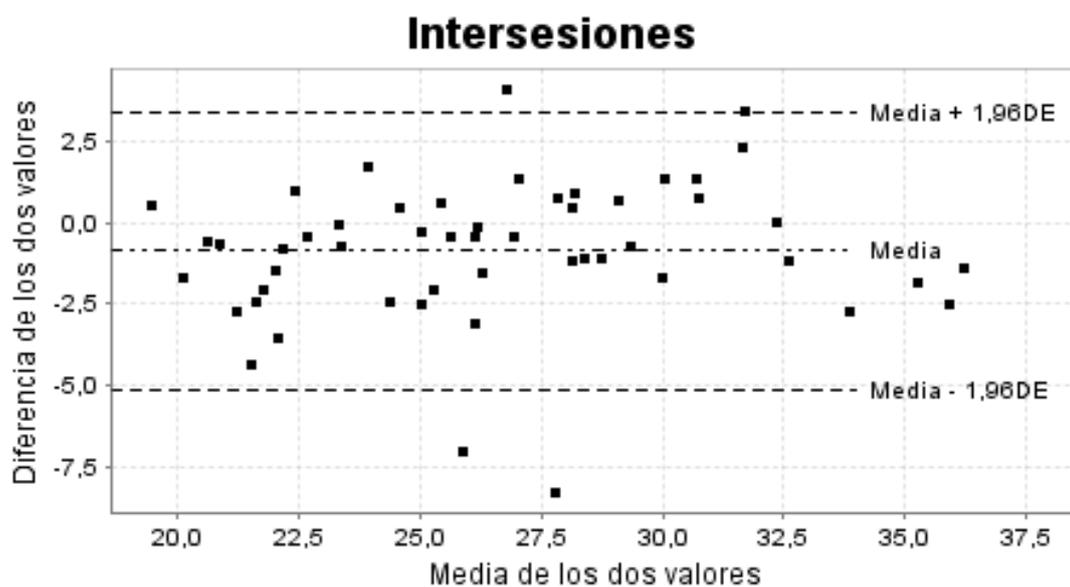


Figura 31. Gráfica de Bland Y Altman. Fiabilidad intersesiones

ETAPA 2

4

La Etapa 2 realizó el análisis comparativo de la efectividad del vendaje funcional preventivo y de la ortesis de tobillo. Para ello, se analizó la capacidad de limitación de la inversión de tobillo antes, durante y después de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto en la que se reproducían las condiciones de esfuerzo y las acciones técnicas específicas realizadas en un entrenamiento y/o competición. También se analizaron los efectos de ambas técnicas sobre el equilibrio dinámico y sobre algunos parámetros de la funcionalidad.

4.1. **Hipótesis**

La Etapa 2 se basó en las siguientes hipótesis:

1. El vendaje funcional es más efectivo que la ortesis de tobillo en la limitación de la inversión de tobillo antes, durante y después de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.
2. El vendaje funcional preventivo y la ortesis de tobillo presentan un desgaste diferente en la capacidad de limitación de inversión de tobillo, según la curva de evolución, generado por la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.
3. El vendaje funcional y la ortesis de tobillo mejoran el equilibrio dinámico, antes y después de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.
4. El vendaje funcional y la ortesis de tobillo no disminuyen los parámetros funcionales de agilidad y salto horizontal durante una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.

4.2. **Objetivos**

En la Etapa 2 del estudio se plantearon los siguientes objetivos:

1. Determinar la capacidad de limitación de inversión de tobillo de un vendaje funcional y una ortesis, a lo largo de una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto.
2. Comparar las curvas de evolución de la capacidad de limitación de inversión de tobillo del Vendaje funcional y de la Ortesis de tobillo.

3. Determinar el efecto de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo sobre el equilibrio dinámico, antes y después de una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto.
4. Determinar el efecto de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo sobre los parámetros funcionales de agilidad y salto horizontal, durante una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto.

4.3. **Material y métodos**

El análisis de la limitación de la capacidad de inversión y los efectos sobre el equilibrio dinámico y sobre los parámetros funcionales de agilidad y salto horizontal, del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo, se realizó mediante un ensayo clínico cruzado, en el que cada participante fue su propio control.

4.3.1. **Población y muestra**

Los participantes de la muestra de la Etapa 2 debían ser deportistas, en concreto, a jugadores/as de baloncesto con ficha federativa de la Federación Catalana de Baloncesto.

Todos los participantes tuvieron acceso, de manera previa a su participación, a la información verbal y escrita sobre el estudio, a través del documento de Información al participante, que se puede consultar en el Anexo 1. Se oficializó la conformidad voluntaria en su participación con la firma del documento de consentimiento informado, que se adjunta en el Anexo 2.

Los criterios de inclusión establecieron que los participantes:

- Fueran jugadores/as de baloncesto con licencia federativa en vigor.
- Realizaran un mínimo de 3 sesiones de baloncesto semanales.
- Tuvieran edades comprendidas entre los 18 y los 35 años.

Los criterios de exclusión establecieron que los participantes no refiriesen:

- En el momento de las mediciones:
 - o Lesión ligamentosa, tendinosa u ósea en extremidad inferior o pie en fase aguda.
 - o Alteraciones del equilibrio.
 - o Patología diagnosticada que afectara al sistema nervioso central.
- En los últimos 6 meses: antecedentes de esguince de ligamentos en articulación de tobillo o de rodilla, con afectación de grado 2 o de grado 3.
- En los últimos 12 meses: antecedentes de fractura ósea en extremidad inferior.

El cálculo del tamaño de la muestra necesaria para la Etapa 2 del estudio se realizó teniendo en cuenta que hay un único grupo, ya que cada individuo se

comparó consigo mismo. En consecuencia, a nivel estadístico se trató como un diseño de medidas repetidas, en base al cual se calculó el tamaño de muestra, fijando un nivel de significación estadística del 5% y una potencia estadística del 80%. Así mismo, como valores de media y desviación típica de la variable principal de respuesta del estudio, se tomaron los valores obtenidos en la Etapa 1. En base a los datos de referencia, se estableció como parámetro de superioridad una diferencia mínima clínicamente relevante de 3,5°. Para el cálculo se utilizó el programa Ene 3.0, con la opción de comparación de medias para grupos apareados, medidas repetidas, obteniendo un número mínimo de tobillos a valorar de 56. Se estimó un porcentaje de posibles pérdidas del 20%, por lo que el tamaño final de la muestra de tobillos que se propuso reclutar fue de 68 tobillos a valorar.

En el proceso de reclutamiento de la muestra se estableció contacto con 142 clubes de Catalunya, a los cuales se les presentó el estudio con el objetivo obtener el acceso a los jugadores. Así, 22 clubes mostraron interés en recibir más información. Se organizaron reuniones con directores técnicos y entrenadores de estos clubes. Siete clubes fueron descartados, principalmente por motivos de viabilidad y disponibilidad de instalaciones. En los 15 clubes restantes se organizaron reuniones con los jugadores y se les informó sobre el estudio. Finalmente, jugadores/as de 9 equipos, pertenecientes 7 clubes aceptaron colaborar en el estudio como participantes:

- El Club Bosco Horta aportó 4 jugadores del equipo sub 21 masculino y 4 jugadoras del equipo senior femenino.
- El C.B. NouBadia aportó 4 jugadores del equipo 21 masculino.
- El Club Escoles Pies de Sabadell aportó 4 jugadores del equipo senior masculino.
- El C.B. Castelldefels aportó 2 jugadores del equipo senior masculino.
- El C.B. Hospitalet aportó 4 jugadores del equipo sub 21 masculino.
- El C.B. Viladecans aportó 8 jugadores del equipo sub 21 masculino.
- C.B. Igualada aportó 4 jugadores del equipo sub 21 masculino y 4 jugadoras del equipo senior femenino.

El número de participantes finalmente seleccionados fue de 38 jugadores, 30 hombres y 8 mujeres. Durante las 6 semanas de medición se produjo la pérdida

de 6 participantes por diferentes motivos: lesión en partido de competición, incompatibilidad horaria por trabajo o enfermedad. El número de participantes que finalizaron el proceso de medición de manera íntegra fue de 32, de los cuales fueron 25 hombres y 7 mujeres, a los que se les realizó una medición bilateral, conformando una muestra final de 64 tobillos.

A todos los participantes de la Etapa 2 del estudio se les registraron datos sociológicos y antropométricos que constan en ficha del participante, que se adjunta en el Anexo 3.

4.3.2. **Material**

Para la medición de la inversión de tobillo fue necesaria la tabla de inversión con todos sus componentes y sus complementos (inclinómetro digital, inclinómetro de burbuja y cinta adhesiva) que se describen en la Etapa 1.

En la medición del equilibrio dinámico y de la funcionalidad se emplearon cintas métricas para marcar la estructura de los diferentes test, que se fijaron al suelo mediante cinta adhesiva. Fueron necesarios conos de 10 cm diámetro y 7 cm de altura para la misma función y para delimitar el espacio correspondiente a cada una. Para garantizar la seguridad de los participantes se emplearon conos de materiales plásticos y deformables bajo la presión de la pisada. También se empleó cronómetro para el control del tiempo de ejecución de los tests, así como de las pausas establecidas entre estos.

El espacio físico necesario para la realización de estas mediciones, así como del resto de la intervención, que se describe en el siguiente apartado, fue el equivalente a media pista de baloncesto, es decir 15 x 14 metros aproximadamente. El material específico de baloncesto necesario fue de 2 balones para cada sesión.

Para la aplicación del vendaje funcional de tobillo fueron necesarias venda cohesiva elástica (*pretape*), venda adhesiva no elástica (*tape*), venda adhesiva elástica, alcohol para retirar el vendaje y tijeras de vendaje. La ortesis necesaria fue el modelo Swede-O Inner Lok.

4.3.3. Procedimiento e intervención

Todos los participantes que proporcionaron la muestra de tobillo de la Etapa 2 del estudio participaron durante 3 semanas en el proceso de análisis del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo.

Durante el procedimiento de la Etapa 2, una vez por semana cada participante realizó la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto estandarizada de 90 minutos de duración, formada por acciones, desplazamientos y gestos técnicos propios del baloncesto. Esta sesión la realizó cada participante 3 veces y cada sesión en una condición diferente, por lo que cada participante fue su propio control. En la primera sesión al participante no se le aplicó ningún tipo de inmovilización funcional. En la segunda sesión, de manera aleatoria, se le aplicó vendaje funcional u ortesis de tobillo. Por lo tanto, en la tercera sesión, realizaron la sesión en la condición restante. A cada participante se le realizó una medición bilateral y la condición en la que realizaron la sesión fue igual para ambos tobillos. Por motivos organizativos se estableció una separación, entre cada una de las 3 sesiones, de una semana. Las 3 sesiones se realizaron en las instalaciones y campo de juego de cada participante.

Con este procedimiento se pretendió que todos los participantes realizaran la misma sesión, en condiciones climáticas y entorno similares entre sesiones, de manera que la única diferencia entre sesiones fue el factor de estudio: la condición (sin inmovilización, vendaje funcional u ortesis).

Para garantizar una intervención en la que las técnicas de inmovilización, la medición articular y los test de valoración se aplicaran de la misma manera, se describieron las secuencias y protocolos de aplicación. En relación a la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, también se describió su estructura y componentes con tiempo de duración de cada ejercicio. Estos aspectos se describen a continuación.

4.3.3.1. Vendaje funcional preventivo mixto de tobillo

En todos los participantes se realizó la secuencia de aplicación del vendaje funcional preventivo mixto en la articulación del tobillo:

- a. La posición del tobillo durante la aplicación del vendaje debía ser de 90° y en posición neutra, sin inclinaciones ni desviaciones laterales. La referencia proximal de longitud del vendaje a nivel proximal era el equivalente de la longitud de la cara lateral del pie. La referencia distal de longitud del vendaje era la cabeza del quinto metatarsiano, de manera que no quedase cubierta por vendaje ninguna de las articulaciones metatarsofalángicas.



Figura 32. Secuencia 'a' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- b. Inicialmente se colocó una capa de *pretape* de protección, que es una venda elástica cohesiva porosa, que evita el contacto de las tiras de *tape* y su adhesivo sobre la piel. Sobre la longitud total del vendaje descrita anteriormente, la superficie cubierta por *pretape* será de 1 - 2 centímetros menos sobre la referencia proximal y distal, dependiendo de las dimensiones del pie del deportista.



Figura 33. Secuencia 'b' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- c. A continuación, se colocan los anclajes proximal y distal de venda elástica adhesiva de 5 centímetros de ancho. El anclaje es una tira circular que se coloca de manera que la parte más craneal del anclaje proximal y la parte más caudal del anclaje distal delimitan la longitud total del vendaje, según las referencias descritas anteriormente. Su función es proporcionar la propiedad adhesiva al vendaje, de manera que en su colocación, entre 1 y 2 centímetros del ancho de esta tira circular, se adhiere directamente sobre la piel del deportista y ofrece una superficie para el origen e inserción de las tiras activas.



Figura 34. Secuencia 'c' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- d. A continuación, se coloca una tira activa longitudinal a la pierna con tape, que es venda no elástica adhesiva de 3,8 centímetros de ancho. Es una tira que se origina en el anclaje proximal por su cara medial y pasa por maléolo medial, calcáneo en su cara plantar y maléolo lateral para insertarse en el anclaje proximal en su cara lateral. La función de esta tira es la de limitar los movimientos de abducción y aducción del tobillo. Es importante que el contacto en planta del pie se realice en superficie calcánea puesto que un recorrido más anterior realizaría compresión de la parte más proximal del quinto metatarsiano, la estiloides, que es un relieve óseo que puede referir dolor con la compresión de esta tira.



Figura 35. Secuencia 'd' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- e. A continuación, se coloca la tira activa longitudinal al pie con tape. Esta tira tiene una orientación perpendicular a la anterior. Se origina en el anclaje distal por su cara dorsal y pasa por maléolo medial, cara posterior del calcáneo y maléolo lateral para insertarse en el anclaje distal por su cara dorsal. La función de esta tira es la de incrementar la tensión de manera analítica en la superficie comprendida entre maléolos y calcáneo, espacio entre el que discurren los ligamentos laterales del tobillo.



Figura 36. Secuencia 'e' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- f. A continuación, se colocan hasta 3 tiras longitudinales a la pierna y 3 tiras longitudinales al pie, con tape, alternadas entre sí y reproduciendo los recorridos descritos anteriormente. La parte de recorrido relacionada con pie para cada tira debe solaparse, sin embargo la zona de origen e inserción en los anclajes no se produce solapamiento para ampliar el efecto estabilizador de estas tiras. Es importante que los extremos de las tiras activas se originen e inserten sobre superficie de anclaje para disponer de una correcta capacidad de resistencia a la tracción que se genera si se produce el gesto lesivo que tratan de evitar.

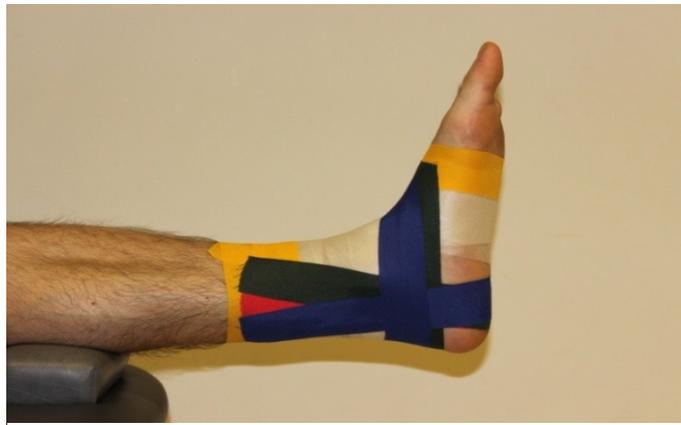


Figura 37. Secuencia 'f' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- g. A continuación, se realiza el cierre de los anclajes, con venda elástica adhesiva de 5 centímetros. Se colocan encima de las tiras de anclaje iniciales las tiras de cierre de anclaje, cubriendo los extremos de las tiras activas. La función de estas tiras es la de fijación de los extremos de las tiras activas para garantizar las propiedades del vendaje funcional. Después se colocan tres tiras activas horizontales alternadas con tres tiras activas verticales, de venda no elástica adhesiva, que son las tiras que limitarán la inversión. Las tiras verticales se originan en la cara medial del anclaje proximal, pasando por maléolo interno, cara plantar del calcáneo y finalizando en la cara lateral del anclaje proximal.



Figura 38. Secuencia 'g' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

- h. A continuación, se colocan las tiras de cierre del vendaje, con tape. Son tiras circulares que se colocan de distal a proximal cubriendo toda la superficie que delimitan los anclajes del vendaje. Para garantizar la distribución repartida a lo largo de toda la superficie de cierre, sin que queden espacios sin cerrar, se solapan las tiras de cierre sobre la mitad del ancho de la tira que la precede. La única superficie que queda sin cubrir es la parte posterior del calcáneo, para permitir parte del movimiento que requiere para los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal del tobillo.



Figura 39. Secuencia 'h' vendaje funcional preventivo de tobillo. Fuente: archivo personal

- i. Para finalizar, se coloca una tira de refuerzo en forma de 'ocho' con tape. Esta tira se origina en la cara posterior del maléolo medial y pasa por cara plantar del calcáneo, maléolo lateral, cara anterior de la articulación del tobillo, maléolo medial, Tendón de Aquiles, maléolo lateral, cara anterior del tobillo, cara plantar del calcáneo y finaliza en cara posterior del maléolo externo. La función de este refuerzo es el de incrementar la acción global del vendaje.



Figura 40. Secuencia 'i' vendaje funcional preventivo mixto de tobillo. Fuente: archivo personal

4.3.3.2. Ortesis de tobillo Swede-O Inner Lok 8 ®

La secuencia de aplicación de la ortesis que se realizó a todos los participantes fue la siguiente:

- a. Colocar un calcetín totalmente estirado, que sea más alto que la ortesis, para garantizar la protección de la piel ante rozaduras del tejido y el pie en apoyo con tobillo a 90°, en posición neutra y sin inclinaciones laterales durante los siguientes pasos.
- b. Colocar la ortesis sin pliegues en el tejido sobre el calcetín y realizar un pre ajuste del cordaje para una primera adaptación al tobillo y pie.



Figura 41. Secuencia 'b' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal

- c. Traccionar de las tiras laterales hasta el ajuste interno y enganchar en superficie de velcro lateral.



Figura 42. Secuencia 'c' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal

- d. Realizar el ajuste del cordaje.



Figura 43. Secuencia 'd' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal

4.3.3.3. Medición de inversión de tobillo

La secuencia de acciones que se realizaron en la medición de la inversión de tobillo con la tabla de inversión son las descritas anteriormente en el Apartado 3.3.3 de la Etapa 1.



Figura 44. Medición inversión de tobillo. Fuente: archivo personal

Se realizaron 3 repeticiones de la medición en cada tobillo, de las que se calculó el promedio.

4.3.3.4. Y balance Test (YBT)

Las acciones que se realizaron en la medición del equilibrio dinámico, mediante el YBT, son las siguientes:

- a. En la ejecución del test el participante debe mantenerse en apoyo monopodal en el punto de referencia sobre la extremidad a valorar.
- b. A continuación se le pide que, con la parte más distal de la otra extremidad, contacte en el punto más alejado que pueda sobre la línea anterior. El contacto en la línea indicada debe realizarse sin desequilibrio para mantener el peso de manera íntegra sobre la extremidad a valorar y se debe volver a la posición monopodal inicial. Se repite 3 veces.
- c. Este mismo procedimiento se realiza para la valoración en las líneas posterolateral y posteromedial.

De las 3 repeticiones realizadas con cada línea, registradas en centímetros, en cada línea se calculó el promedio. Posteriormente se estandarizó el promedio

obtenido por la longitud de la extremidad, para proporcionar las distancias en participantes de diferentes alturas y envergaduras (235).

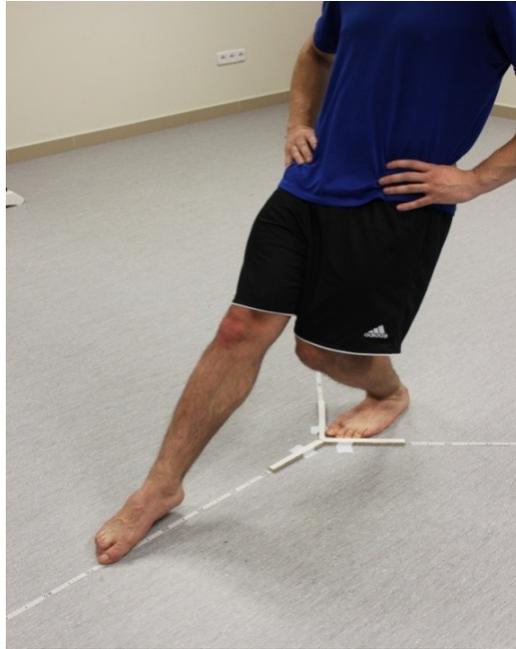


Figura 45. Ejecución YBT anterior.
Fuente: archivo personal

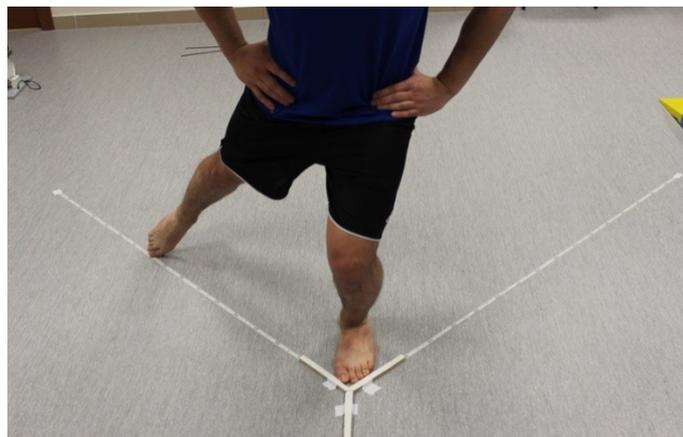


Figura 46. Ejecución YBT posterolateral. Fuente:
archivo personal



Figura 47. Ejecución YBT posteromedial. Fuente: archivo personal

4.3.3.5. Modified Agility T-Test (MAT)

Las acciones que se realizaron para la ejecución del circuito del MAT son las siguientes:

- a. El sujeto comienza en el cono A.
- b. Hace un sprint hasta el cono B y toca la base del cono con la mano derecha.
- c. A continuación, gira a la derecha desplazándose lateralmente sin cruzar las piernas y toca el cono D con la mano derecha.
- d. Una vez lo ha tocado el cono D, va hacia el cono C con desplazamiento lateral también y lo toca con la mano izquierda.
- e. A continuación, con desplazamiento lateral se dirige al cono B, para tocarlo con la mano derecha
- f. Del cono B se dirige en carrera de espaldas hasta el cono A.

Los participantes deben realizar los desplazamientos que conforman el circuito a la mayor velocidad posible. El observador, se mantiene durante toda la prueba en el cono A, que es el punto de salida y llegada del circuito. Las indicaciones para el inicio de la prueba, una vez el participante está en el punto de salida, es: ¡preparados, ya!. El cronómetro empieza a contar a partir del ¡ya! y se detiene cuando el participante llega al cono A.

Cada participante realiza el test 3 veces. La primera responde a reconocimiento y práctica de la misma y se realiza sin registro de tiempo. Las 2 posteriores se realizan con registro de tiempo y se selecciona el mejor tiempo de los 2 intentos (244).

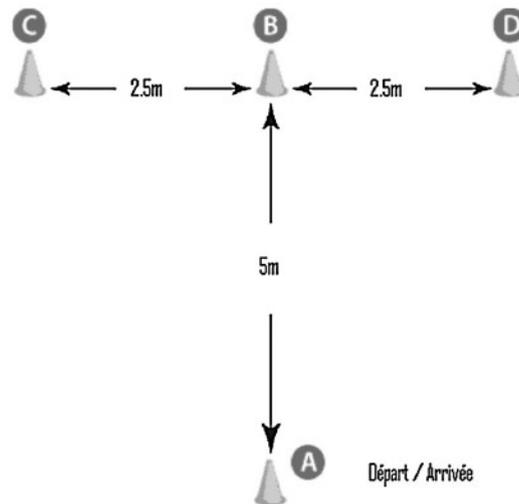


Figura 48. Circuito de agilidad MAT. Fuente: Sassi, 2009

4.3.3.6. Standing Long Jump (SLJ)

Las acciones que se realizaron todos los participantes en la ejecución del SLJ en la realización del SLJ son las siguientes:

- a. El participante tiene los pies colocados detrás de la línea de batida, separados según el ancho de sus caderas.
- b. Prepara el salto con flexión de rodillas y caderas, y con balanceo de brazos.
- a. Realiza el salto hacia adelante, lo más lejos posible, con los 2 pies a la vez en impulso y recepción.
- b. La distancia se mide desde la línea de batida hasta el contacto del talón en el suelo del pie más retrasado.

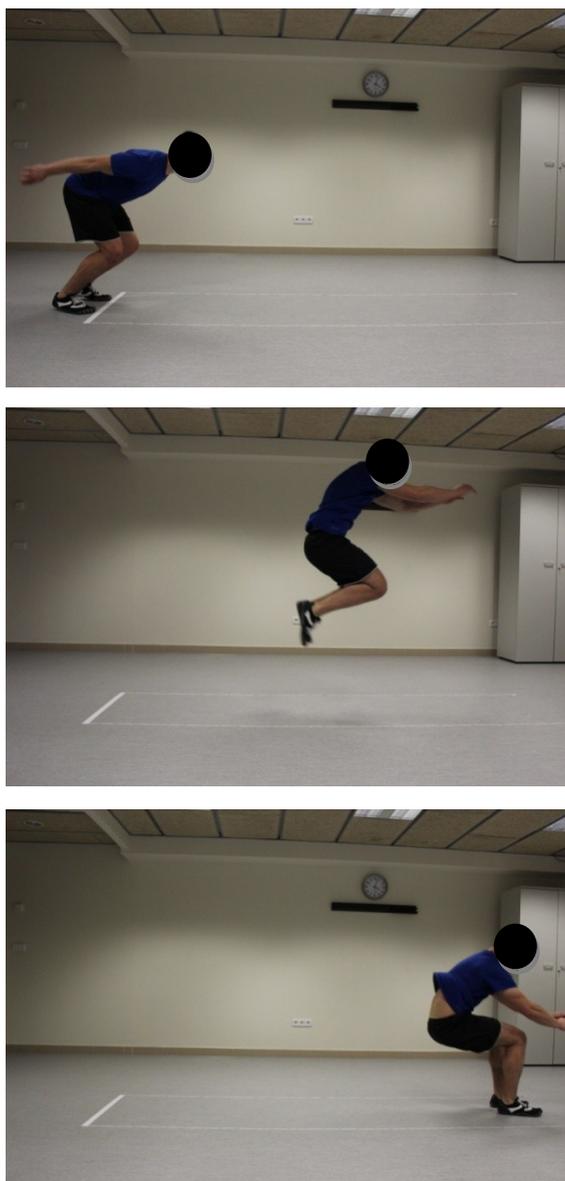


Figura 49. Ejecución SLJ. Fuente: archivo personal

El test se realiza 3 veces y se selecciona la mayor distancia alcanzada. La distancia máxima registrada se estandariza por la altura del participante, para proporcionar las distancias realizadas entre participantes (250).

4.3.3.7. Single Leg Hop (SLH)

Todos los participantes, para la ejecución del SLH, realizaron la secuencia de acciones que se describen a continuación:

- a. La pierna con la que se realiza el test inicialmente se determina de manera aleatoria.
- b. El participante debe prepararse en apoyo monopodal sobre la extremidad a valorar, con manos en la cintura y con el pie de apoyo en contacto con el suelo detrás de la línea de batida.
- c. Una vez equilibrado en la posición indicada realiza el salto horizontal hacia delante a la mayor distancia como le sea posible.
- d. Tras la recepción del salto con la misma pierna de impulso, el participante debe reequilibrarse sin realizar apoyo de la extremidad contraria, durante 3 segundos.
- e. A continuación se mide la distancia desde la línea de batida al talón del pie de la extremidad a valorar.

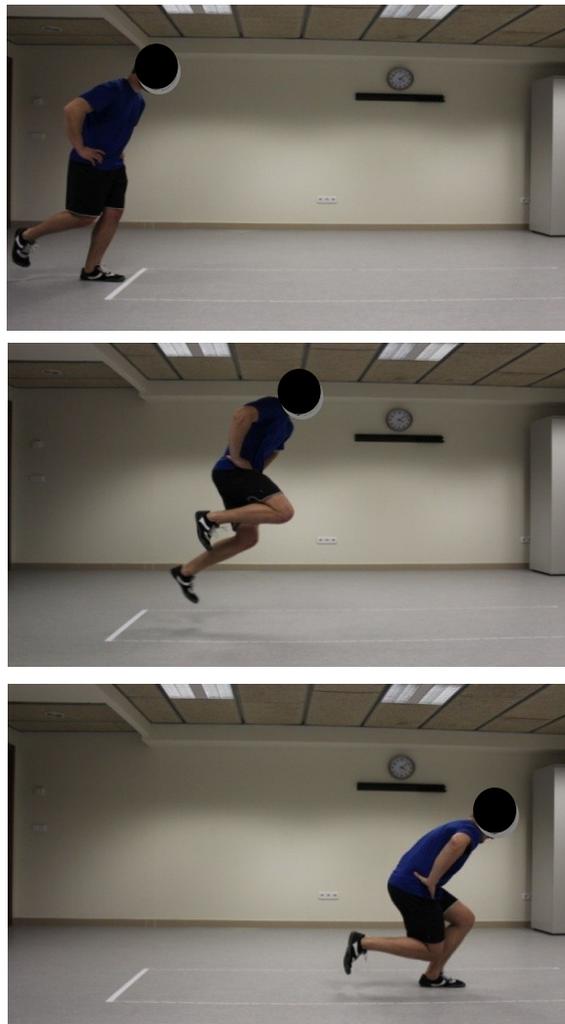


Figura 50. Ejecución SLH. Fuente: archivo personal

Se realizan 3 saltos con cada pierna, alternando derecha e izquierda, y se selecciona la máxima distancia alcanzada con cada una de las extremidades. La máxima distancia registrada por cada pierna se estandariza por la altura del participante, para proporcionar las distancias realizadas entre participantes (252,254).

4.3.3.8. Sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto

El diseño de sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto estándar responde a la necesidad de disponer de una sesión de actividad física enfocada al baloncesto y que contara con gestos técnicos propios de este deporte, cuantificados en tiempo e intensidad para garantizar su repetitividad.

Sesión ejercicio físico aplicado al baloncesto																
eC		Club:				Fecha:				Ses núm		1	2	3		
Participante 1				Participante 2				Participante 3				Participante 4				
Pre sesión	Documentación, Vendajes, Ortesis															
	MIT								MIT							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
	YBT								YBT							
D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M	
I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M	
1er periodo																
00 - 10	2' Carrera continua								2' Estiramientos activos extremidad inferior							
	2' Desplazamientos lineales								2' Desplazamientos variando intensidades SB							
	2' Desplazamientos con cambios de dirección															
10 - 15	MAT								MAT							
	1.				1.				1.				1.			
	2.				2.				2.				2.			
15 - 20	MIT								MIT							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
2do periodo																
20 - 30	2' Desplazamientos con balón								2' Rueda de entradas con CD - CR - GT							
	2' Series de tiro								2' Rueda de palmeos							
	2' Rueda de entradas D / I															
30 - 35	SLJ								SLJ							
35 - 40	MIT								MIT							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
3er periodo																
40 - 50	2' Circuito GT con balón								2' Rueda de tiro con rebote							
	2' 1 x 1 desde exterior								2' Desplazamientos variando intensidades SB							
	2' Carrera continua															
50 - 55	SLH								SLH							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
55 - 60	MIT								MIT							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
4to periodo																
60 - 70	2' Zig-Zag (1 x 1 simulado)								2' 2 x 2 libre							
	2' 1 x 1 desde interior								2' 1 x 1 rebote							
	2' Desplazamientos con balón															
Post sesión	MIT								MIT							
	D				D				D				D			
	I				I				I				I			
	YBT								YBT							
	D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M
I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M	

Figura 51. Estructura de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto

Esta sesión se caracterizó por:

- Tiempo de acción intermitente, debido a su estructura en 4 periodos de 10 minutos, que simula la relación entre juego y pausa de un partido de baloncesto.
- Variabilidad en intensidad, ya que se alterna de manera protocolizada la intensidad de ejecución de las acciones en cada periodo, diferenciando entre intensidad alta, moderada y baja.
- Variabilidad de acciones, puesto que combina diferentes desplazamientos y acciones, tanto ofensivas como defensivas.
- Simulación de situaciones reales, mediante la inclusión de situaciones con oposición.

La sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto integró los test de medición de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, el Y Balance Test (YBT), el Modified Agility T-Test (MAT), el Standing Long Jump (SLJ) y el Single Leg Hop (SLH). A través de estos test realiza el análisis de la eficacia en la limitación de inversión de tobillo del vendaje funcional y la ortesis, que se ubican en los espacios de tiempo que hay al inicio y al final de la sesión, así como entre los periodos de actividad, tal y como se muestra en la Figura 51.

En relación a los 4 periodos en los que se estructura la parte de ejercicio físico aplicado al baloncesto, se destaca que cada periodo de 10 minutos de duración está formado por 5 ejercicios de 2 minutos (2') que se ejecutan a una intensidad indicada a los participantes de manera previa a éste. Las intensidades de ejecución de los ejercicios, como se muestra en la Figura 51, se diferencian en 3 niveles:

- Intensidad baja, indicada en color verde.
- Intensidad moderada, indicada en color amarillo.
- Intensidad alta, indicada en color rojo.

De esta manera, en el inicio de la sesión se realizaron las mediciones de inversión de tobillo (MIT M0) y el Y balance Test (YBT M0). A continuación, el primer periodo lo formaron los ejercicios de 2' de duración cada uno, que se indican a continuación:

1. Carrera continua, en la que se realizó carrera de cara en desplazamiento lineal a intensidad baja.

-
2. Desplazamientos lineales, en los que se alternaron carrera de cara, carrera de espaldas, carrera lateral, skipping rodillas y skipping talones, todos estos a intensidad baja.
 3. Desplazamientos con cambio de dirección, en los que se alternaron carrera en slalom, carrera en zig-zag y desplazamiento defensivo, realizados a intensidad moderada.
 4. Estiramientos activos de la musculatura de extremidad inferior: cuádriceps, isquiotibiales, gemelos y sóleo, aductores y glúteos, con objetivo preparatorio para las actividades que se realizaron posteriormente.
 5. Desplazamientos variando intensidades sin balón (SB) con carrera en progresión de frecuencia, carrera en progresión de longitud de paso, carrera en progresión de velocidad, carrera intercalando salto y sprints.

Una vez finalizado el primer periodo se realizó el MAT y otra medición de inversión de tobillo (M1 MIT). A continuación, en el segundo periodo, en bloques de 2', se realizaron los ejercicios que se muestran a continuación, en los que se reduce el tiempo de ejecución a baja intensidad:

1. Desplazamientos con balón en carrera lineal, carrera en slalom, carrera con cambios de dirección, carrera con cambios de dirección y cambios de ritmo. Este bloque se realizó a intensidad moderada.
 2. Series de tiro, a intensidad baja. Distribuidos por parejas, uno realizó series de 5 lanzamientos a canasta variando posición de tiro y el otro capturó rebote y pasó al tirador. Fueron intercambiando el rol, durante los 2 minutos.
 3. Rueda de entradas D / I, en la que se incrementó de manera progresiva la intensidad de ejecución de baja a moderada, a través de las indicaciones de aumento de velocidad en la entrada y aumento del salto en el rebote.
 4. Rueda de entradas con cambios de dirección (CD), cambios de ritmo (CR) y otros gestos técnicos (GT) como fintas de salida, salida abierta, salida cerrada y reversos. Este bloque se realizó con una dinámica de rueda de entradas, como en el bloque anterior, pero a intensidad alta.
-

5. Rueda de palmeos en la que cada participante debía palmeo el balón que el compañero de antes había lanzado a tablero. La intensidad de ejecución de este ejercicio fue alta, debido a la distancia que debían recorrer entre palmeo y palmeo.

Al finalizar el segundo periodo se realizó el SLJ y otra medición de inversión de tobillo (M2 MIT). A continuación, en el tercer periodo, en bloques de 2', se realizaron los siguientes ejercicios en los que se presenta un ejercicio con oposición y la intensidad de los otros ejercicios se incrementa:

1. Circuito de gestos técnicos (GT) con balón, a intensidad moderada. En la superficie de medio campo se marca la estructura de un circuito con conos que deben realizar variando desplazamientos con balón de carrera, progresiones, cambios de dirección y de ritmo, reversos y fintas.
2. Ejercicio de 1 x 1 desde la línea de 6,75 (exterior), a intensidad alta, en la que se realizó oposición real. La distribución de los participantes fue por parejas en las que se fueron intercambiando el rol de atacante y defensor. Se condicionaron los diferentes ataques limitando el número de botes a realizar y el tiempo para realizar cada ataque.
3. Carrera continua, a intensidad baja, en la que se realizó carrera de cara en desplazamiento lineal a intensidad baja.
4. Rueda de tiro con rebote, a intensidad moderada. Con la dinámica del ejercicio de la rueda de entradas, el participante finalizaba la acción en lanzamiento a canasta.
5. Desplazamientos con balón en carrera lineal, carrera en slalom, carrera con cambios de dirección, carrera con cambios de dirección y cambios de ritmo, variando intensidades, (baja – moderada – alta).

Entre el tercer y cuarto periodo se realizó SLH y otra medición de inversión de tobillo (M3 MIT). En el cuarto periodo, en bloques de 2', se realizaron ejercicios en los que predominó el componente de oposición:

1. Ejercicio de 1 x 1 simulado en el que distribuidos por parejas se reparten los roles de atacante y defensor para realizar, a intensidad moderada, desplazamiento en zig-zag siguiendo un recorrido marcado con conos.

2. Ejercicio de 1 x 1 desde la línea de 6,75 (exterior), a intensidad alta, en la que se realizó oposición real. Realizaron los ataques libres de condiciones preestablecidas. La distribución de los participantes fue por parejas en las que se fueron intercambiando el rol de atacante y defensor.
3. Desplazamientos con balón, a intensidad moderada
4. Ejercicio de 2 x 2, a intensidad alta, en el que se incluyó la oposición con más oponentes y la colaboración de un compañero con el fin de ampliar los gestos y acciones para hacerlos más parecidos a situaciones de partido.
5. Ejercicio 1 x 1 rebote, a intensidad alta, en el que distribuidos por parejas realizaban la lucha de la posición por el rebote, de manera que el que capturaba el rebote debía acabar la acción en canasta y el otro participante defender.

Al finalizar el cuarto periodo se realizó la medición de inversión de tobillo (MIT M4) y el Y Balance Test (YBT M4), de la misma manera a como se inició la sesión.

Para garantizar la adecuada intensidad en la realización de los ejercicios y el control del tiempo de todas las sesiones de ejercicio físico aplicado al baloncesto, así como las mediciones y los tests integrados, fueron realizadas por el investigador principal.

4.3.4. **Variables**

Al inicio de la recogida de datos de la Etapa 2, se registraron en cada participante las variables sociodemográficas y antropométricas de:

- Edad en años, hasta la fecha de inicio de la participación.
- Peso en kilogramos (kg), medidos con la misma báscula a todos los participantes.
- Altura en centímetros, registrada durante las sesiones de recogida de datos.
- Índice de masa corporal, resultante de la división entre el peso en kg y la altura en metros al cuadrado.

- Longitud de la extremidad inferior izquierda y derecha en centímetros, resultante de la distancia entre espina ilíaca anterosuperior y maléolo medial de la misma extremidad.

Las variables principales, según el procedimiento e intervención descritos anteriormente, son:

1. Movilidad en inversión de tobillo empleando la tabla de inversión y el método de medición de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada, descritos en la Etapa 1. La unidad de medida de esta variable son los grados (°) y se midieron con inclinómetro digital que formaba parte de la tabla de inversión.
2. Distancia alcanzada en Y Balance Test (YBT) para analizar el equilibrio dinámico. Esta variable se divide en 3 variables que son el YBT anterior, el YBT posterolateral y el YBT posteromedial, correspondientes a cada una de las líneas en las que cada participante debía realizar la distancia máxima. La unidad de medida de estas variables son los centímetros que se midieron mediante cinta métrica.
3. Tiempo de ejecución en el Modified Agility T-Test (MAT), que analiza la agilidad mediante la combinación de diferentes desplazamientos en un circuito que el participante realiza en el menor tiempo posible. La unidad de medida de esta prueba son los segundos (seg) que se registraron con cronómetro.
4. Distancia alcanzada en Standing Long Jump (SLJ), que es un test que analiza la capacidad máxima de salto horizontal con 2 piernas. La unidad de medida de esta variable son los centímetros y se midieron con cinta métrica.
5. Distancia alcanzada en Single Leg Hop (SLH), que es un test que analiza la capacidad máxima de salto horizontal con 1 pierna. La unidad de medida de esta variable son los centímetros y se midieron con cinta métrica.

4.3.5. **Análisis estadístico**

El análisis estadístico de la Etapa 2 se presentó inicialmente la estadística descriptiva de los participantes, en relación a variables sociodemográficas y

antropométricas como la edad, el peso, la altura, el índice de masa corporal y la longitud de extremidad inferior derecha e izquierda. Estos resultados se expresaron con la media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza al 95% para las variables cuantitativas y con las frecuencias para las variables cualitativas.

A continuación se estructuró el análisis en 3 apartados correspondientes a las variables principales: la medición de inversión de tobillo, el equilibrio dinámico y la funcionalidad.

El análisis estadístico de la medición de inversión de tobillo (MIT) y del YBT (anterior, lateral y medial), se realizó en primer lugar presentando el análisis descriptivo para cada una de las mediciones y para las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis de tobillo). En concreto, se calculó la media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza al 95%. Posteriormente, con el fin de evaluar la evolución de la variable respuesta a lo largo de las distintas mediciones según condiciones, se ajustó la variable respuesta con un modelo lineal generalizado (GLM) de medidas repetidas con 2 factores, en el que se utilizó como función de enlace la función identidad, cuando la variable respuesta tuvo una distribución normal o en caso contrario la función logaritmo. En todos estos casos, al transformar mediante el logaritmo la variable respuesta esta siguió una Ley Normal. El cumplimiento de la condición de Normalidad se comprobó mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov.

En el ajuste por el modelo GLM, se consideró como estadístico de comparación de cada uno de los factores (condición, medición e interacción entre ambos) el de Esfericidad Asumida o el de Greenhouse-Geisser, según el resultado la Prueba de Esfericidad de Mauchly. En los casos en los que $p\text{-valor} > 0.05$, se asumió esfericidad, mientras que los otros casos el estadístico de comparación fue el de Greenhouse-Geisser.

En los casos en los que se hallaron diferencias entre las distintas mediciones, para cada condición se calculó la diferencia entre 2 mediciones consecutivas. Posteriormente se evaluó, con un modelo lineal general de un factor con medidas repetidas, si en cada una de las condiciones el % de incremento fue diferente a lo largo de las distintas mediciones. Con un análisis post-hoc con corrección de Bonferroni se observó entre qué comparaciones apareadas entre 2 mediciones

consecutivas este incremento era significativo. Así mismo, se evaluó con un modelo lineal general de un factor con medidas repetidas, si cada uno de los incrementos entre 2 condiciones consecutivas presentaron diferencias significativas. En los casos en los que se observaron diferencias significativas se ejecutó un análisis post-hoc con corrección de Bonferroni para determinar entre qué condiciones se hallaron las diferencias.

Cabe mencionar que el análisis post-hoc se planteó en base al % de incremento y no de los variables absolutos de la variable respuesta, debido a que en la medición inicial no existió, según el test de Friedman, homogeneidad entre las distintas condiciones.

Para las variables respuesta de SLJ y SLH se llevó a cabo un ajuste por un modelo lineal general a un factor con medidas repetidas. En los casos en los que se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones, se realizó la comparación por pares mediante un análisis post-hoc con corrección de Bonferroni.

En todos los modelos ajustados y test de contraste se utilizó un nivel de significación de $\alpha=0.05$.

4.3.6. **Consideraciones éticas**

De manera previa a su realización, el estudio ha sido valorado por el comité ético y científico de UIC Barcelona. Este estudio cuenta con su aprobación.

El investigador principal informó de las características del estudio (Anexo 1) en el que colaboraron a todos los participantes de manera voluntaria. Todos los participantes oficializaron su participación firmando un consentimiento informado (Anexo 2). Se garantizó la confidencialidad de datos de cada participante de acuerdo con la Ley 15/1999 de protección de datos.

4.4. Resultados

La estadística descriptiva de las variables sociodemográficas y las variables antropométricas (edad, peso, altura, IMC, longitud de extremidad inferior derecha y longitud de extremidad inferior izquierda), de los participantes que formaron la muestra de 64 tobillos de la Etapa 2, se presenta en la Tabla 5, en la que se muestra la media, la desviación estándar, el mínimo, el máximo y el intervalo de confianza del 95% para cada variable.

Tabla 5. Características descriptivas de todos los participantes

	Estadístico	Participantes
Edad (años)	Media (SD)	20,66 (4,15)
	Mín	18,00
	Máx	35,00
	IC95%	[19,16 - 22,15]
Peso (kg)	Media (SD)	80,18 (14,41)
	Mín	52,70
	Máx	118,10
	IC95%	[74,98 - 85,38]
Altura (cm)	Media (SD)	182,72 (10,72)
	Mín	162,00
	Máx	201,50
	IC95%	[178,85 - 186,58]
IMC	Media (SD)	23,98 (3,78)
	Mín	19,33
	Máx	34,22
	IC95%	[22,61 - 25,34]
Longitud EI derecha (cm)	Media (SD)	95,38 (7,54)
	Mín	79,00
	Máx	108,00
	IC95%	[92,66 - 98,09]
Longitud EI izquierda (cm)	Media (SD)	95,70 (7,17)
	Mín	80,00
	Máx	107,50
	IC95%	[93,12 - 98,29]

Nota. kg: kilogramos. cm: centímetros. IMC: índice de masa corporal. EI: extremidad inferior. SD: desviación estándar. Min: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza.

Los participantes de la Etapa 2 se caracterizan por tener una media de edad de 20 años, 80,18 kg de peso y una altura de 182,72 cm, con un IMC de 23,98.

4.4.1. Medición inversión de tobillo

En primer lugar se realiza la estadística descriptiva del promedio de movimiento de inversión de tobillo (MIT), para cada una de las 5 mediciones (M0, M1, M2, M3, M4) y en las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional, ortesis). Se expone esta información a través de la media, la desviación estándar, el mínimo, el máximo y el intervalo de confianza del 95%, como se muestra en Tabla 6.

Tabla 6. Descriptiva de promedio de MIT en 5 mediciones para las 3 condiciones

MIT	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje Funcional	Ortesis
M0	Media (SD)	29,76 (3,85)	18,64 (3,23)	22,10 (3,38)
	Mín	18,67	11,40	15,90
	Máx	36,33	25,43	29,70
	IC95%	[28,79 - 30,72]	[17,84 - 19,45]	[21,25 - 22,94]
M1	Media (SD)	31,86 (4,06)	20,69 (3,10)	24,26 (3,31)
	Mín	22,10	14,70	15,87
	Máx	38,83	27,77	31,10
	IC95%	[30,85 - 32,88]	[19,92 - 21,47]	[23,43 - 25,08]
M2	Media (SD)	33,32 (3,84)	24,93 (2,68)	26,42 (2,91)
	Mín	24,30	18,20	17,73
	Máx	41,10	32,13	33,37
	IC95%	[32,36 - 34,28]	[24,26 - 25,60]	[25,69 - 27,15]
M3	Media (SD)	34,70 (3,64)	26,31 (2,81)	28,46 (3,11)
	Mín	25,03	19,40	18,77
	Máx	42,27	32,43	34,50
	IC95%	[33,79 - 35,61]	[25,61 - 27,01]	[27,68 - 29,23]
M4	Media (SD)	35,77 (3,61)	27,53 (2,90)	30,14 (3,27)
	Mín	25,13	21,53	21,50
	Máx	43,93	33,20	37,90
	IC95%	[34,87 - 36,67]	[26,81 - 28,25]	[29,33 - 30,96]

Nota. MIT: Medición Inversión Tobillo. M: medición. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: grados (°).

De la Tabla 6 se destaca que en todas las mediciones la condición de vendaje funcional es la que menos grados de movilidad presentan, seguido de la condición

de ortesis. La condición que más movilidad obtiene en las 5 mediciones es la de sin inmovilización.

En relación a la variabilidad, la condición que menos presenta en las 5 mediciones es la condición de vendaje funcional, seguida de la condición de ortesis. La condición que más variabilidad presenta en las 5 mediciones es la de sin inmovilización.

En relación a la evolución, las 3 condiciones presentan un aumento de los grados de MIT a lo largo de las 5 mediciones, de una forma similar, aunque con diferentes valores entre la condición sin inmovilización y ortesis, y con una evolución diferente a estas condiciones por parte de la condición de vendaje funcional, como se presenta en las figuras que vienen a continuación.

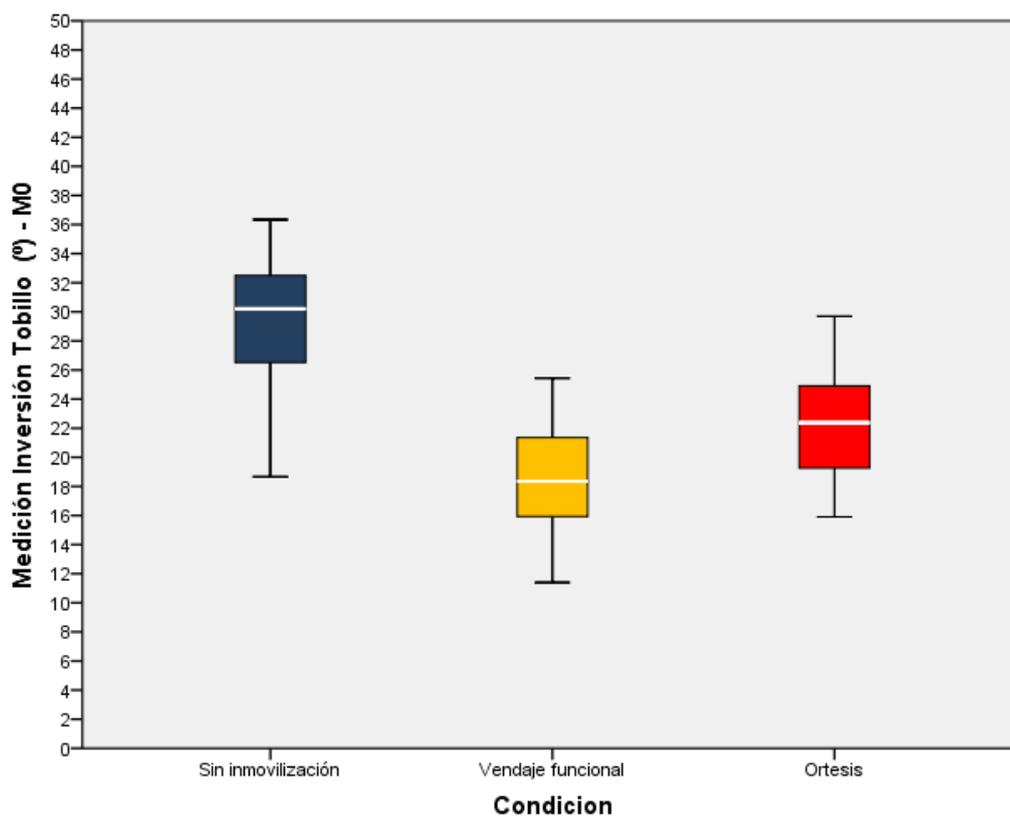


Figura 52. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M0 para 3 condiciones

Como se aprecia en la Figura 52, tomando como referencia la movilidad en la condición sin inmovilización ($29,76 \pm 3,85^\circ$) por ser la condición de mayor

movilidad, la condición que presenta menos movilidad es la de vendaje funcional ($18,64 \pm 3,23^\circ$), seguida de la condición de ortesis ($22,10 \pm 3,38^\circ$).

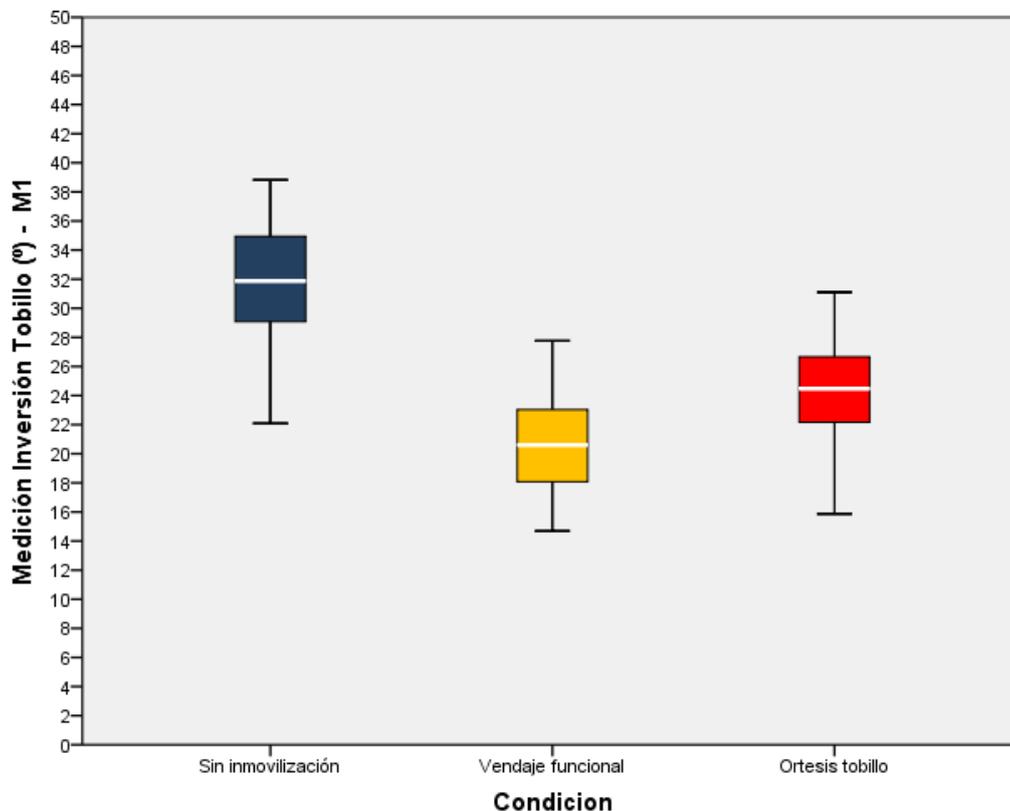


Figura 53. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M1 para 3 condiciones

Como muestra la Figura 53, la distribución del gráfico de cajas es muy similar a la medición M0, en relación a las diferencias en movilidad que se obtienen en cada condición. Según la Tabla 6, en M1, en las 3 condiciones se aprecia un aumento de la movilidad respecto a M0: sin inmovilización $2,1^\circ$, vendaje funcional $2,05^\circ$ y ortesis $2,16^\circ$.

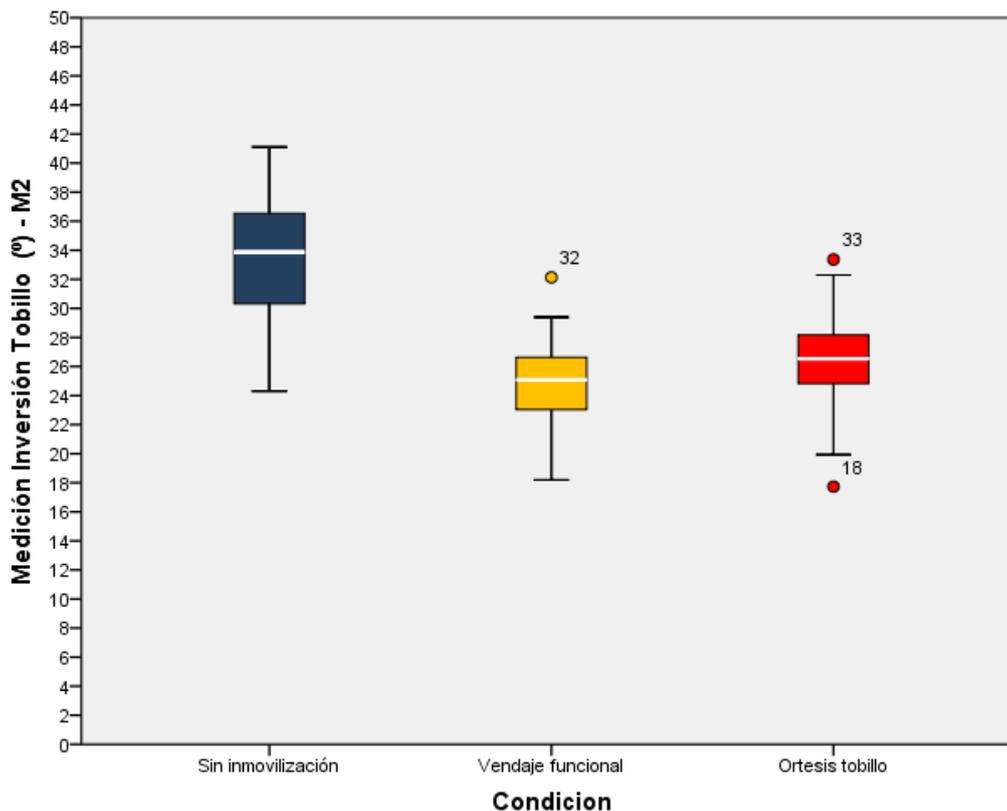


Figura 54. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M2 para 3 condiciones

La Figura 54 presenta diferencias en la distribución de las condiciones. Según la Tabla 6, en M2, la condición sin inmovilización presenta un aumento de la movilidad de 1,46°, la condición de vendaje funcional es la que más ha aumentado 4,24° y la condición de ortesis ha aumentado 2,16°, respecto a M1.

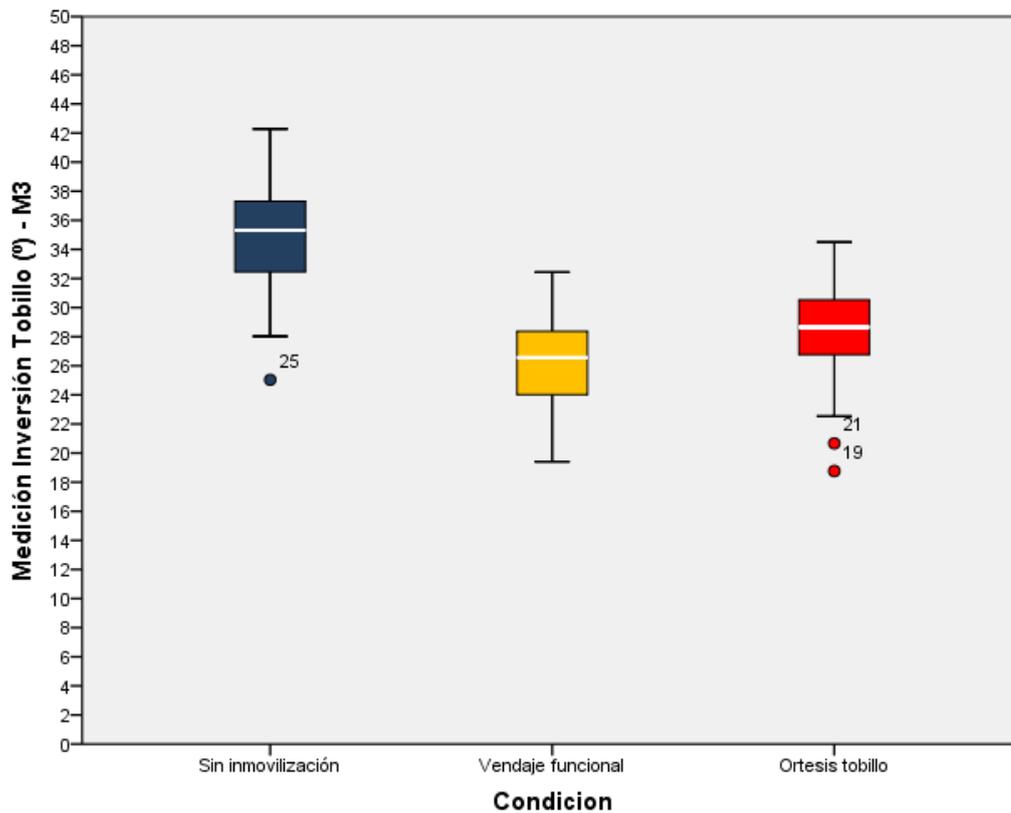


Figura 55. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M3 para 3 condiciones

La Figura 55 presenta una distribución de las condiciones similar a la de la anterior medición. Sin embargo el aumento de movilidad de cada condición es diferente respecto a M3. Como se presenta en la Tabla 6, las condiciones sin inmovilización y vendaje funcional aumentan la movilidad respecto a M3 en 1,38°. El aumento de la movilidad que presenta la condición de ortesis es de 2,04°.

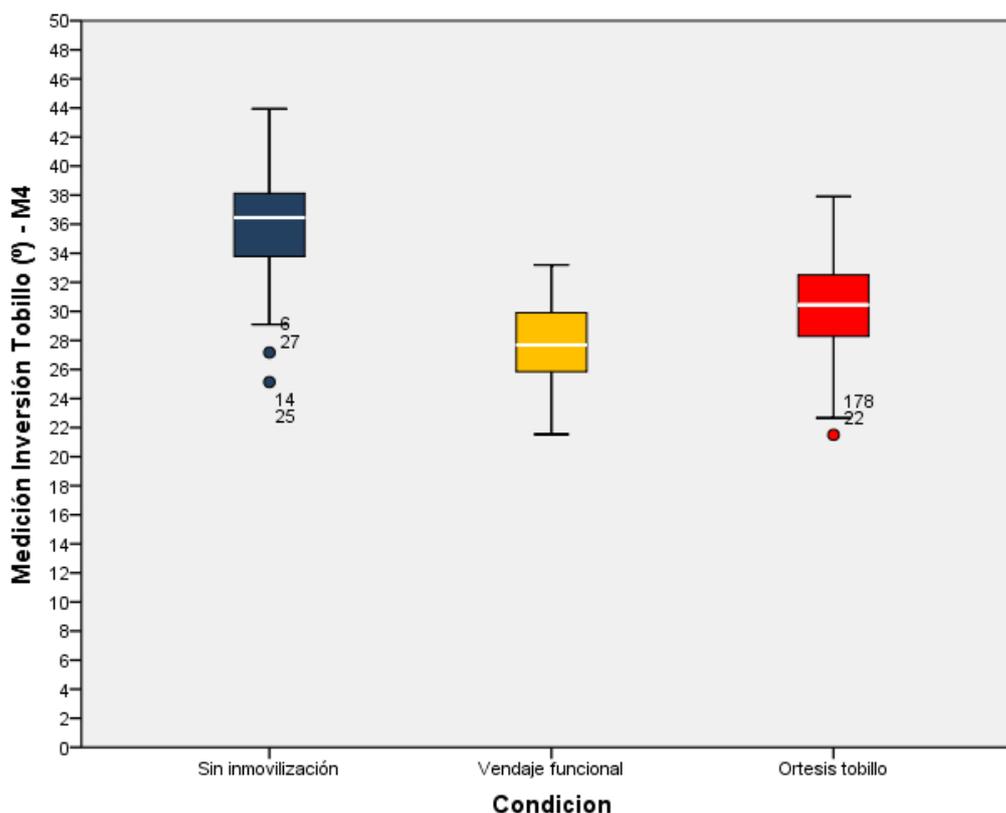


Figura 56. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M4 para 3 condiciones

La Figura 56 presenta coincidencias con el resto de mediciones anteriores, en relación a las 3 condiciones. Como se muestra la Tabla 6, la condición sin inmovilización ($35,77 \pm 3,61^\circ$) es la que presenta más grados de movilidad de inversión, pero respecto a M3 es la que menos ha aumentado su movilidad en $1,07^\circ$. En el caso de vendaje funcional presenta ($27,53 \pm 2,90^\circ$) de movilidad en M4 y ha aumentado $1,22^\circ$ respecto a M3. La condición de ortesis presenta ($30,14 \pm 3,27^\circ$) de movilidad en M4, pero es la que más ha aumentado respecto a M3 con $1,68^\circ$.

A continuación se realiza el ajuste de la variable medición de inversión de tobillo (MIT) con un modelo lineal generalizado (GLM) con 2 factores y medidas repetidas para la condición y la medición. Para la elección de la función de enlace de dicho modelo se comprueba si para cada variable, la condición y la medición presentan una distribución bajo una Ley Normal, mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov. Según los resultados que se muestran en la Tabla 7, en el análisis de normalidad, hay significancia en todos los casos ($p\text{-valor} > 0,05$), por lo que se afirma que en todas las mediciones y en todas las condiciones existe normalidad.

Tabla 7. Análisis de normalidad de valores MIT. Test de Kolmogorov-Smirnov

MIT	Condición	Estadístico	gl	p-valor
M0 promedio	SI	0,10	64,00	0,19
	VF	0,13	64,00	0,01
	O	0,10	64,00	0,10
M1 promedio	SI	0,09	64,00	0,20
	VF	0,07	64,00	0,20
	O	0,08	64,00	0,20
M2 promedio	SI	0,09	64,00	0,20
	VF	0,08	64,00	0,20
	O	0,09	64,00	0,20
M3 promedio	SI	0,09	64,00	0,20
	VF	0,07	64,00	0,20
	O	0,08	64,00	0,20
M4 promedio	SI	0,11	64,00	0,06
	VF	0,06	64,00	0,20
	O	0,08	64,00	0,20

Nota. MIT: Medición Inversión Tobillo. M: medición. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis

Una vez analizada la normalidad, se aplica la Prueba de esfericidad de Mauchly, en la que se analizó si el GLM, para los efectos principales de condición, la medición y la interacción entre ambas presenta esfericidad. De los resultados que se muestran en la Tabla 8, en el análisis de esfericidad se destaca que en el efecto condición hay significancia ($p\text{-valor} > 0.05$), mientras que en los efectos medición e interacción entre ambos no hay significancia.

Tabla 8. Análisis de Esfericidad de Mauchly de valores MIT

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,97	2,04	2,00	0,36	0,97	1,00	0,50
Momento	0,14	121,47	9,00	0,00	0,53	0,55	0,25
Condición*Momento	0,04	189,67	35,00	0,00	0,57	0,62	0,13

A partir de los resultados obtenidos en la prueba anterior, se presentan los estadísticos de contraste del GLM de la variable MIT, de Esfericidad Asumida para el efecto condición y el de Greenhouse-Geisser para los efectos medición e interacción entre ambos, como se muestra en la Tabla 9.

Tabla 9. Prueba de efectos intra-sujetos de valores MIT

Origen		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Esfericidad asumida	15247,53	2,00	7623,76	568,74	0,00
	Error(C)	1688,99	126,00	13,41		
M	Greenhouse-Geisser	7429,42	2,11	3517,28	815,71	0,00
	Error(M)	573,80	133,07	4,31		
C*M	Greenhouse-Geisser	332,11	4,56	72,78	26,46	0,00
	Error(C*M)	790,90	287,49	2,75		

Nota: C: condición. M: Medición. C*M: condición*medición.

Se destacan las diferencias estadísticamente significativas tanto del efecto principal, que es la condición, como de los efectos medición e interacción entre ambos. Este aspecto indica que las diferencias entre los valores de medición de inversión de tobillo a lo largo de las mediciones son estadísticamente significativas, así como los valores de medición de inversión de tobillo entre condiciones. La interacción indica que las curvas de la evolución a lo largo de las mediciones son diferentes según la condición, como se puede apreciar en la Figura 57.

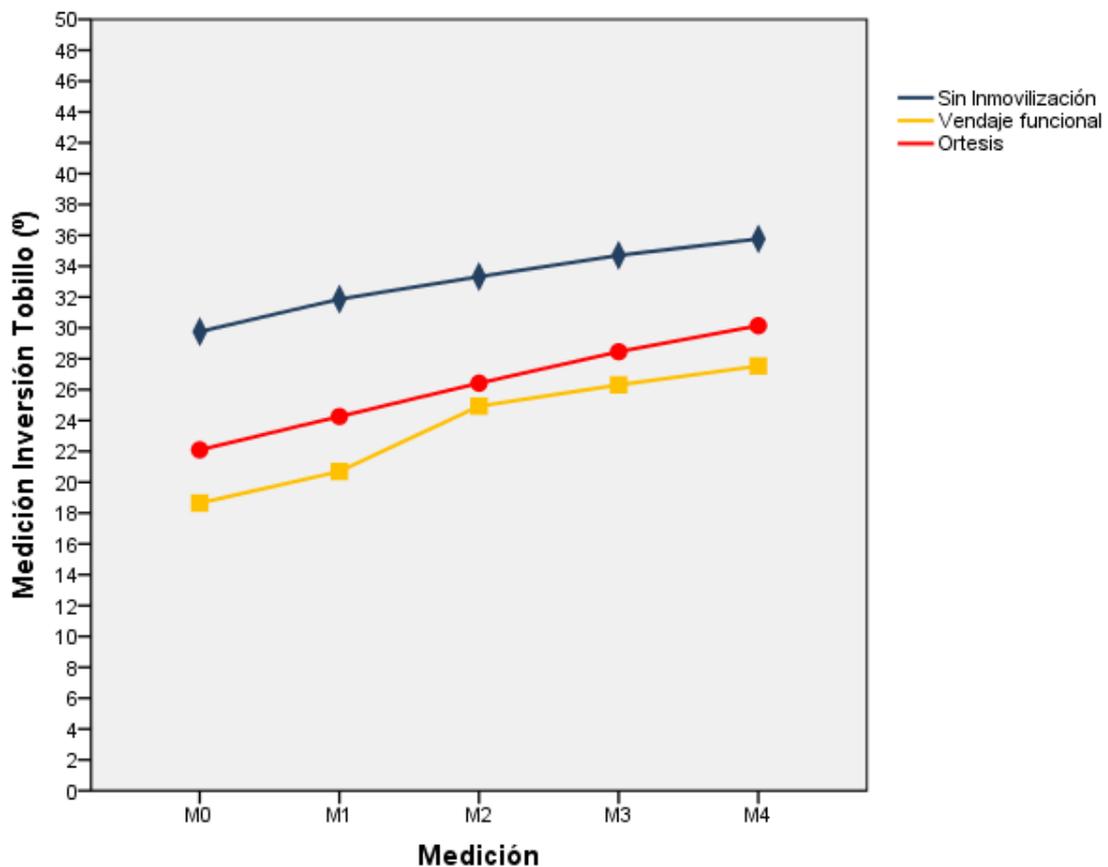


Figura 57. Curvas de evolución de las 3 condiciones

A continuación se analiza en cada condición, las diferencias entre mediciones consecutivas. Para determinar si las diferencias que se presentaron eran significativas, se aplicó un análisis Post-Hoc con una Corrección de Bonferroni para la comparación por pares, entre pares consecutivos de las 5 mediciones (M0, M1, M2, M3, M4). Los resultados de este análisis se muestran en la Tabla 10, en la que se destaca que para todas las condiciones hay una diferencia significativa entre una medición y su medición anterior. Es decir, que en todas las mediciones ha habido un aumento del valor respecto a su anterior y eso en todas las condiciones.

Tabla 10. Análisis Post-Hoc con Corrección de Bonferroni para comparación por pares

		Diferencia de medias	Error típico	p-valor	IC al 95 % para la diferencia	
					L_I	L_S
SI	M1 - M0	2,11	0,12	0,00	1,76	2,45
	M2 - M1	2,62	0,14	0,00	2,22	3,01
	M3 - M2	1,60	0,08	0,00	1,37	1,83
	M4 - M3	1,33	0,09	0,00	1,06	1,59
VF	M1 - M0	2,05	0,20	0,00	1,48	2,62
	M2 - M1	4,24	0,25	0,00	3,51	4,96
	M3 - M2	1,38	0,10	0,00	1,09	1,67
	M4 - M3	1,22	0,12	0,00	0,86	1,58
O	M1 - M0	2,16	0,17	0,00	1,68	2,65
	M2 - M1	2,16	0,16	0,00	1,69	2,64
	M3 - M2	2,04	0,14	0,00	1,63	2,45
	M4 - M3	1,69	0,18	0,00	1,17	2,20

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. M: medición. IC: Intervalo de Confianza. L_I: límite inferior. L_S: límite superior

En relación a las diferencias significativas que presenta el efecto condición a lo largo de las mediciones es necesario determinar entre qué condiciones residen las diferencias a través de las comparaciones por pares. Para ello, es necesario valorar previamente si los valores de la medición de inversión de tobillo en las condiciones son los mismos, o bien si cada condición parte de valores estadísticamente significativos en la medición inicial (M0). Como se muestra en la Tabla 11, en el análisis de las diferencias de valores entre condiciones en M0 mediante el Test de Friedman (p-valor=0,00), se determina que hay diferencias estadísticamente significativas en M0 entre las 3 condiciones.

Tabla 11. Análisis de diferencias entre condiciones MIT en M0

Diferencias entre valores	p-valor
Sin inmovilización vs Vendaje funcional	0,00
Sin inmovilización vs Ortesis	0,00
Vendaje funcional vs Ortesis	0,00

Estas diferencias se dan en una condición respecto a cualquiera de las otras dos condiciones. Entre la condición sin inmovilización y vendaje funcional, la primera parte de $11,12 \pm 5,03^\circ$ más que la segunda en M0. Entre las condiciones sin inmovilización y ortesis la diferencia es menor, de manera que sin inmovilización obtiene $7,66 \pm 5,12^\circ$ más que ortesis, en M0. Entre las condiciones de ortesis y vendaje funcional, la condición de ortesis parte en M0 con $3,46 \pm 4,68^\circ$ más que la condición de vendaje funcional. La mayor diferencia en M0 se presenta entre las condiciones de sin inmovilización y vendaje funcional. En M0 la condición que presenta más movilidad es la condición sin inmovilización y la que presenta menos movilidad es la condición de vendaje funcional.

Como consecuencia de las diferencias significativas en los valores iniciales de las 3 condiciones, no se puede realizar una comparación directa entre estas, para observar qué condición aumenta o disminuye más la movilidad a lo largo de la sesión de ejercicio físico aplicado al baloncesto. Por este motivo, se decide relativizar el valor de la medición de inversión de tobillo de una medición respecto a la anterior. Esto permite conocer el incremento en porcentaje (%) de cada condición respecto al valor de partida de sí misma. Para ello, se calcula en cada medición, la diferencia del valor de la medición de inversión de tobillo respecto a la anterior medición y se divide el resultado por la misma para transformarlo en %. Los incrementos obtenidos se comparan entre condiciones para determinar si el aumento es superior o inferior a lo largo de las mediciones.

En la Tabla 12 se muestran los estadísticos descriptivos de los incrementos en términos de % entre mediciones consecutivas y en cada una de las condiciones. Se indica la media, desviación estándar mínimo, máximo e IC 95% de la media para cada una de las diferencias y condiciones.

Tabla 12. Descriptiva de incrementos MIT para las 3 condiciones

	Estadístico	SI	VF	O
MIT_Δ10	Media (SD)	7,90 (8,25)	11,47 (10,04)	10,04 (7,05)
	Mín	-7,69	-5,26	-3,57
	Máx	36,84	50,00	33,33
	IC 95%	[5,84 - 9,96]	[8,96 - 13,98]	[8,28 - 11,80]
MIT_Δ21	Media (SD)	4,37 (4,14)	21,84 (12,25)	9,30 (6,97)
	Mín	-6,67	-3,70	0,00
	Máx	16,67	50,00	35,00
	IC 95%	[3,34 - 5,40]	[18,78 - 24,90]	[7,56 - 11,04]
MIT_Δ32	Media (SD)	4,74 (4,37)	5,83 (3,63)	8,18 (4,83)
	Mín	-2,94	-4,55	0,00
	Máx	17,86	16,00	23,08
	IC 95%	[3,65 - 5,84]	[4,92 - 6,73]	[6,97 - 9,38]
MIT_Δ43	Media (SD)	2,90 (4,70)	4,63 (4,41)	6,13 (5,41)
	Mín	-10,00	-4,17	-7,41
	Máx	25,00	20,83	21,05
	IC 95%	[1,73 - 4,08]	[3,53 - 5,73]	[4,78 - 7,48]

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. MIT: Medición Inversión Tobillo. IC: Intervalo de Confianza. Mín: mínimo. Máx: máximo

De la Tabla 12 se destaca el incremento más alto, del $21,84 \pm 12,25\%$, que se registra en la condición de vendaje funcional entre M1 y M2. A partir de M2, la condición de vendaje funcional presenta unos incrementos cada vez menores. Las condiciones de sin inmovilización y ortesis de tobillo presentan unos incrementos que disminuyen a lo largo de las mediciones, aunque a diferente nivel, a lo largo de toda la sesión.

Para la comparación de los incrementos entre condiciones a través de un GLM, en primer lugar se comprueba mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov la normalidad de las variables. Se observa en la Tabla 13 que la variable incremento no sigue una distribución bajo una Ley Normal.

Tabla 13. Análisis de normalidad de incrementos MIT. Test de Kolmogorov-Smirnov

MIT Δ	Condición	Estadístico	gl	p-valor
MIT_ Δ 10	SI	0,18	64,00	0,00
	VF	0,14	64,00	0,00
	O	0,11	64,00	0,07
MIT_ Δ 21	SI	0,11	64,00	0,08
	VF	0,11	64,00	0,04
	O	0,18	64,00	0,00
MIT_ Δ 32	SI	0,20	64,00	0,00
	VF	0,16	64,00	0,00
	O	0,13	64,00	0,01
MIT_ Δ 43	SI	0,22	64,00	0,00
	VF	0,23	64,00	0,00
	O	0,12	64,00	0,03

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. MIT: Medición Inversión Tobillo. Δ : incremento

Para evaluar las diferencias de los incrementos entre 2 mediciones consecutivas según condición, se ajusta cada incremento con un GLM con función de enlace logaritmo, ya que al transformar estas variables por la función logaritmo, la transformada sigue una Ley Normal en todos los casos, como se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14. Análisis de normalidad de logaritmo de incrementos. Test Kolmogorov-Smirnov

MIT Log (Δ)	Condición	Estadístico	gl	p-valor
MIT Log (Δ 10)	SI	0,07	64,00	0,07
	VF	0,06	64,00	0,35
	O	0,06	64,00	0,25
MIT Log (Δ 21)	SI	0,04	64,00	0,18
	VF	0,01	64,00	0,24
	O	0,08	64,00	0,18
MIT Log (Δ 32)	SI	0,09	64,00	0,36
	VF	0,08	64,00	0,21
	O	0,09	64,00	0,16
MIT Log (Δ 43)	SI	0,02	64,00	0,11
	VF	0,08	64,00	0,26
	O	0,07	64,00	0,29

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. Log: logaritmo. MIT: Medición Inversión Tobillo. Δ : incremento

A continuación se aplica la Prueba de esfericidad de Mauchy, como se muestra en la Tabla 15, con el fin de determinar el estadístico adecuado para la comparación entre condiciones.

Tabla 15. Análisis de esfericidad de incrementos MIT

Esfericidad Δ MIT	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
MIT_Δ10	0,99	0,57	2,00	0,75	0,99	1,00	0,50
MIT_Δ21	0,59	32,36	2,00	0,00	0,71	0,72	0,50
MIT_Δ32	1,00	0,19	2,00	0,91	1,00	1,00	0,50
MIT_Δ43	0,95	3,26	2,00	0,20	0,95	0,98	0,50

Nota: MIT: Medición Inversión Tobillo. Δ : incremento

Se observa en la tabla I que para todos los incrementos a excepción del MIT_M21 se puede asumir esfericidad. A partir de los resultados obtenidos en la prueba anterior, se presentaron los estadísticos de contraste del GLM, de la variable

incremento entre dos mediciones consecutivas, de Esfericidad Asumida y de Greenhouse-Geisser, como muestra la Tabla 16.

Tabla 16. Prueba de efectos intra-sujetos de incrementos de MIT

Δ MIT		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
MIT_Δ10	Esfericidad asumida	413,23	2,00	206,62	3,73	0,03
	Error(MIT_M10)	6977,90	126,00	55,38		
MIT_Δ21	Greenhouse-Geisser	10382,55	1,42	7302,36	87,15	0,00
	Error(MIT_M21)	7505,10	89,57	83,79		
MIT_Δ32	Esfericidad asumida	394,44	2,00	197,22	10,32	0,00
	Error(MIT_M32)	2407,86	126,00	19,11		
MIT_Δ43	Esfericidad asumida	334,46	2,00	167,23	7,44	0,00
	Error(MIT_M42)	2832,50	119,86	23,63		

Nota: MIT: Medición Inversión Tobillo. Δ: incremento

Como se puede apreciar en la Tabla 16, que existen diferencias estadísticamente significativas en todos los incrementos entre condiciones.

Para finalizar, a través del análisis Post-Hoc con corrección de Bonferroni, se determina entre qué condiciones se concretaban estas diferencias significativas, como se muestra en la Tabla 17.

Tabla 17. Análisis Post-Hoc con Corrección de Bonferroni en comparación incrementos MIT

		Diferencia de medias	Error típico	p-valor	IC al 95 % para la diferencia	
					L_I	L_S
MIT_Δ10	VF - SI	3,57	1,34	0,03	0,27	6,87
	OT - SI	2,14	1,25	0,28	0,94	5,22
	OT - VF	1,43	1,35	0,88	1,89	4,76
MIT_Δ21	VF - SI	17,47	1,53	0,00	13,71	21,23
	OT - SI	4,93	0,83	0,00	2,90	6,96
	OT - VF	12,54	1,60	0,00	8,60	16,48
MIT_Δ32	VF - SI	1,08	0,77	0,49	0,80	2,97
	OT - SI	3,43	0,76	0,00	1,57	5,30
	OT - VF	2,35	0,79	0,01	0,40	4,30
MIT_Δ43	VF - SI	1,73	0,74	0,07	0,10	3,55
	OT - SI	3,23	0,86	0,00	1,12	5,34
	OT - VF	1,51	0,91	0,31	0,73	3,74

Nota: SI: MIT: Medición Inversión Tobillo. Δ: incremento. Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. M: medición. IC: Intervalo de Confianza. L_I: límite inferior. L_S: límite superior

En la Tabla 17 se destaca que en el incremento entre las mediciones M1 y M0 hay diferencias significativas, entre las condiciones sin inmovilización y vendaje funcional de un 3,57%.

En el incremento entre las mediciones M2 y M1 las 3 condiciones presentan diferencias significativas, entre las que se destaca la diferencia de incrementos entre las condiciones de sin inmovilización y vendaje funcional, de un 17,47%, en contraste a las diferencias entre sin inmovilización y ortesis de un 4,93% y entre vendaje funcional y ortesis de un 12,53%.

En el incremento entre las mediciones M3 y M2 las diferencias significativas se presentan entre las condiciones de sin inmovilización y ortesis, y entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis, con un 3,43% y un 2,35% respectivamente.

En el incremento entre las mediciones M4 y M3, las diferencias significativas sólo se aprecian entre las condiciones de sin inmovilización y ortesis, con un 3,23%.

A modo de síntesis de los resultados obtenidos en este apartado, se destaca en las condiciones por separado que:

- En la condición sin inmovilización que en M0 obtiene una movilidad de inversión de 29,76° se produce un aumento de la movilidad al finalizar la sesión en M4 hasta los 35,77°. La diferencia pre y post de 6,01° es significativa. A lo largo de las mediciones entre M0 y M4 los valores de movilidad ha ido aumentando de manera significativa (M1=+2,1°, M2=+2,62°, M3=+1,60° y M4=+1,43°). El incremento total en % de movilidad inversión aumentada entre M0 y M4, por efecto de la sesión de ejercicio físico, es de 19,91%. En todas las mediciones, en comparación con la medición anterior se observa un incremento parcial en % con un tamaño que se reduce entre M0 y M2 ($\Delta M_{10}=7,9\%$, $\Delta M_{21}=4,37\%$), aumenta entre M2 y M3 ($\Delta M_{32}=4,74\%$) y vuelve a disminuir entre M3 y M4 ($\Delta M_{43}=2,90\%$).
- En la condición de vendaje funcional que en M0 obtiene una movilidad de inversión de 18,64° se produce un aumento de la movilidad al finalizar la sesión en M4 hasta los 27,53°. La diferencia pre y post de 8,89° es significativa. A lo largo de las mediciones entre M0 y M4 los valores de movilidad ha ido aumentando de manera significativa (M1=+2,5°, M2=+4,24°, M3=+1,38° y M4=+1,22°). El incremento total en % de movilidad inversión aumentada entre M0 y M4, por efecto de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, es de 43,77%. En todas las mediciones, en comparación con la medición anterior se observa un incremento parcial en % con un tamaño que aumenta entre M0 y M2 ($\Delta M_{10}=11,47\%$, $\Delta M_{21}=21,84\%$) y disminuye entre M2 y M4 ($\Delta M_{32}=5,83\%$, $\Delta M_{43}=4,63\%$).
- En la condición de ortesis que en M0 obtiene una movilidad de inversión de 22,10° se produce un aumento de la movilidad al finalizar la sesión en M4 hasta los 30,14°. La diferencia pre y post de 8,04° es significativa. A lo largo de las mediciones entre M0 y M4 los valores de movilidad ha ido aumentando de manera significativa (M1=+2,16°, M2=+2,16°, M3=+2,04° y M4=+1,89°). El incremento total en % de movilidad inversión aumentada entre M0 y M4, por efecto de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, es de 33,65%. En todas las mediciones, en comparación con la medición anterior se observa que

el tamaño del incremento parcial en % disminuye entre M0 y M4 ($\Delta M10=10,04\%$, $\Delta M21=9,30\%$, $\Delta M32=8,18\%$, $\Delta M43=6,13\%$).

En la comparación entre condiciones, al inicio de la sesión, tomando como referencia la movilidad obtenida en M0 en la condición sin inmovilización de $29,76^\circ$, se observa que la ortesis tiene una capacidad de limitación de la inversión al inicio de la sesión de $7,66^\circ$, mientras que la del vendaje funcional es de $11,22^\circ$. Entre vendaje funcional y ortesis, el vendaje limita $3,46^\circ$ más que la ortesis la movilidad de inversión de tobillo en M0, siendo todas estas diferencias estadísticamente significativas. Al finalizar la sesión, tomando como referencia la movilidad obtenida en M4 en la condición sin inmovilización de $35,77^\circ$, se observa que la ortesis tiene una capacidad de limitación de la inversión al inicio de la sesión de $5,63^\circ$, mientras que la del vendaje funcional es de $8,24^\circ$. Entre vendaje funcional y ortesis, el vendaje limita $2,61^\circ$ más que la ortesis la movilidad de inversión de tobillo en M4. En relación a los incrementos parciales en %, que caracterizan la evolución de cada condición a lo largo de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, se destacan diferencias significativas entre vendaje funcional y ortesis entre las mediciones M1 y M3, de manera que en $\Delta M21$ el vendaje funcional presenta un incremento parcial del $21,84\%$ en comparación al de la ortesis del $9,30\%$, obteniendo una diferencia entre condiciones de $12,54\%$. En $\Delta M32$ el vendaje funcional presenta un incremento del $5,83\%$ en comparación al de la ortesis del $8,18\%$, obteniendo una diferencia entre condiciones de $2,35\%$.

4.4.2. Equilibrio dinámico

El apartado de resultados del equilibrio dinámico se estructura en 3 partes correspondientes a las 3 variables: YBT anterior (YBT ANT), YBT posterolateral (YBT P.LA) e YBT posteromedial (YBT P.ME). Se presentan los resultados descriptivos de cada una de las variables que componen el equilibrio dinámico, así como la estadística inferencial, en un proceso propio para cada una de estas. De manera previa al desarrollo de resultados en YBT anterior, posterolateral y posteromedial, se realiza una comparación en la condición de vendaje funcional entre los resultados obtenidos en el YBT, según si el vendaje funcional el participante lo llevaba en la sesión 2 o 3 (que se asignó de forma aleatoria). La

misma comparación se realiza cuando la condición es la ortesis. En ambos casos, en primer lugar se comprueba a través del Test de Kolmogorov-Smirnov si el YBT anterior, posterolateral y posteromedial cumplen condición de normalidad. En el caso que sea así, se realizan la comparaciones, entre la sesión 2 y 3, con el test T-Student y, en caso contrario, con el test U de Mann-Withney. Los resultados obtenidos, tanto en la condición de vendaje funcional como en la condición de ortesis, no son estadísticamente significativos ($p\text{-valor} > 0,05$ en todas las comparaciones). Por lo tanto, indica que no existen diferencias en el YBT anterior, YBT posterolateral y el YBT posteromedial según el vendaje funcional u ortesis se llevara en la sesión 2 y sesión 3.

4.4.2.1. YBT anterior

En primer lugar se presenta la estadística descriptiva del promedio estandarizado por longitud de pierna de los centímetros alcanzados en YBT ANT, para cada una de las 2 mediciones (M0, M4) y en las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional, ortesis). Se expone esta información a través de la media, la desviación estándar, el mínimo, el máximo y el intervalo de confianza del 95%, como se muestra en la Tabla 18.

Tabla 18. Descriptiva YBT ANT estandarizado en 2 mediciones para las 3 condiciones

YBT ANT	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
M0	Media (SD)	66,55 (7,78)	65,46 (8,01)	67,03 (5,70)
	Mín	48,23	46,60	53,19
	Máx	86,97	85,44	79,69
	IC 95%	[64,61 - 68,50]	[63,46 - 67,46]	[65,61 - 68,46]
M4	Media (SD)	68,53 (9,40)	69,18 (7,06)	70,70 (9,28)
	Mín	49,65	48,30	52,84
	Máx	96,55	87,74	110,52
	IC 95%	[66,18 - 70,88]	[67,42 - 70,95]	[68,38 - 73,02]

Nota. YBT ANT: Y Balance Test Anterior. M: medición. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: centímetros (cm).

En la Tabla 18 se observa que en M0 la condición de ortesis ($67,03 \pm 5,70$ cm), es la condición que presenta mayor distancia alcanzada, seguida de la condición sin inmovilización ($66,55 \pm 7,78$ cm) y de vendaje funcional ($65,46 \pm 8,01$ cm). En M4

sigue siendo la condición de ortesis ($70,70 \pm 9,28$ cm) en la que mayor distancia se alcanza, seguida de las condiciones de vendaje funcional ($69,18 \pm 7,06$ cm) y sin inmovilización ($68,53 \pm 9,40$ cm) en el orden de mayor a menor distancia alcanzada. Respecto a la variabilidad, en M0 la condición que menos presenta es la de ortesis (5,70cm), seguida de la condición sin inmovilización (7,78cm) y de vendaje funcional (8,01 cm). Mientras que en M4, el orden varía siendo la condición de vendaje funcional (7,06cm) la que menos variabilidad presenta, seguida de la condición de ortesis (9,28cm) y por último está la condición sin inmovilización (9,40 cm) que es la que más variabilidad presenta.

En relación a la evolución, las 3 condiciones presentan más distancia alcanzada en M4 que en M0, siendo la condición de vendaje funcional (3,72cm) en la que más diferencia se aprecia, seguida de ortesis (3,67cm) y de sin inmovilización (1,98cm).

Esta información está representada en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 58, correspondiente a M0, y en la Figura 59, correspondiente a M4.

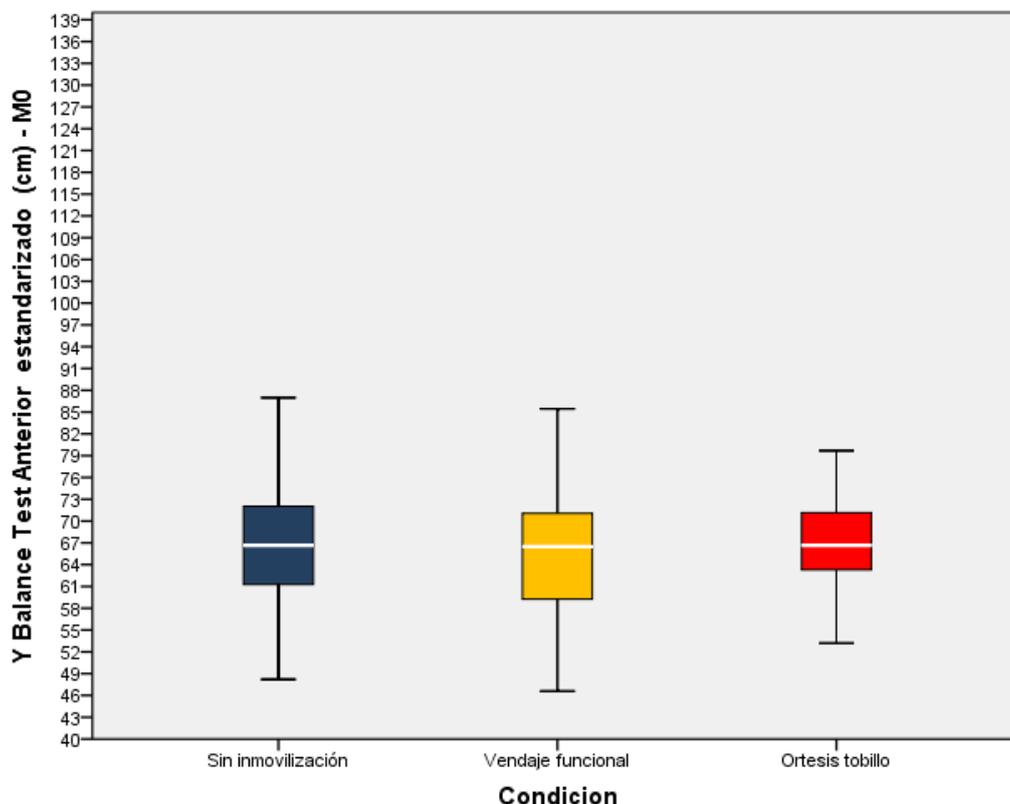


Figura 58. Gráfico de cajas de descriptiva YBT ANT en M0 para las 3 condiciones

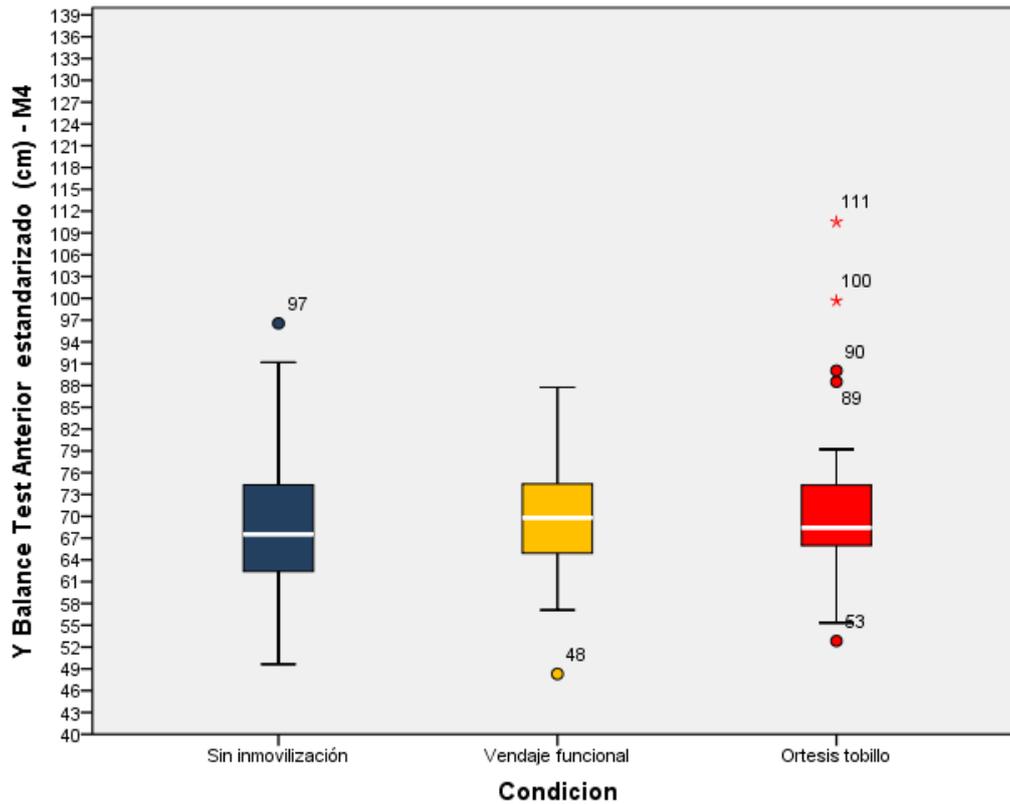


Figura 59. Gráfico de cajas de descriptiva YBT ANT en M4 para las 3 condiciones

A continuación se ajusta para la variable YBT anterior con un modelo lineal generalizado (GLM), para los efectos condición, momento y la interacción entre ambos. Se comprueba primero si la condición y la medición siguen una distribución bajo la Ley de normalidad mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov.

Tabla 19. Análisis de normalidad de valores YBT ANT. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT ANT	Condición	Estadístico	gl	p-valor
M0 estandarizado	SI	0,16	64,00	0,20
	VF	0,08	64,00	0,20
	O	0,06	64,00	0,20
M4 estandarizado	SI	0,06	64,00	0,20
	VF	0,06	64,00	0,20
	O	0,15	64,00	0,20

Nota. YBT ANT: Y Balance Test Anterior. M: medición. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis

Se observa en la Tabla 19, que en todos los casos $p\text{-valor} > 0,05$, por lo que se afirma que en todos ellos se cumple normalidad. En consecuencia, la función de enlace del GLM es la función identidad. El modelo implementado permite analizar si existe diferencia entre las líneas de evolución formadas por las 2 mediciones del YBT anterior (M0 y M4) en cada una de las condiciones.

A continuación, se aplica la Prueba de Esfericidad de Mauchly, en la que se analiza si el GLM, para los efectos principales de condición, la medición y la interacción entre ambas presenta esfericidad.

Tabla 20. Análisis de Esfericidad de Mauchly para valores de YBT ANT

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,94	3,83	2,00	0,15	0,99	0,97	0,50
Momento	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00
Condición*Momento	0,94	3,99	2,00	0,14	0,94	0,97	0,50

De los resultados que se muestran en la Tabla 20, en la que se realiza el análisis de esfericidad, se destaca que en el efecto condición y en el efecto interacción entre ambos el $p\text{-valor} > 0,05$, por lo que se asume esfericidad y le corresponde el estadístico de contraste de Esfericidad Asumida. En el efecto condición el $p\text{-valor} < 0,05$ por lo que el estadístico que le corresponde es el de Greenhouse-Geisser,

Se presentan los estadísticos de contraste del GLM de la variable YBT anterior y con los estadísticos correspondientes para cada efecto, como se muestra en la Tabla 21.

Tabla 21. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT ANT

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Esfericidad asumida	179,02	2,00	89,51	2,13	0,12
	Error(C)	5297,92	126,00	42,05		
M	Greenhouse-Geisser	936,46	1,00	936,46	37,37	0,00
	Error(M)	1578,89	63,00	25,06		
C*M	Esfericidad asumida	62,81	2,00	31,40	0,95	0,39
	Error(C*M)	4181,89	118,60	35,26		

Nota: C: condición. M: Medición. C*M: condición*medición.

En la Tabla 21 no se encuentran diferencias significativas entre condiciones. Se hallan diferencias significativas entre la medición inicial y la medición final en todas las condiciones, pero estas se dan de igual forma y al mismo nivel, como se puede apreciar en la Figura 60.

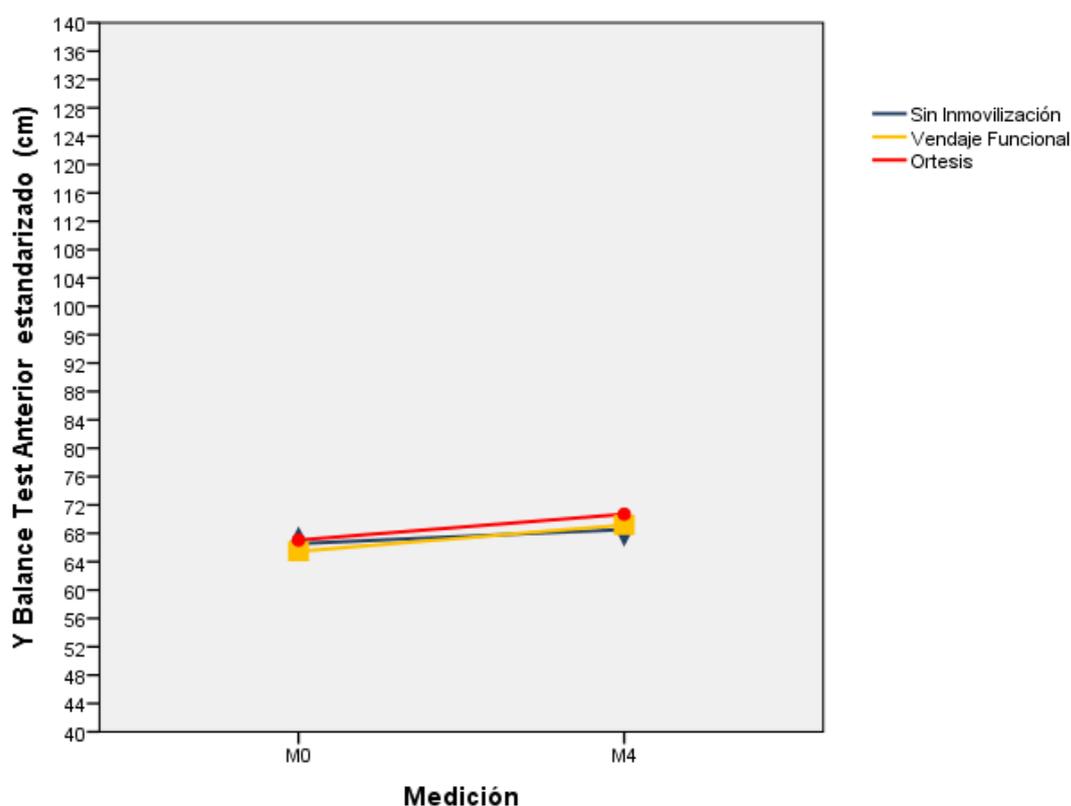


Figura 60. Gráfica de evolución del YBT ANT en M0-M4 para las 3 condiciones

Se comprueba si en la medición inicial (M0) los valores de YBT ANT para cada condición presentaban diferencias estadísticamente significativas. Entre la condición sin inmovilización y la condición vendaje funcional la media de la diferencia es de $1,09 \pm 11,17$ cm. Entre la condición de sin inmovilización con ortesis es de $0,48 \pm 9,64$ cm, mientras que entre condiciones de vendaje funcional y ortesis es de $1,57 \pm 9,83$ cm. Para determinar si estas diferencias son significativas se aplica el Test de Friedman y se obtiene un valor de $p=0,57$, por lo que se concluye que no hay diferencias significativas entre condiciones en M0.

En la Tabla 22 se presenta el incremento expresado en % del YBT ANT, entre M0 y M4, para cada una de las condiciones.

Tabla 22. Descriptiva de incremento YBT ANT para las 3 condiciones

	Estadístico	Sin Inmovilización	Vendaje Funcional	Ortesis
YBT ANT estandarizado $\Delta 40$	Media (SD)	3,45 (12,18)	6,57 (11,41)	5,89 (13,08)
	Mín	-32,47	-26,15	-17,81
	Máx	37,25	40,43	73,44
	IC 95%	[0,41 - 6,50]	[3,71 - 9,42]	[2,63 - 9,16]

Nota: YBT ANT: Y Balance Test Anterior. Δ : incremento. IC: Intervalo de Confianza. Mín: mínimo. Máx: máximo

De la Tabla 22 se destaca que la condición que más incremento presenta con $6,57 \pm 11,41\%$, es la condición de vendaje funcional. Le sigue la condición de ortesis con $5,89 \pm 13,08\%$, y por último, la condición de sin inmovilización es la que menos incremento presenta entre M0 y M4, con $3,45 \pm 12,18\%$.

Se aplica el Test de Kolmogorov-Smirnov para el análisis de la normalidad de los incrementos correspondientes a las condiciones y se determina que siguen una Ley de Normalidad, como se muestra en la Tabla 23.

Tabla 23. Análisis de normalidad de incrementos YBT ANT. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT ANT Δ	Condición	Estadístico	gl	p-valor
YBT ANT estandarizado $\Delta 41$	SI	0,09	64,00	0,20
	VF	0,08	64,00	0,20
	O	0,14	64,00	0,34

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. YBT ANT: Y Balance Test Anterior. Δ : incremento

A continuación se aplica la Prueba de Esfericidad de Mauchly, como se muestra en la Tabla 24, con el fin de determinar el estadístico adecuado para la comparación entre condiciones. Se determina que para el incremento entre M0 y M4 se puede asumir esfericidad.

Tabla 24. Análisis de esfericidad de incremento YBT ANT

Esfericidad Δ YBT ANT	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse- Geisser	Huynh- Feldt	Límite- inferior
YBT ANT estandarizado $\Delta 41$	0,95	3,46	2,00	0,18	0,95	0,98	0,50

Nota: YBT ANT: Y Balance test Anterior. Tobillo. Δ : incremento

Por último, de acuerdo con los resultados obtenidos en la prueba anterior, se presenta el estadístico de contraste del GLM de Esfericidad Asumida, como se muestra en la Tabla 25.

Tabla 25. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT ANT

Δ YBT ANT	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor	
YBT ANT estandarizado $\Delta 41$	Esfericidad asumida	343,15	2,00	171,58	1,05	0,35
	Error (YBT ANT $\Delta 40$)	20521,90	126,00	162,87		

Nota: YBT: Y Balance Test. Δ : incremento

Como se puede observar en la Tabla 25, el p -valor > 0.05 , por lo que entre mediciones, expresado en incremento, no se aprecian diferencias significativas.

Por lo tanto, en la variable YBT anterior no se observan diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis. En relación a las diferencias observadas en valores entre la medición inicial (M0) y la medición final (M4), se determina a través del análisis de sus incrementos que no se tratan de diferencias significativas en ninguna de las condiciones, por lo tanto, el incremento que se presenta entre M0 y M4 tiene la misma proporción en las 3 condiciones.

4.4.2.2. YBT posterolateral

En relación con la estadística descriptiva de la variable YBT posterolateral (YBT P.LA), se muestra en la Tabla 26 el promedio estandarizado por longitud de pierna de los valores alcanzados, en cada una de las 2 mediciones (M0 y M4) y en las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis). Se aporta la información en media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza del 95%.

Tabla 26. Descriptiva YBT P.LA estandarizado en 2 mediciones para las 3 condiciones

YBT P.LA	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
M0	Media (SD)	100,04 (10,57)	103,90 (10,78)	104,85 (9,77)
	Mín	73,85	80,46	81,71
	Máx	121,07	131,03	127,57
	IC 95%	[97,40 - 102,68]	[101,21 - 106,60]	[102,41 - 107,29]
M4	Media (SD)	105,54 (10,53)	107,95 (11,39)	107,92 (11,27)
	Mín	82,93	86,43	84,59
	Máx	134,10	134,48	136,78
	IC 95%	[102,91 - 108,17]	[105,11 - 110,80]	[105,11 - 110,74]

Nota. YBT P.LA: Y Balance Test Posterolateral. M: medición. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: centímetros (cm).

En la Tabla 26 se observa que en M0 la condición de ortesis ($104 \pm 9,77$ cm), es la condición que presenta mayor distancia alcanzada, seguida de la condición de vendaje funcional ($103,90 \pm 10,78$ cm) y sin inmovilización ($100,04 \pm 10,57$ cm). En

M4, siguiendo el orden de mayor a menor distancia alcanzada, es la condición de vendaje funcional ($107,95\pm 11,39\text{cm}$) en la que más distancia se alcanza, seguida de ortesis ($107,92\pm 11,27\text{cm}$) y de la condición sin inmovilización ($105,54\pm 10,53\text{cm}$).

Respecto a la variabilidad, en M0 la condición que menos presenta es la de ortesis (9,77cm), seguida de la condición sin inmovilización (10,57cm) y de vendaje funcional (10,78cm). Mientras que en M4, el orden varía siendo la condición sin inmovilización (10,53cm) la que menos variabilidad presenta, seguida de ortesis (11,27cm) y por último vendaje funcional (11,39cm), como la condición que más variabilidad presenta.

En relación a la evolución, las 3 condiciones presentan más distancia alcanzada en M4 que en M0, siendo la condición sin inmovilización (5,50cm) en la que más diferencia se aprecia, seguida de vendaje funcional (4,05cm) y de ortesis (3,07cm). Esta información está representada en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 61, correspondiente a M0, y en la Figura 62, correspondiente a M4.

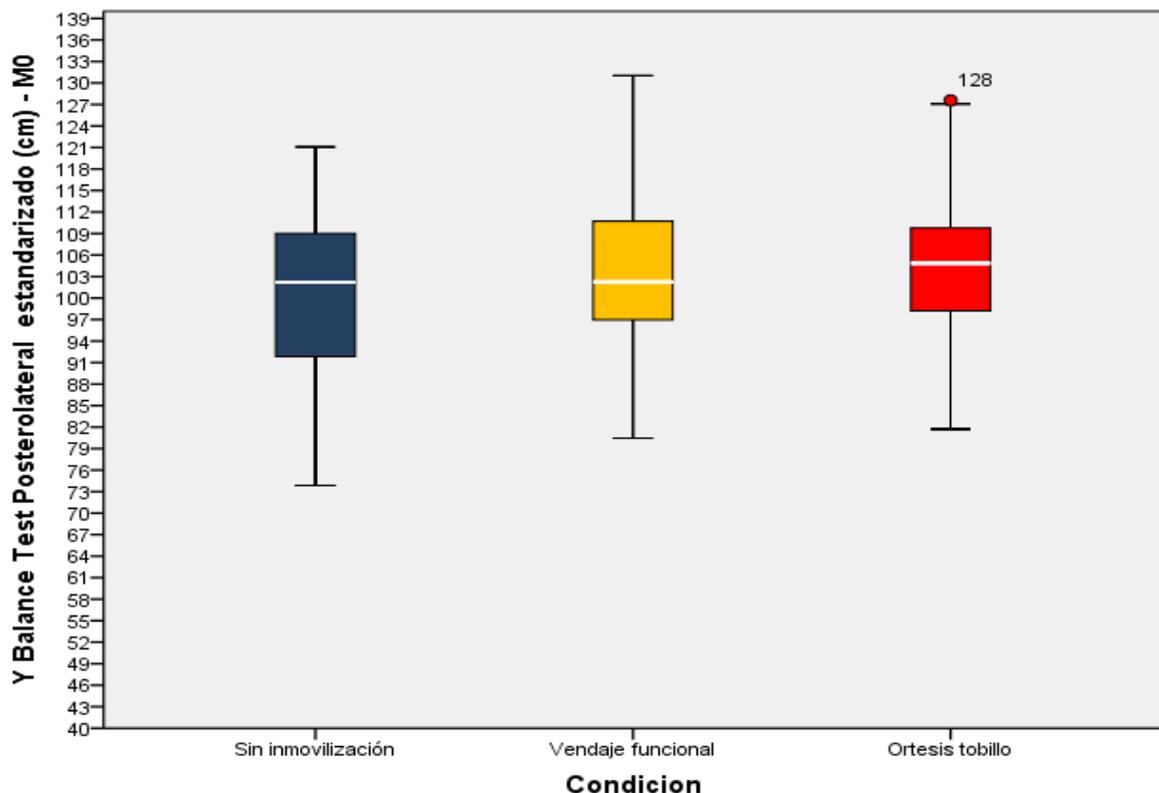


Figura 61. Gráfico de cajas de descriptiva YBT P.LA en M0 para las 3 condiciones

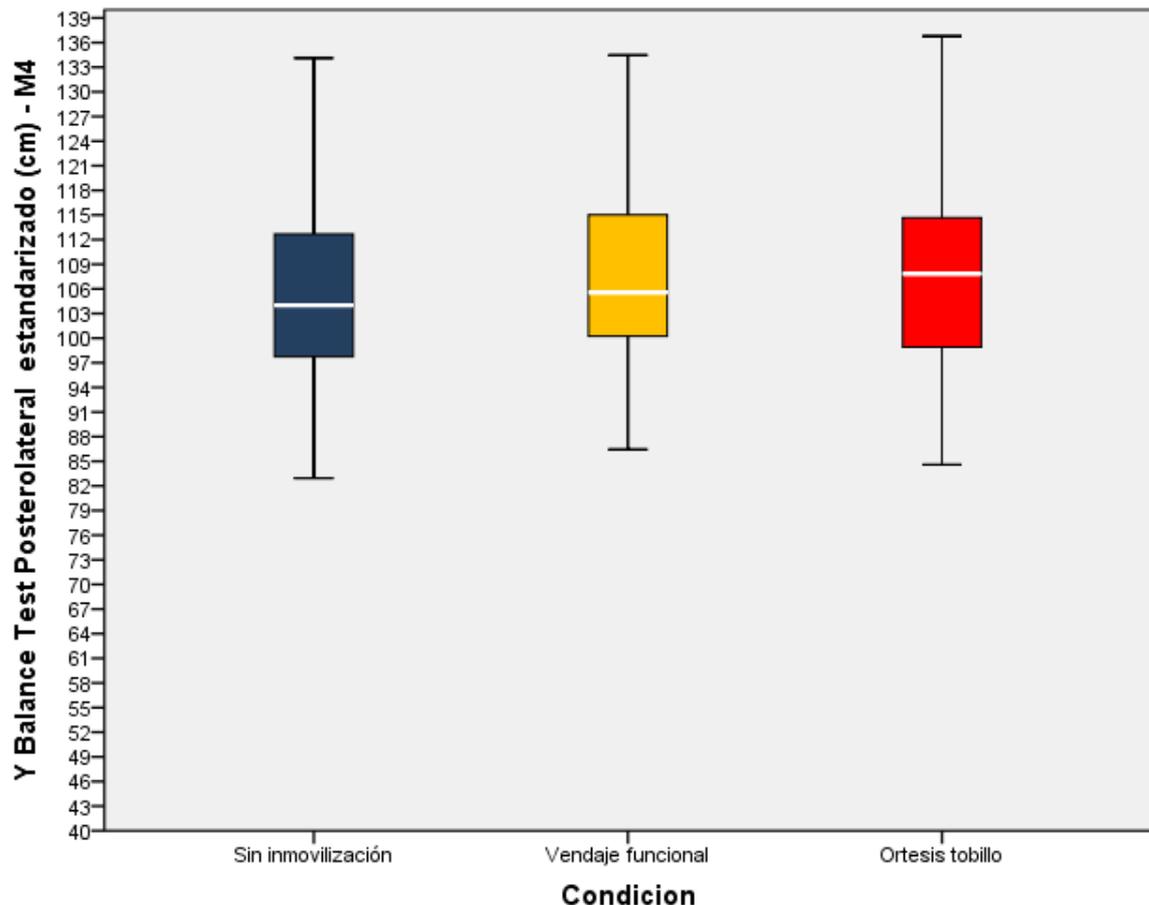


Figura 62. Gráfico de cajas de descriptiva YBT P.LA en M4 para las 3 condiciones

Se ajusta la variable YBT posterolateral con un modelo lineal generalizado (GLM), para los efectos condición y momento y la interacción entre estos. Se comprueba si la condición y la medición siguen una distribución bajo la Ley de Normalidad mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov y, como se muestra en la Tabla 27, se observa que en todos los casos $p\text{-valor} > 0,05$, por lo que se determina que hay normalidad. En consecuencia, la función de enlace del GLM es la función identidad y esto permite que el modelo implementado analice la existencia de diferencias entre líneas de evolución de M0 a M4, en cada una de las condiciones.

Tabla 27. Análisis de normalidad de valores P.LA. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT P.LA	Condición	Estadístico	gl	p-valor
M0 estandarizado	SI	0,11	64,00	0,07
	VF	0,10	64,00	0,09
	O	0,08	64,00	0,20
M4 estandarizado	SI	0,10	64,00	0,17
	VF	0,11	64,00	0,08
	O	0,09	64,00	0,20

Nota. YBT P.LA: Y Balance Test Posterolateral. M: medición. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis

Para valorar la esfericidad de estos valores se aplica la Prueba de Esfericidad de Mauchly, para los efectos principales de condición, medición e interacción entre ambas. En la Tabla 28 se muestra que para el efecto condición y el efecto medición no se asume esfericidad, por lo que le corresponde el estadístico de contraste de Greenhouse-Geisser. En el efecto interacción entre estos sí que se presenta esfericidad.

Tabla 28. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores YBT P.LA

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,56	35,48	2,00	0,00	0,70	0,56	35,48
Medición	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	0,00
Condición*Momento	0,96	2,82	2,00	0,24	0,96	0,96	2,82

En la Tabla 29 se muestran los estadísticos de contraste del GLM de la variable YBT P.LA, para los efectos principales de condición y momento, así como para la interacción entre estos y se observa que se hallan diferencias significativas entre las mediciones (M0, M4) y a distintos niveles según condición, pero no en la interacción entre ambas. Estos resultados se representan en la Figura 63, donde se aprecia que estas diferencias no tienen una tendencia distinta según la condición.

Tabla 29. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT P.LA

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Greenhouse-Geisser	982,24	1,39	705,10	9,41	0,00
	Error(C)	6577,29	87,76	74,95		
M	Greenhouse-Geisser	1700,45	1,00	1700,45	48,55	0,00
	Error(M)	2206,56	63,00	35,03		
C*M	Esfericidad asumida	95,43	2,00	47,72	1,33	0,27
	Error(C*M)	4505,13	120,63	37,35		

Nota: C: condición. M: Medición. C*M: condición*medición.

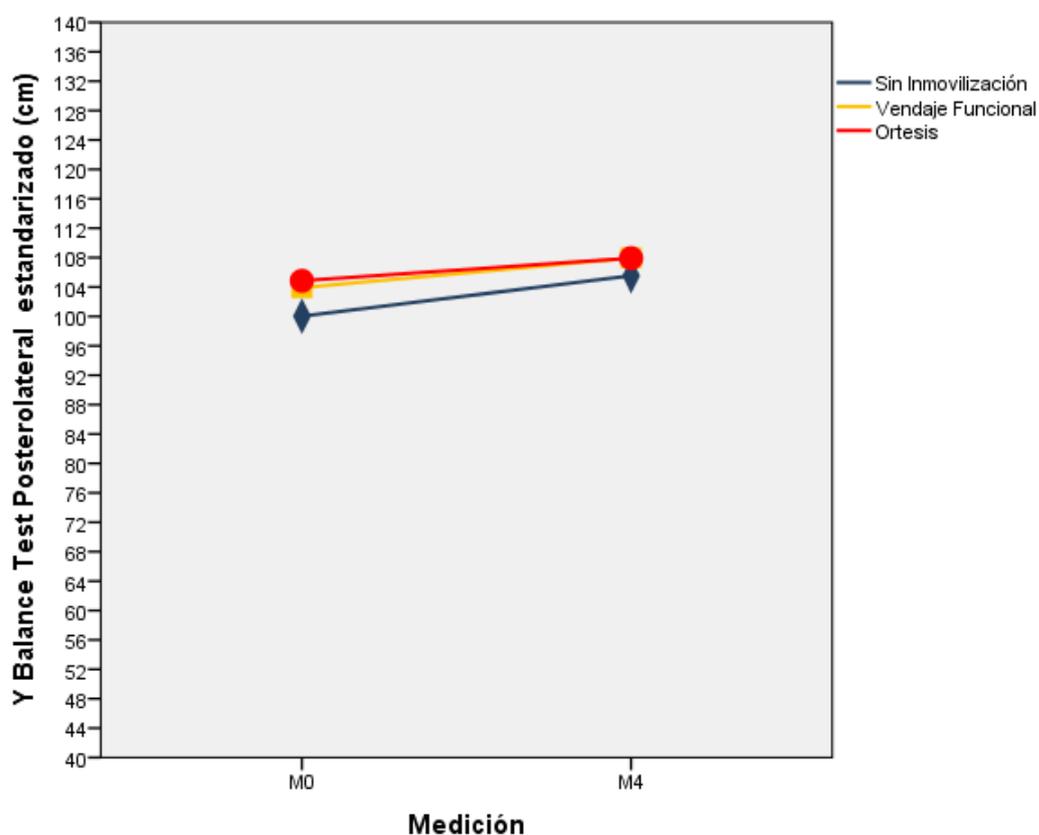


Figura 63. Gráfica de evolución del YBT P.LA en M0-M4 para las 3 condiciones

En relación a las diferencias entre condiciones en M0, entre la condición sin inmovilización y la condición de vendaje funcional hay una media de la diferencia de $3,86 \pm 15,10$ cm, entre la condición sin inmovilización y la condición de ortesis

es de $4,81 \pm 14,39$ cm y entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis es de $0,95 \pm 14,55$ cm. Para determinar si en M0 las diferencias entre condiciones son significativas se aplica el Test de Friedman y se obtiene un p-valor=0,00, por lo que se observa que hay diferencias significativas en M0 entre condiciones. Para detectar entre qué condiciones se hallan estas diferencias en M0, se realiza un análisis Post-Hoc. Como se muestra en la Tabla 30 las diferencias estadísticamente significativas se dan entre la condición sin inmovilización y la condición vendaje funcional, y entre la condición sin inmovilización y la condición ortesis. Entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis no se muestran diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 30. Análisis de diferencias entre condiciones YBT P.LA en M0

Diferencias entre valores	p-valor
Sin inmovilización vs Vendaje funcional	0,03
Sin inmovilización vs Ortesis	0,00
Vendaje funcional vs Ortesis	0,91

A continuación se analiza dónde están las diferencias entre condiciones del incremento entre M0-M4. Se calculan los incrementos entre M0-M4 de cada una de las condiciones y se muestran en la Tabla 31, donde se observa que la condición que más incremento presenta es la de sin inmovilización $6,16 \pm 11,33\%$, seguida de la condición de vendaje funcional $4,12 \pm 6,94\%$ y la condición de ortesis con $3,01 \pm 7,34\%$. Se destaca que la condición que más incremento presenta, sin inmovilización, es la condición que más variabilidad tiene con un 11,33%.

Tabla 31. Descriptiva de incremento YBT P.LA para las 3 condiciones

	Estadístico	SI	VF	O
YBT P.LA estandarizado $\Delta 40$	Media (SD)	6,16 (11,33)	4,12 (6,94)	3,01 (7,34)
	Mín	-14,85	-10,48	-10,91
	Máx	42,35	25,88	20,18
	IC 95%	[3,33 - 8,98]	[2,39 - 5,86]	[1,18 - 4,85]

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. YBT ANT: Y Balance Test Anterior. IC: Intervalo de Confianza. Mín: mínimo. Máx: máximo

Se realiza el análisis de normalidad de los incrementos a través del Test de Kolmogorov-Smirnov y se determina, como se muestra en la Tabla 32, que los incrementos correspondientes a las condiciones siguen una Ley de Normalidad.

Tabla 32. Análisis de normalidad de incremento YBT P.LA. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT P.LA Δ	Condición	Estadístico	gl	p-valor
YBT P.LA estandarizado $\Delta 40$	SI	0,10	64,00	0,09
	VF	0,11	64,00	0,07
	O	0,06	64,00	0,20

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. YBT P.LA: Y Balance Test Posterolateral. Δ : incremento

A continuación se aplica la Prueba de esfericidad de Mauchly, con el fin de establecer el estadístico apropiado del incremento, como se muestra en la Tabla 33, donde se observa un p-valor < 0.05, por lo que no se asume esfericidad.

Tabla 33. Análisis de esfericidad de incremento YBT P.LA

Esfericidad Δ YBT P.LA	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse- Geisser	Huynh- Feldt	Límite inferior
YBT P.LA estandarizado $\Delta 40$	0,90	6,62	2,00	0,04	0,91	0,93	0,50

Nota: YBT P.LA: Y Balance Test Posterolateral. Tobillo. Δ : incremento

Por último, de acuerdo con los resultados obtenidos en la prueba anterior, se presenta el estadístico de contraste del GLM de Greenhouse-Geisser, como se muestra en la Tabla 34 y se observa que no hay diferencias significativas entre incrementos.

Tabla 34. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT P.LA

Δ YBT P.LA		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
YBT ANT estandarizado $\Delta 41$	Greenhouse- Geisser	325,38	1,82	179,15	2,08	0,14
	Error (YBT P.LA $\Delta 40$)	9871,75	114,42	86,28		

Nota: YBT P.LA: Y Balance Test Posterolateral. Δ : incremento

Por lo tanto, en la variable YBT posterolateral (YBT P.LA) se observa que en M0 los valores de YBT P.LA son distintos según la condición, presentando las condiciones de vendaje funcional y la ortesis valores significativamente más altos que la condición sin inmovilización, pero sin diferencias significativas entre ambas. Este aspecto no representa un incremento distinto entre las 3 condiciones, es decir que el valor final de YBT P.LA es diferente según la condición pero no el incremento de cada condición.

4.4.2.3. YBT posteromedial

En relación a la estadística descriptiva, se presenta el promedio estandarizado por longitud de pierna de los centímetros alcanzados en YBT posteromedial (YBT P.ME), para cada una de las 2 mediciones (M0, M4) y en las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional, ortesis). Se expone esta información a través de la media, la desviación estándar, el mínimo, el máximo y el intervalo de confianza del 95%, como se muestra en la Tabla 35.

Tabla 35. Descriptiva YBT P.ME estandarizado en 2 mediciones para las 3 condiciones

YBT P.ME	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
M0	Media (SD)	91,41 (13,14)	96,29 (14,57)	96,81 (12,13)
	Mín	62,60	39,15	73,03
	Máx	117,19	126,44	121,28
	IC 95%	[88,13 - 94,69]	[92,65 - 99,93]	[93,78 - 99,84]
M4	Media (SD)	96,22 (14,30)	101,05 (13,50)	100,31 (14,15)
	Mín	68,54	68,79	76,24
	Máx	128,74	136,40	136,02
	IC 95%	[92,65 - 99,80]	[97,68 - 104,42]	[96,78 - 103,85]

Nota. YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. M: medición. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: centímetros (cm).

En la Tabla 35 se observa que en M0 la condición de ortesis ($96,81 \pm 12,13$ cm), es la condición que presenta mayor distancia alcanzada, seguida de la condición de vendaje funcional ($96,29 \pm 14,57$ cm) y sin inmovilización ($91,41 \pm 13,14$ cm). En M4 el orden varía, siendo la condición de vendaje funcional ($101,05 \pm 13,50$ cm) la que más distancia presenta, seguida de ortesis ($100,31 \pm 14,15$ cm) y sin inmovilización ($96,22 \pm 14,30$ cm).

Respecto a la variabilidad, en M0 la condición que menos presenta es la de ortesis (12,13cm), seguida de la condición sin inmovilización (13,14cm) y de vendaje funcional (14,57cm). Mientras que en M4 el orden varía siendo la condición de vendaje funcional (13,50cm) la que menos variabilidad presenta, seguida de ortesis (14,15cm) y de la condición sin inmovilización (14,30cm), que es la condición que más variabilidad presenta en M4.

En relación a la evolución, las 3 condiciones presentan más distancia alcanzada en M4 que en M0, siendo la condición sin inmovilización (4,81cm) en la que más diferencia se aprecia, seguida de vendaje funcional (4,76cm) y de ortesis (3,50cm).

Esta información está representada en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 64, correspondiente a M0, y en la Figura 65, correspondiente a M4.

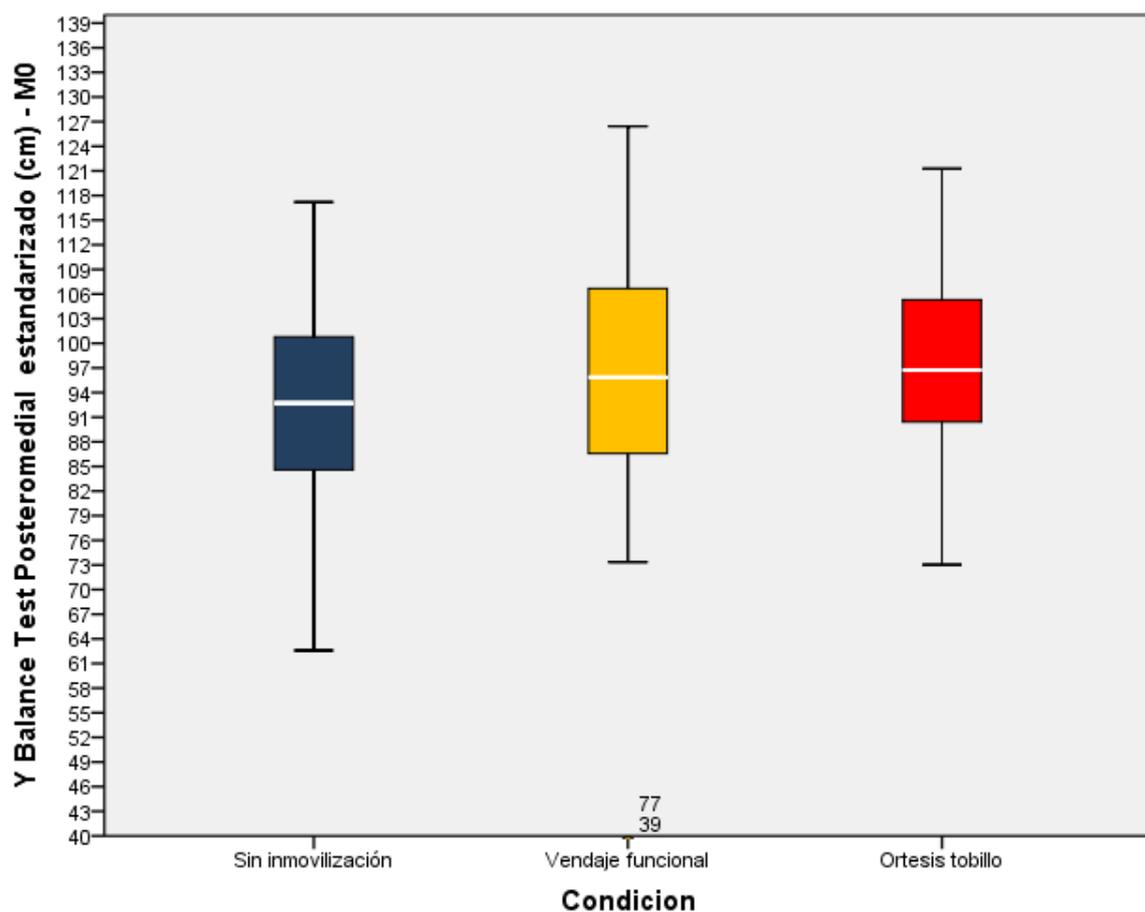


Figura 64. Gráfico de cajas de descriptiva YBT P.ME en M0 para las 3 condiciones

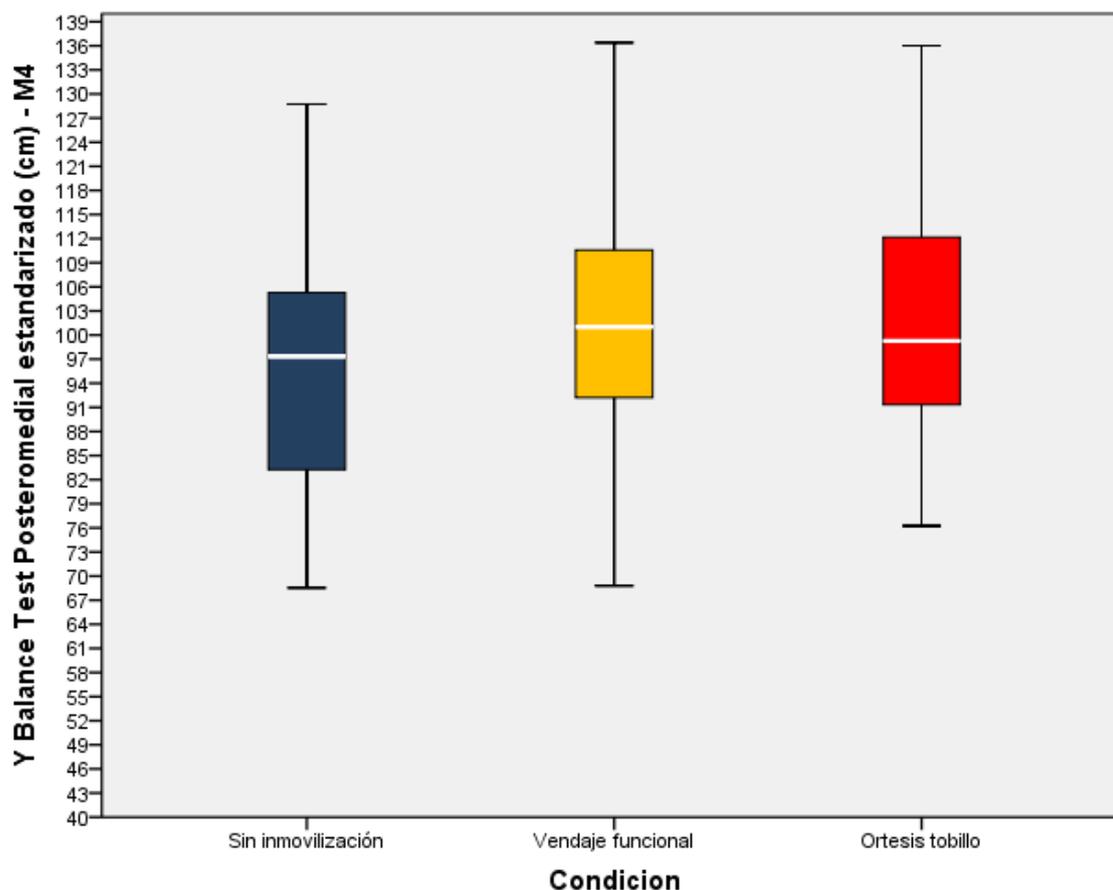


Figura 65. Gráfico de cajas de descriptiva YBT P.ME en M4 para las 3 condiciones

Se ajusta la variable YBT P.ME con un modelo lineal generalizado (GLM), para los efectos condición, momento y la interacción entre ambos. Se analiza la normalidad de los efectos condición y medición, mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov.

Tabla 36. Análisis de normalidad de valores P.ME. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT P.ME	Condición	Estadístico	gl	p-valor
M0 estandarizado	SI	0,07	64,00	0,20
	VF	0,08	64,00	0,20
	O	0,08	64,00	0,20
M4 estandarizado	SI	0,08	64,00	0,20
	VF	0,07	64,00	0,20
	O	0,07	64,00	0,20

Nota. YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. M: medición. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis

Como se muestra en la Tabla 36, en todos los casos $p\text{-valor} > 0.05$ por lo que en todos los casos se sigue una distribución que cumple la Ley de Normalidad. Por lo tanto, la función de enlace del GLM es la función identidad. El modelo implementado permite analizar las diferencias entre la evolución desde M0 a M4 de cada una de las condiciones. Se analiza la esfericidad de estos valores para los efectos principales de condición, medición e interacción entre estos, mediante la Prueba de esfericidad de Mauchly.

Tabla 37. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores YBT P.ME

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,94	3,72	2,00	0,16	0,95	0,97	0,50
Medición	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00
Condición*Momento	0,95	3,14	2,00	0,21	0,95	0,98	0,50

Como se muestra en la Tabla 37, para el efecto condición y la interacción entre condición entre ambos, no se asume esfericidad, ya que el $p\text{-valor} > 0.05$, por lo que se le asigna el estadístico de contraste de Greenhouse-Geisser. Para el efecto medición sí que se asume esfericidad, de acuerdo con su resultado $p < 0.05$. En la Tabla 38, a través de los estadísticos de contraste para cada uno de los efectos, se pueden observar diferencias significativas entre condiciones y entre mediciones, pero no así en la interacción entre estas, ya que presentan la misma tendencia, como se puede apreciar en la Figura 66.

Tabla 38. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT P.ME

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Esfericidad asumida	1965,17	2,00	982,58	12,39	0,00
	Error(C)	9994,44	126,00	79,32		
M	Greenhouse-Geisser	1825,07	1,00	1825,07	35,86	0,00
	Error(M)	3206,15	63,00	50,89		
C*M	Esfericidad asumida	35,11	2,00	17,56	0,44	0,64
	Error(C*M)	4998,06	120,08	41,62		

Nota: C: condición. M: Medición. C*M: condición*medición.

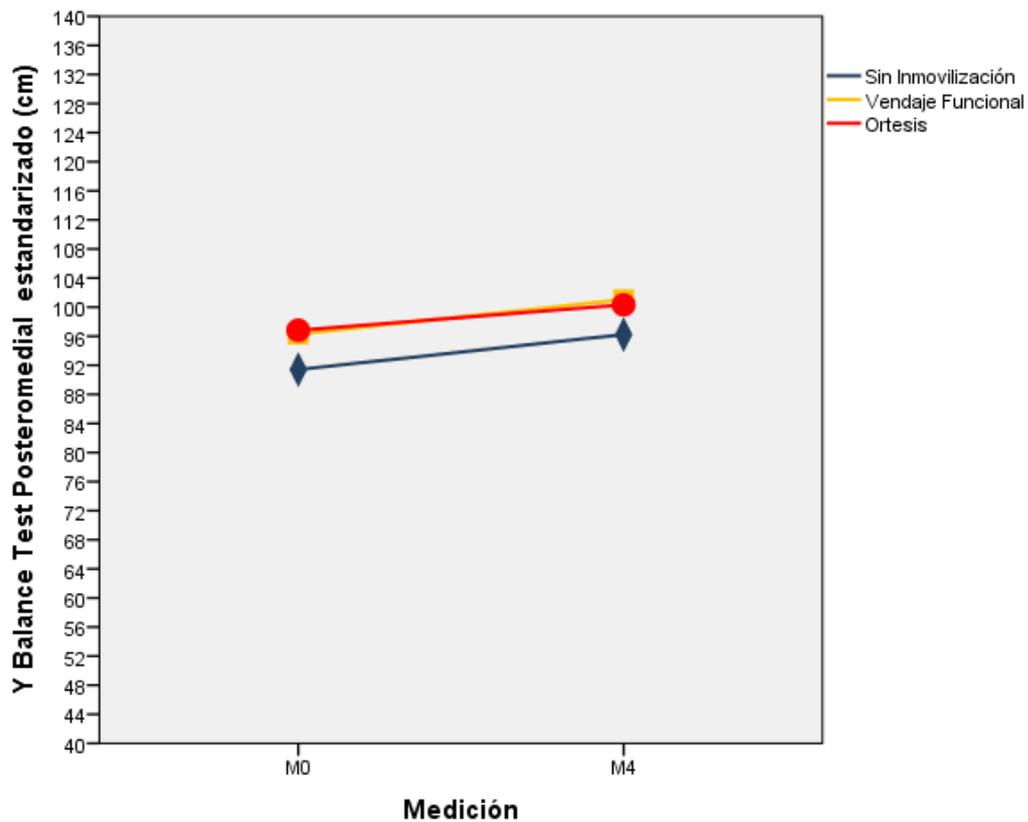


Figura 66. Gráfica de evolución del YBT P.ME en M0-M4 para las 3 condiciones

En M0 hay diferencias entre condiciones expresadas en media. Entre la condición sin inmovilización y vendaje funcional es de $1,88 \pm 19,62$ cm, entre la condición sin inmovilización y ortesis $2,40 \pm 17,88$ cm y entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis es de $0,52 \pm 18,96$ cm. Para determinar si estas diferencias en M0 entre condiciones son significativas se aplica el Test de Friedman y se obtiene un p-valor=0,00, por lo que se determina que las diferencias son estadísticamente significativas.

Se realiza un análisis Post-Hoc y se muestran diferencias significativas entre las condiciones sin inmovilización y vendaje funcional, y entre las condiciones de sin inmovilización y ortesis, como se muestra en la Tabla 39.

Tabla 39. Análisis de diferencias entre condiciones YBT P.ME en M0

Diferencias entre valores	p-valor
Sin inmovilización vs Vendaje funcional	0,01
Sin inmovilización vs Ortesis	0,00
Vendaje funcional vs Ortesis	1,00

A continuación se analiza dónde están las diferencias entre condiciones del incremento entre M0-M4. En la tabla e se muestran los incrementos de cada condición.

Tabla 40. Descriptiva de incremento YBT P.ME para las 3 condiciones

	Estadístico	SI	VF	O
YBT P.ME estandarizado $\Delta 40$	Media (SD)	5,67 (10,32)	6,41 (16,21)	3,68 (7,94)
	Mín	-12,77	-30,43	-14,13
	Máx	40,48	105,13	28,3
	IC 95%	[3,09 - 8,24]	[2,36 - 10,46]	[1,70 - 5,67]

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. IC: Intervalo de Confianza. Mín: mínimo. Máx: máximo

En la Tabla 40 se observa que la condición que más incremento presenta es la de vendaje funcional $6,41 \pm 16,21\%$, seguida de la condición sin inmovilización $5,67 \pm 10,32\%$ y la condición de ortesis $3,68 \pm 7,94\%$. La condición de vendaje funcional es la que más incremento presenta y también la que tiene más variabilidad con un $16,21\%$.

Se analiza la normalidad a través del Test de Kolmogoroz-Smirnov y se determina que no siguen la distribución de normalidad, por lo que se aplica el logaritmo de la variable que sí que cumple la Ley de Normalidad, como se muestra en la Tabla 41.

Tabla 41. Análisis de normalidad de incremento YBT P.ME. Test de Kolmogorov-Smirnov

YBT P.ME Δ	Condicion	Estadístico	gl	p-valor
YBT P.ME estandarizado $\Delta 40$	SI	0,07	64,00	0,20
	VF	0,21	64,00	0,00
	O	0,10	64,00	0,09
YBT P.ME Log (Δ)	Condicion	Estadístico	gl	p-valor
YBT P.ME estandarizado Log ($\Delta 40$)	SI	0,07	64,00	0,20
	VF	0,21	64,00	0,10
	O	0,10	64,00	0,09

Nota: SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. Δ : incremento. Log: logaritmo

Se aplica la Prueba de esfericidad de Mauchly para determinar el estadístico apropiado del incremento y resulta un p-valor < 0,05 por lo que no se asume esfericidad, como se muestra en la Tabla 42.

Tabla 42. Análisis de esfericidad de incremento YBT P.ME

Esfericidad Δ YBT P.ME	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse- Geisser	Huynh- Feldt	Límite inferior
YBT P.ME estandarizado $\Delta 40$	0,78	15,52	2,00	0,00	0,82	0,84	0,50

Nota: YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. Tobillo. Δ : incremento

Como se presenta en la Tabla 43, el estadístico de contraste Greenhouse-Geisser del GLM y resulta p-valor > 0,05, por lo que no hay diferencias significativas.

Tabla 43. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT P.ME

Δ YBT P.ME		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
YBT P.ME estandarizado $\Delta 40$	Greenhouse- Geisser	254,18	1,64	155,23	0,90	0,39
	Error (YBT P.ME $\Delta 40$)	17714,24	103,16	171,72		

Nota: YBT P.ME: Y Balance Test Posteromedial. Δ : incremento

Por lo tanto, en la variable YBT posteromedial (YBT P.ME), de la misma manera que se presenta en la variable P.LA, se observa que en M0 los valores de YBT P.LA son distintos según la condición, presentando las condiciones de vendaje funcional y la ortesis valores significativamente más altos que la condición sin inmovilización, pero sin diferencias significativas entre ambas. Este aspecto no representa un incremento distinto entre las 3 condiciones, es decir que el valor final de YBT P.LA es diferente según la condición pero no el incremento de cada condición.

A modo de síntesis de los resultados obtenidos en este apartado, se destaca que:

- En el YBT ANT el vendaje funcional y la ortesis no generan ningún efecto, sin embargo en el YBT P.LA y en el YBT P.ME, ambas técnicas mejoran el equilibrio dinámico al inicio de la sesión.
- Los incrementos entre M0 y M4, por efecto de la sesión de ejercicio físico, en las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis) aumentan en la misma proporción.
- Entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis no se aprecian diferencias significativas en los efectos sobre el equilibrio dinámico.

4.4.3. **Funcionalidad**

4.4.3.1. **Modified Agility T-Test**

Mediante los mismos contrastes de hipótesis realizados al inicio del apartado de resultados del YBT, se realiza una comparación entre sesiones 2 y 3, en cada una de las condiciones vendaje funcional y ortesis de tobillo por separado en el MAT. Según los resultados obtenidos con el test de Kolmogorov-Smirnov, no se cumple la Ley de Normalidad, por lo que dichas comparaciones entre sesiones se realizan con la Prueba U de Mann-Whitney. Se obtiene un p -valor $> 0,05$ y, por lo tanto, se determina que no existen diferencias estadísticamente significativas en MAT entre sesión 2 y sesión 3, en ninguna de las dos condiciones.

La estadística descriptiva de la variable Modified Agility T-Test (MAT) se muestra en la Tabla 44. Se presenta la media de los mejores registros (menor tiempo) medidos en segundos (s) de cada condición (sin inmovilización, vendaje funcional

y ortesis). Se expone la información a través de la media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza del 95%.

Tabla 44. Descriptiva MAT menor tiempo para las 3 condiciones

MAT	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
	Media (SD)	6,72 (0,58)	6,61 (0,64)	6,61 (0,63)
	Mín	5,78	5,62	5,56
	Máx	8,19	8,22	8,13
	IC 95%	[6,58 - 6,87]	[6,45 - 6,77]	[6,46 - 6,77]

Nota. MAT: Modified Agility T-Test. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: segundos

En la Tabla 44 se observa que las condiciones de vendaje funcional ($6,61 \pm 0,64s$) y de ortesis ($6,61 \pm 0,63s$) obtienen el mismo tiempo en la realización del MAT y ambas condiciones mejoran el registro de la condición sin inmovilización ($6,72 \pm 0,58s$).

En relación a la variabilidad la condición que menos presenta es la de sin inmovilización (0,58s), seguida de ortesis (0,63s) y por último, la que más variabilidad presenta es la de vendaje funcional (0,64s).

Esta información se representa en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 67.

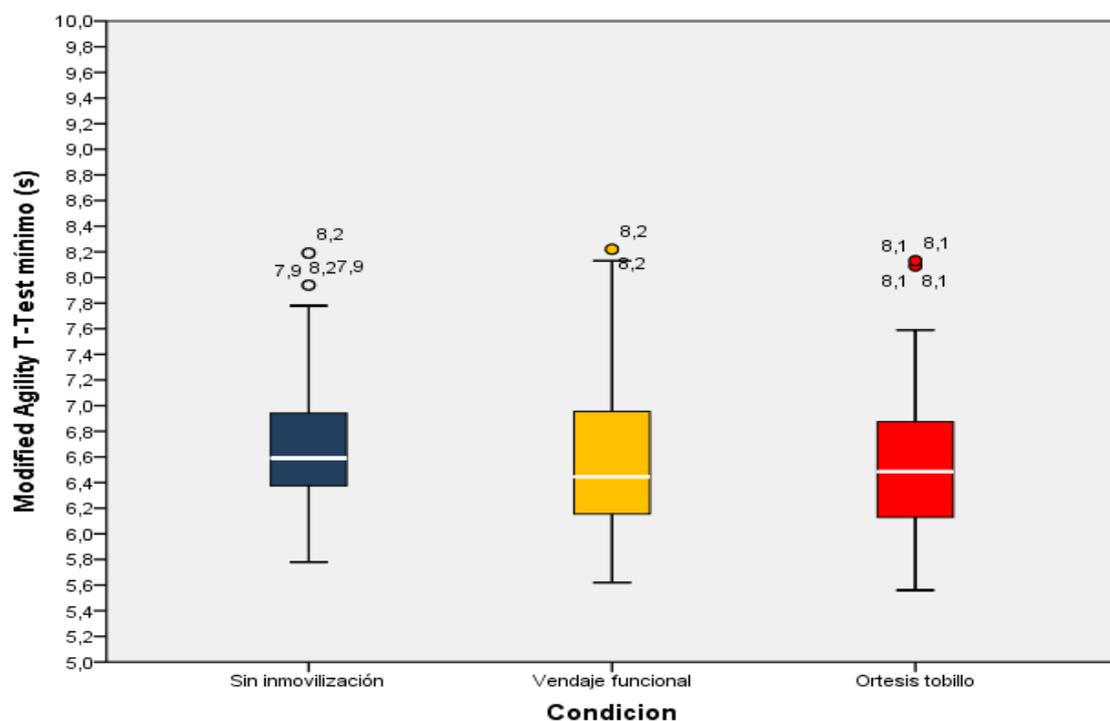


Figura 67. Gráfico de cajas de descriptiva MAT para las 3 condiciones.

Se ajusta la variable MAT a un modelo lineal generalizado (GLM), a un solo factor son medidas repetidas que corresponde a las distintas condiciones del mismo grupo de sujetos. Se analiza la normalidad del efecto condición mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov, como se muestra en la Tabla 45, y se obtiene un p-valor < 0,05, en las 3 condiciones, por lo que se determina que en las 3 condiciones no hay una distribución bajo la Ley de Normalidad. Por este motivo, Se realiza una transformación logarítmica de la variable, de forma que la variable transformada, a la que se le aplica el test de Kolmogorov-Smirnov, sí que sigue una Ley de Normalidad, como se presenta en la Tabla 45.

Tabla 45. Análisis de normalidad MAT menor tiempo. Test de Kolmogorov-Smirnov

MAT	Condición	Estadístico	gl	p-valor
MAT menor tiempo	SI	0,17	64,00	0,00
	VF	0,13	64,00	0,01
	O	0,15	64,00	0,00
Log (MAT menor tiempo)	SI	0,08	64,00	0,20
	VF	0,03	64,00	0,21
	O	0,06	64,00	0,27

Nota. MAT: Modified Agility T-Test. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis. Log: logaritmo

Respondiendo a esta transformación la función de enlace usada en el ajuste por el modelo GLM ha sido la función logarítmica. Se valora la esfericidad de estos valores mediante la Prueba de esfericidad de Mauchly, para el efecto condición y se determina que para el efecto condición de la variable MAT no se asume esfericidad, como se muestra en la Tabla 46.

Tabla 46. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores MAT

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,89	7,30	2,00	0,03	0,90	0,93	0,50

De acuerdo con el resultado de la Prueba de Esfericidad, el estadístico de contraste que le corresponde al efecto condición es el de Greenhouse-Geisser. Se presenta en la Tabla 47 en la que se observa un p -valor $< 0,05$, por lo que se determina que se hallan diferencias significativas entre condiciones.

Tabla 47. Prueba de efectos intra-sujetos de valores MAT

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Greenhouse-Geisser	0,55	1,80	0,30	8,47	0,00
	Error(C)	4,06	113,41	0,04		

Nota: C: condición

Para determinar entre qué condiciones se presentan las diferencias se realiza la comparación por condiciones apareadas, como se muestra en la Tabla 48.

Tabla 48. Análisis Post-Hoc con Corrección de Bonferroni, comparación condiciones MAT

MAT	Diferencia de medias	Error típico	p-valor	IC al 95 % para la diferencia	
				L_I	L_S
VF - SI	0,12	0,03	0,00	0,04	0,20
OT - SI	0,11	0,04	0,01	0,02	0,20
OT - VF	0,01	0,03	1,00	-0,07	0,06

Nota: MAT: Modified Agility T-Test. SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. M: medición. IC: Intervalo de Confianza. L_I: límite inferior. L_S: límite superior

En la Tabla 48 se destaca que las diferencias estadísticamente significativas en la variable MAT se presentan entre las condiciones sin inmovilización y vendaje funcional, y entre las condiciones sin inmovilización con ortesis. Entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis no se aprecian diferencias estadísticamente significativas.

4.4.3.2. Standing Long Jump

La estadística descriptiva de la variable Standing Long Jump (SLJ) se presenta a través de la media de las máximas distancias saltadas, estandarizadas por la altura del participante, para cada una de las 3 condiciones (sin inmovilización,

vendaje funcional y ortesis). Se presenta en la Tabla 49 la información a través de la media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza del 95%.

Tabla 49. Descriptiva SLJ estandarizado para las 3 condiciones

SLJ	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
	Media (SD)	114,90 (17,05)	112,44 (19,21)	111,53 (18,07)
	Mín	81,71	78,4	71,74
	Máx	144,13	149,72	146,37
	IC 95%	[110,64 - 119,16]	[107,64 - 117,24]	[107,02 - 116,05]

Nota. SLJ: Standing Long Jump. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: centímetros (cm)

En la Tabla 49 se observa que la condición sin inmovilización ($114,90 \pm 17,05$ cm) es en la que más distancia se salta, seguida de la condición de vendaje funcional ($112,44 \pm 19,21$ cm) y, por último, de la condición de ortesis ($111,53 \pm 18,07$ cm).

En relación a la variabilidad, la condición sin inmovilización (17,05cm) es la que menos presenta, seguida de la condición de ortesis (18,07cm) y de la de vendaje funcional (19,21cm).

Esta información se representa en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 68.

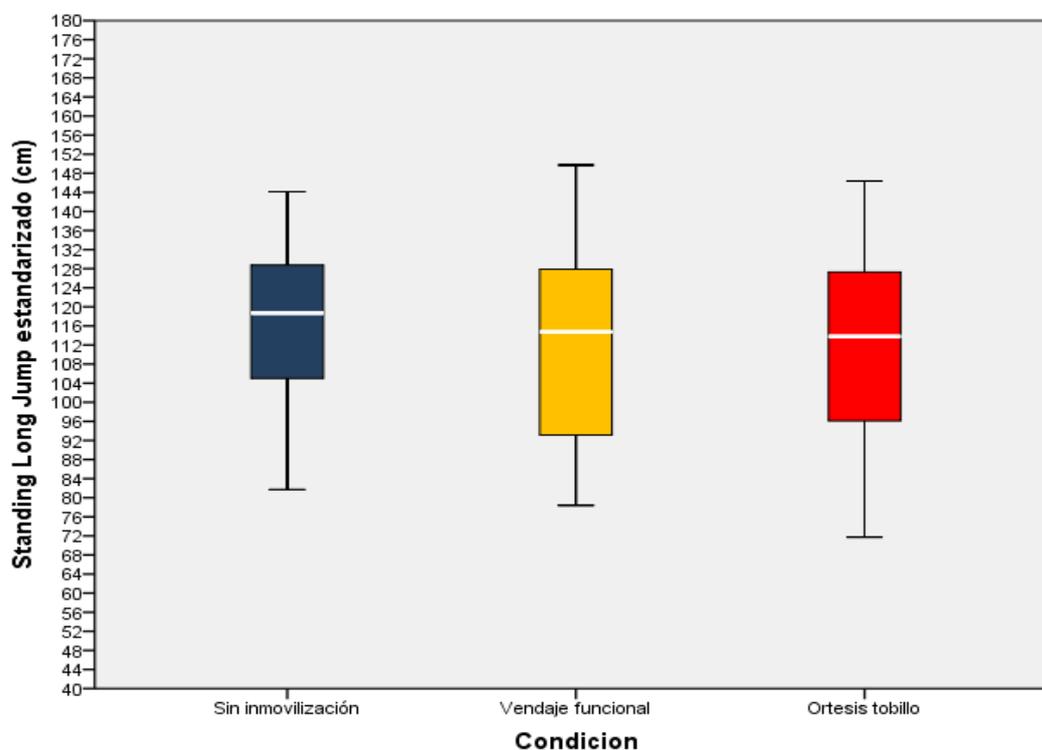


Figura 68. Gráfico de cajas de descriptiva SLJ para las 3 condiciones

Se ajusta la variable SLJ con un modelo lineal generalizado (GLM), a un solo factor con medidas repetidas, que corresponde a las distintas condiciones de inmovilización del mismo número de sujetos. Se analiza la normalidad del efecto condición mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov, como se muestra en la Tabla 50, y se observa que no hay una distribución bajo la Ley de Normalidad en las 3 condiciones. Por este motivo, se realiza una transformación logarítmica de la variable, de forma que la variable transformada, a la que se le aplica el test de Kolmogorov-Smirnov, sí que sigue una Ley de Normalidad, como se presenta en la Tabla 50.

Tabla 50. Análisis de normalidad SLJ estandarizado. Test de Kolmogorov-Smirnov

SLJ	Condición	Estadístico	gl	p-valor
SLJ estandarizado	SI	0,12	64,00	0,04
	VF	0,12	64,00	0,03
	O	0,10	64,00	0,19
Log (SLJ estandarizado)	SI	0,08	64,00	0,35
	VF	0,09	64,00	0,27
	O	0,02	64,00	0,11

Nota. SLJ: Standing Long Jump. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis. Log: logaritmo

Respondiendo a esta transformación la función de enlace usada en el ajuste por el GLM ha sido la función logarítmica. Se valora la esfericidad de estos valores mediante la Prueba de esfericidad de Mauchly, para el efecto condición, como se muestra en la Tabla 51.

Tabla 51. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores SLJ

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,94	3,78	2,00	0,15	0,94	0,93	0,50

De acuerdo con el resultado de la Prueba de Esfericidad, el estadístico de contraste que le corresponde al efecto condición es el de Esfericidad Asumida,

que se presenta en la Tabla 52, en la que se observa un p -valor $> 0,05$, por lo que se determina que se hallan diferencias significativas entre condiciones.

Tabla 52. Prueba de efectos intra-sujetos de valores SLJ

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Esfericidad asumida	387,64	2,00	193,82	6,09	0,00
	Error(C)	4007,68	126,00	31,81		

Nota: C: condición

Para determinar entre qué condiciones se presentan las diferencias se realiza la comparación por condiciones apareadas, como se muestra en la Tabla 53.

Tabla 53. Análisis Post-Hoc con Corrección de Bonferroni, comparación condiciones SLJ

SLJ	Diferencia de medias	Error típico	p-valor	IC al 95 % para la diferencia	
				L_I	L_S
VF - SI	2,46	0,98	0,04	0,05	4,87
OT - SI	3,36	1,10	0,01	0,65	6,08
OT - VF	0,91	0,90	0,95	-1,30	3,11

Nota: SLJ: Single Long Jump. SI: Sin Inmovilización. VF: Vendaje Funcional. O: Ortesis. M: medición. IC: Intervalo de Confianza. L_I: límite inferior. L_S: límite superior

En la Tabla 53 se destaca que las diferencias estadísticamente significativas en la variable SLJ se presentan entre las condiciones sin inmovilización y vendaje funcional, y entre las condiciones sin inmovilización con ortesis. Entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis no se aprecian diferencias estadísticamente significativas.

4.4.3.3. Single Leg Hop

La estadística descriptiva de la variable Standing Long Jump (SLJ) se presenta a través de la media de las máximas distancias saltadas, estandarizadas por la altura del participante, para cada una de las 3 condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis). Se presenta en la Tabla 54 la información a través de la media, desviación estándar, mínimo, máximo e intervalo de confianza del 95%.

Tabla 54. Descriptiva SLH estandarizado para las 3 condiciones

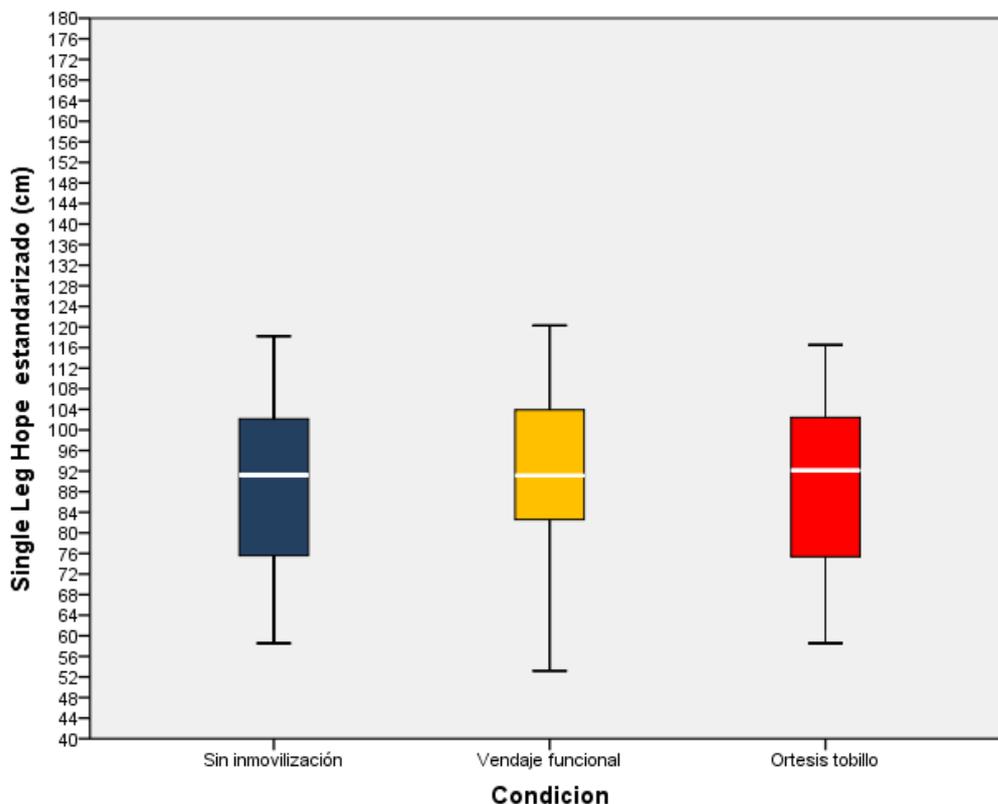
SLH	Estadístico	Sin inmovilización	Vendaje funcional	Ortesis
Media (SD)		89,43 (15,61)	90,62 (15,36)	89,40 (15,65)
Mín		58,54	53,19	58,56
Máx		118,18	120,32	116,53
IC 95%		[85,53 - 93,33]	[86,78 - 94,46]	[85,49 - 93,31]

Nota. SLH: Single Leg Hop. SD: desviación estándar. Mín: mínimo. Máx: máximo. IC: intervalo de confianza. Unidad de medida de la tabla: centímetros (cm)

En la Tabla 54 se observa que la condición vendaje funcional ($90,62 \pm 15,36$ cm) es en la que más distancia se salta, seguida de la condición sin inmovilización ($89,43 \pm 15,61$ cm) y, por último, de la condición de ortesis ($89,40 \pm 15,65$ cm).

En relación a la variabilidad, la condición de vendaje funcional (15,36cm) es la que más presenta, seguida de la condición sin inmovilización (15,61cm) y de la de ortesis (15,65cm).

Esta información se representa en los gráficos de caja que se muestran en la Figura 69.

**Figura 69. Gráfico de cajas de descriptiva SLH para las 3 condiciones**

Se ajusta la variable SLH con un modelo lineal generalizado (GLM), a un solo factor con medidas repetidas, que corresponde a las distintas condiciones de inmovilización de los mismos sujetos. Se analiza la normalidad del efecto condición mediante el Test de Kolmogorov-Smirnov, como se muestra en la Tabla 55, y se observa que hay una distribución bajo la Ley de Normalidad en las 3 condiciones.

Tabla 55. Análisis de normalidad SLH estandarizado. Test de Kolmogorov-Smirnov

SLH	Condición	Estadístico	gl	p-valor
SLJ estandarizado	SI	0,08	64,00	0,20
	VF	0,07	64,00	0,20
	O	0,10	64,00	0,20

Nota. SLH: Single Leg Hop. SI: sin inmovilización. VF: vendaje funcional. O: ortesis.

Se valora la esfericidad de estos valores mediante la Prueba de esfericidad de Mauchly, para el efecto condición y se determina que para el efecto condición de la variable SLH no se asume esfericidad, como se muestra en la Tabla 56.

Tabla 56. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores SLH

Esfericidad	W de Mauchly	χ^2 aprox.	gl	p-valor	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
Condición	0,90	6,26	2,00	0,04	0,91	0,94	0,50

De acuerdo con el resultado de la Prueba de Esfericidad (p -valor $<$ 0,05), el estadístico de contraste que le corresponde al efecto condición es el de Greenhouse-Geisser, como se muestra en la Tabla 57.

Tabla 57. Prueba de efectos intra-sujetos de valores SLH

	Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	p-valor
C	Greenhouse-Geisser	61,94	1,83	33,95	0,71	0,48
	Error(C)	5477,78	114,96	47,65		

Nota: C: condición

Se destaca, como se aprecia en la Tabla 57, un $p\text{-valor} > 0,05$, por lo que se determina que no se hallan diferencias estadísticamente significativas entre condiciones, para la variable SLH.

DISCUSIÓN

5.1. **Fiabilidad de la plataforma de inversión**

En la Etapa 1 se analizó la fiabilidad de la tabla de inversión como instrumento para la medición activa del movimiento de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada. Se esperaba que la tabla de inversión fuera un instrumento fiable tanto a nivel intraobservador como interobservador.

5.1.1. **Fiabilidad intraobservador**

Ante la necesidad de un instrumento para la medición del movimiento activo de inversión de tobillo en cadena cinética cerrada y en bipedestación, en una fase previa al inicio de la Etapa 1, se diseñó y construyó la tabla de inversión. Posteriormente a su construcción, se estableció el primer objetivo de la Etapa 1, que fue el de determinar la fiabilidad intraobservador de la tabla de inversión para la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada. En los resultados obtenidos en el análisis de fiabilidad intraobservador se determinó un ICC entre sesiones de 0,864 (0,774 – 0,920) y un ICC entre repeticiones en una misma sesión de 0,809 (0,718 – 0,878), por parte del mismo observador. Estos resultados determinan una fiabilidad intraobservador se considera excelente, según los criterios de valoración de fiabilidad descritos por Fleiss en 2013 (261).

Los resultados de estudios de análisis de fiabilidad de mediciones articulares en tobillo encontrados en la literatura varían en función del método de medición que se emplee, del instrumento de medición y de la posición del participante.

En un estudio realizado por Konor en 2012 (262) se realizó un análisis de fiabilidad intraobservador en una misma sesión de un método de medición articular en tobillo, en el que se obtuvo un ICC de 0,96 – 0,97. Tiene en común que la medición se realizó en bipedestación y el instrumento de medida fue un inclinómetro digital. Cabe añadir que se midió un movimiento articular de manera activa, sin embargo el movimiento que se midió fue el de flexión dorsal. Hay varios estudios que han analizado la fiabilidad de instrumentos y métodos de medición de la flexión dorsal y la flexión plantar con resultados parecidos, entre los que se destaca a Pandya 1985 (263), Mecagni 2000 (264), Van Gheluwe 2002 (265), Kilgour 2003 (266). La flexión dorsal y la flexión plantar son movimientos

que se realizan en un sólo plano, a diferencia del movimiento de inversión que se compone por los movimientos de flexión plantar, aducción y supinación. Al tratarse de un movimiento en tres planos el procedimiento de medición es más complejo, motivo al que podría deberse la obtención de un ICC inferior.

En relación a la fiabilidad intraobservador entre sesiones, Elveru en 1988 (212) y Hubbard en 2003 (267) analizaron la fiabilidad de dos métodos de inversión pasiva distintos. En el primero se empleó un goniómetro como instrumento de medida y la posición del participante fue en decúbito prono, obteniendo un ICC de 0,62 – 0,77. En el segundo se empleó un artrómetro como instrumento de medición y la posición del participante fue en sedestación, con un ICC de 0,99. Se trata de 2 estudios que analizaron la fiabilidad de dos métodos de medición diferentes de un mismo movimiento, la inversión de tobillo. Sin embargo, a diferencia de este estudio, en los estudios de Elveru y de Hubbard se analizó un método de movimiento de inversión pasiva, en posiciones de decúbito prono y sedestación. En el estudio de Elveru se obtuvo un ICC inferior y en el de Hubbard un ICC superior al obtenido en nuestro estudio. El valor más elevado (ICC de 0,99) obtenido en el estudio de Hubbard posiblemente se debe al control articular que permitió el instrumento y la posición de medición, que aislaba la articulación del tobillo de posibles compensaciones posturales. Este último aspecto, por un lado mejora la repetitividad, sin embargo disminuye la similitud con el gesto lesivo que se realiza en bipedestación con apoyo parcial o total sobre la extremidad a valorar, como se reproduce en el método de medición con tabla de inversión que se analiza en nuestro estudio.

Un estudio realizado por Menadue en 2006 (214), analizó la fiabilidad intraobservador en una misma sesión y entre sesiones de un método medición de inversión activa con goniómetro de barras. En este estudio se empleó el goniómetro de barras como instrumento de medida del movimiento de inversión. Se analizó la medición del movimiento de inversión en cadena cinética abierta, realizado de manera activa por el participante, en una posición de medición en sedestación, obteniendo un ICC de 0,92 – 0,96. El mismo estudio presentó otro método de medición de la inversión activa de tobillo con goniometría, desde la cara posterior del tobillo, con el participante en decúbito prono en cadena cinética abierta, en el que se obtuvo un ICC de 0,94. En ambos métodos de medición

descritos en este estudio se obtuvo un valor del ICC superior al de nuestro estudio con la tabla de inversión. Estas diferencias podrían justificarse por el método de medición del movimiento de inversión. Si bien, el movimiento de inversión que se mide es activo, para la medición de este, según se describe en el estudio de Menadue, es el propio observador el que mantiene el goniómetro fijo a la articulación y guía el movimiento. Este aspecto facilita la repetitividad del movimiento en cortos espacios de tiempo, sin embargo, dependiendo de la habilidad y de la experiencia del observador, es posible que entre sesiones diferentes la fiabilidad disminuya. En el mismo estudio se confirma esta hipótesis, ya que en la fiabilidad intraobservador entre sesiones diferentes se obtuvo un ICC de 0,62 – 0,80 en el método de medición en sedestación y un ICC de 0,53 – 0,76 en el método de medición de decúbito prono. Hay otro factor relacionado con la disminución del ICC en posteriores sesiones, que es la posición de medición del participante. En la descripción de la posición no se determinan con exactitud los grados de flexión plantar que conforman el movimiento con el que se mide la inversión, siendo esta una variable que condiciona la amplitud de movimiento de inversión. En el análisis de fiabilidad de la medición de inversión de tobillo con tabla de inversión se aprecia un índice de fiabilidad intraobservador ligeramente superior entre sesiones, respecto al obtenido en una misma sesión. Este aspecto afianza la fiabilidad intraobservador y podría deberse a que en nuestro estudio el responsable directo del movimiento es el propio participante, así como del mantenimiento de la posición. A este control se le suma la supervisión por parte del observador, de manera que se incrementa el control de la posición de medición. Por otro lado, la posición de medición queda exactamente definida en 20° de flexión plantar y 15° de aducción predeterminados, de manera que el movimiento de supinación es el que queda libre. Este aspecto facilita su repetitividad, como se puede apreciar en los resultados.

5.1.2. **Fiabilidad interobservador**

El segundo objetivo de la Etapa 1 fue el de determinar la fiabilidad interobservador de la tabla de inversión para la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada. El resultado del análisis de fiabilidad interobservador determinó

un ICC de 0,669 (0,486 – 0,795). La fiabilidad obtenida se considera buena, según los criterios de valoración de fiabilidad descritos por Fleiss en 2013 (261).

En relación al análisis de fiabilidad interobservador de métodos de medición de inversión de tobillo, algunos de los estudios citados anteriormente realizaron el análisis comparativo de mediciones entre diferentes observadores. Se destacan dos estudios que analizaron la fiabilidad interobservador de un método de inversión de tobillo en decúbito prono. En ambos estudios se empleó como instrumento de medida el goniómetro, sin embargo, en el realizado por Elveru en 1988 (212) se analizó un método de medición de la inversión pasiva, mientras que el realizado por Menadue en 2006 (214) se analizó un método de medición de inversión activa de tobillo. En estos estudios se obtuvo un ICC de 0,15 – 0,51 (Elveru) y de 0,54 (Menadue), en ambos casos inferior al ICC obtenido en el análisis de fiabilidad interobservador de la tabla de inversión.

En comparación con otros estudios que han analizado la fiabilidad interobservador de un método de medición de inversión de tobillo, se destaca el mismo estudio de Menadue (214) citado anteriormente, que también presentó un método de medición de inversión activa de tobillo en sedestación con goniometría (ICC 0,73) y un estudio de Hubbard en 2003 (267) de medición de inversión pasiva de tobillo en sedestación con artrómetro (ICC 0,98). Ambos estudios presentan un ICC interobservador superior al obtenido en este estudio con la tabla de inversión. Estas diferencias podrían deberse a la posición de medición de sedestación, con la que se permite reproducir mejor entre diferentes personas la posición de la articulación a medir, aislando a la misma articulación de posibles posiciones de compensación del resto de la extremidad. Sin embargo, hay que tener presente que la exigencia articular en el movimiento de inversión en cadena cinética cerrada con carga del propio cuerpo, no es igual en sedestación que en bipedestación. Por lo tanto, se considera necesario disponer de métodos de medición de la inversión de tobillo en posiciones similares a las del gesto lesivo, para poder emplear estas mediciones en el análisis de técnicas de inmovilización funcional. La medición en bipedestación se asemeja al movimiento de inversión en carga, en cadena cinética cerrada, con el que se produce la lesión. La posición de bipedestación hace compleja la reproducibilidad de esta medición, ya que deben quedar perfectamente establecidos los parámetros de posición articular,

así como las compensaciones a detectar, aspectos que ya están descritos en el método de medición con tabla de inversión. Debido al aumento de factores a controlar durante la medición, se requiere mayor tiempo de familiarización de los observadores con este método. En nuestro estudio se empleó un tiempo de siete días, durante los que se realizaron dos sesiones de práctica de mediciones por parte de los dos observadores, según referencias de tiempo de formación previo empleada en otros estudios (212,262,267), para que los observadores se familiarizaran con esta medición. Se obtuvo un ICC interobservador en la primera sesión de 0,558, que en la segunda sesión el ICC aumentó a 0,669, presentando una evolución positiva. Estos datos sugieren que con más tiempo de formación y entrenamiento se hubieran obtenido mejores resultados en la fiabilidad interobservador de la medición de la inversión activa de tobillo en cadena cinética cerrada con tabla de inversión.

Los resultados en el análisis de fiabilidad de la tabla de inversión, fiabilidad intraobservador excelente e interobservador buena, permiten que este instrumento tenga una aplicabilidad para clínica y para investigación. En aplicación clínica este instrumento permitirá el control de la evolución del movimiento de inversión en el proceso de recuperación de la lesión de ligamento lateral externo de tobillo, así como la valoración de la capacidad de limitación de técnicas de inmovilización del movimiento de inversión de tobillo empleadas para la prevención y el tratamiento de esta lesión. Las dimensiones del instrumento y el tiempo de medición necesario (90 segundos siguiendo los pasos descritos por el protocolo de medición) hacen que pueda implementarse en diferentes escenarios en los que se aplican este tipo de técnicas en la lesión de ligamentos de tobillo. Por otro lado, los resultados en la fiabilidad intraobservador, aportan el rigor necesario para el uso de este instrumento en estudios de investigación relacionados con la medición de la movilidad de la articulación del tobillo.

5.2. Limitación de la inversión de tobillo

En la Etapa 2 del estudio se realizó el análisis de la efectividad en la capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo del vendaje funcional preventivo y de la ortesis de tobillo. Para ello, se analizó la capacidad de limitación de la inversión de tobillo de ambas técnicas antes, durante y después de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto. Se esperaba que el vendaje funcional fuera más efectivo que la ortesis de tobillo en la limitación de la inversión de tobillo antes, durante y después de la sesión. Por otro lado, se esperaba que el vendaje funcional preventivo y la ortesis de tobillo presentaran un desgaste diferente en la capacidad de limitación de inversión de tobillo, a lo largo de la sesión.

El primer objetivo de la Etapa 2 fue el de determinar la capacidad de limitación de inversión de tobillo de un vendaje funcional y una ortesis, en una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto. Los resultados obtenidos en el análisis de la capacidad de limitación de inversión por condiciones (sin inmovilización, vendaje funcional y ortesis) antes, durante y después de la sesión determinaron que en la condición sin inmovilización, que hizo la función de control, hubo diferencias significativas entre en la movilidad que presentó al inicio de la sesión (M0) y la que presentó al finalizar la sesión (M4). Los incrementos parciales de movilidad de inversión que se registraron en la condición sin inmovilización entre mediciones, a lo largo de la sesión de ejercicio físico, presentaron diferencias significativas. Esta misma estructura de resultados se reprodujo en las condiciones de vendaje funcional y de ortesis de tobillo, aunque con diferentes valores, como se observó en la comparación entre condiciones. El vendaje funcional presentó más capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo que la ortesis.

El segundo objetivo de la Etapa 2 fue el de comparar las curvas de evolución de la capacidad de limitación de inversión de tobillo del vendaje funcional y de la ortesis. De los resultados obtenidos en la comparación entre condiciones, se destaca que al inicio de la sesión (M0) hubo diferencias significativas entre las 3 condiciones, de manera que al tomar como referencia la movilidad que presentó en M0 la condición sin inmovilización, ambas técnicas limitaron de manera significativa la movilidad de inversión de tobillo. Sin embargo, el vendaje funcional

presentó una capacidad de limitación mayor, concretamente una media de 3,46° más que la ortesis. Al finalizar la sesión, tomando como referencia la movilidad obtenida en M4, en la condición sin inmovilización se observó que ambas técnicas limitaron de manera significativa la movilidad de inversión de tobillo, presentando el vendaje funcional una capacidad de limitación mayor, del orden de 2,61° más que la ortesis. En la evolución de la capacidad de limitación de la movilidad de inversión de tobillo a lo largo de la sesión, las principales diferencias significativas entre vendaje y ortesis se presentaron entre las mediciones M1 y M3 reflejadas en incrementos parciales. De manera que, entre M1 y M2, en la condición de vendaje funcional la movilidad de inversión aumentó un 21,84% en comparación a la ortesis, que solo aumentó un 9,30%, por lo que se obtuvo una diferencia entre condiciones de 12,54%. Sin embargo, entre M2 y M3, es la ortesis la condición que presentó mayor incremento de la movilidad, concretamente de 8,18%, mientras que el incremento del vendaje funcional fue de un 5,83%, por lo que se obtuvo una diferencia de 2,35%. Este aspecto caracterizó dos curvas de evolución diferentes entre vendaje funcional y ortesis, en cuanto a la capacidad de limitación del movimiento de inversión, a lo largo de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.

La comparación con la literatura relacionada con el análisis de capacidad de limitación de inversión de tobillo y del desgaste que refieren estas técnicas por la actividad o el ejercicio físico, es una labor compleja debido a la variabilidad en los resultados que se presentan. Posiblemente esto es debido a la variabilidad de metodologías empleadas para el análisis de estas técnicas, las diferencias entre técnicas de inmovilización funcional analizadas, el instrumento de medición del movimiento empleado y, por último, por el tipo de actividades o ejercicios físicos realizados por los participantes.

Son varios los estudios, publicados desde el 1997 hasta la actualidad, que determinan que tanto el vendaje funcional como la ortesis de tobillo limitan, de manera significativa, el movimiento de inversión de tobillo. A pesar de las diferencias metodológicas entre estos estudios, se concluye que son técnicas eficaces en esta acción. Este dato que aporta la literatura coincide con uno de los hallazgos encontrados en este estudio, por lo que se confirma este concepto (176,189,268-271). La capacidad de limitación de las técnicas de inmovilización

funcional se debe principalmente al efecto de compresión, que proporciona una acción mecánica que caracteriza a cada técnica. Sus componentes y los materiales que las conforman condicionan su capacidad de limitación. Según Carrol (272), a mayor rigidez de sus componentes, mayor limitación de la movilidad del tobillo. En los vendajes funcionales el material con el que se construya el vendaje, así como su estructura condicionan su capacidad de limitación, sin embargo, las propiedades mecánicas de estos se incrementan por la adhesividad a la piel, aspecto que los diferencia de las ortesis y que les proporciona, según algunos autores, una propiedad propioceptiva mayor (199). Estas características intrínsecas entre vendajes y ortesis podrían justificar algunas de las diferencias halladas en este estudio.

En relación a la capacidad de limitación de la inversión de tobillo por parte del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo, se destaca un estudio realizado por Cordova en el 2002 (15) en el que analizó la evidencia aportada por 19 estudios, comprendidos entre 1966 y 1997. Estos estudios analizaron vendajes funcionales y ortesis de dos tipologías: una semirrígida y otra de cordajes. Se observó una capacidad de limitación de la inversión de tobillo, respecto a la condición de control del mismo estudio, de $2,33\pm 0,38^\circ$ por parte del vendaje funcional, de $2,18\pm 0,86^\circ$ por parte de la ortesis de cordaje y de $2,97\pm 0,63^\circ$ por parte de la ortesis semirrígida. En el mismo estudio, a modo de consenso de publicaciones relacionadas, en relación al desgaste que sufren ambas técnicas en la capacidad de limitación de la inversión de tobillo por causa de la actividad física, se afirmó que no hay diferencias significativas entre vendaje funcional y ortesis de cordones antes y después de la actividad física. Estos datos no coinciden con los resultados obtenidos en el análisis de la capacidad de limitación de inversión realizado en nuestro estudio, en el que las diferencias entre vendaje funcional y ortesis fueron significativas antes y después de la sesión de ejercicio físico. Un motivo que puede explicar estas diferencias, reside en la terminología del propio movimiento de inversión. En terminología americana, predominante en artículos relacionados con este tema, se refieren al movimiento de inversión como el movimiento en el que la planta del pie se encara al plano medio. Este movimiento, es el que se define en esta tesis como el de supinación, ya que se entiende como inversión, según se argumenta en la introducción, como un movimiento multiplanar que está

formado por flexión plantar, aducción y supinación. El mecanismo lesivo del ligamento lateral externo de tobillo con frecuencia se debe a un movimiento compuesto (19), que es el que tratan de limitar el vendaje funcional y la ortesis, y no a una supinación aislada. El movimiento de supinación, de manera analítica, es difícil de limitar, ya que para ello el vendaje funcional o la ortesis deben frenar un deslizamiento hacia medial de calcáneo. Para conseguir esa acción, con el tobillo en posición neutra (sin flexión plantar ni dorsal), se debe realizar una elevada compresión y/o adhesión en esa zona. De lo contrario, el movimiento de supinación aislada es difícilmente frenado, lo que justificaría la baja eficacia encontrada en parte de la literatura (272), así como las diferencias no significativas entre vendaje y ortesis que se presenta en la revisión citada anteriormente. El medir la inversión con los componentes de flexión plantar, aducción y supinación, frecuentemente presentes en el mecanismo lesivo, reproduce de manera más fiel el proceso en el que el ligamento lateral externo se pone en tensión. Durante la flexión plantar en fase de contacto del pie con el suelo, como puede ser en la batida de un salto o en la recepción de un salto, el fascículo más anterior del ligamento lateral externo, que es el ligamento peroneoastragalino anterior, se pone e tensión. El componente de aducción expone la cara externa del tobillo y tensa mediante la torsión que genera aún más el ligamento peroneoastragalino anterior, precisamente el más lesionado en los esguinces de ligamento lateral externo de tobillo (19), de manera que el movimiento de supinación, por el que se pierde el control articular si la tensión no la puede contrarrestar la musculatura peronea, es el que produce la lesión. Realizando el análisis de la inversión de esta manera, las diferencias entre técnicas de inmovilización funcional se hacen más evidentes y se asemeja la medición al mecanismo lesivo.

De los estudios que han valorado la evolución del vendaje funcional y de la ortesis, se destaca el realizado por Paris en 1995 (171). La elección de este estudio para la comparación con los resultados aportados por nuestro estudio, se debe al tipo de técnicas de inmovilización funcional estudiados, similares a los de este estudio y a la estructura de las mediciones, en la que se realiza una medición pre sesión, 3 mediciones durante y una medición posterior a la sesión de ejercicio físico. Se destaca una diferencia con nuestro estudio, en la condición sin

inmovilización que se empleó como control, de 11° - 14°, posiblemente debido al tipo de inversión medido, argumento presentado anteriormente. Sin embargo, en la evolución de la capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo del vendaje funcional y de la ortesis se aprecian similitudes con nuestro estudio.

En primer lugar, en ambos estudios, al inicio y al final de la sesión, el vendaje presentó más capacidad de limitación de inversión de tobillo que la ortesis. La mayor capacidad de limitación del vendaje sobre la ortesis al inicio de la sesión se puede deber a la mayor adaptabilidad del vendaje funcional a la superficie anatómica del tobillo, en comparación a las ortesis, aunque estas presenten modelos adaptados al tallaje del deportista. Este aspecto incrementa la eficacia de la compresión y se ve reforzado, en el caso de los vendajes funcionales, con la adhesividad a la piel del deportista, aspecto que incrementa su resistencia al movimiento de inversión.

En segundo lugar, en ambos estudios, el vendaje funcional y la ortesis disminuyeron su capacidad de limitación de la inversión de tobillo a lo largo de la sesión de ejercicio físico. Esto puede deberse a la resistencia de los materiales utilizados en cada técnica. Si bien, no es frecuente que la tensión por un mecanismo lesivo supere la resistencia de los materiales que componen las ortesis, o bien de las vendas que componen los vendajes, estos materiales se pueden deformar por efecto de la tensión a la que se someten por las acciones del tobillo durante el ejercicio físico. Las diferencias en el desgaste que se reflejan en nuestro estudio, en comparación con el de Paris en 1995, pueden deberse a la sesión de ejercicio físico a la que se ha sometido a los participantes. En el estudio de Paris, la sesión de ejercicio físico se estructuró en cuatro partes de 15' formadas por diferentes desplazamientos de cara, de espaldas, lateral y con inclinación, mientras que en nuestro estudio la sesión de ejercicio físico estandarizada fue específica de baloncesto, con gestos técnicos propios distribuidos a lo largo de cuatro partes de 10' diferentes en contenidos. Los gestos característicos del baloncesto como cambios de dirección, cambios de ritmo, saltos y acciones con oposición requieren una amplitud articular en tobillo que podría justificar un mayor desgaste de estas técnicas.

Por último, en ambos estudios, se aprecia una diferencia en la evolución del vendaje con la ortesis. La ortesis disminuyó su eficacia en la limitación de

inversión de tobillo de manera continuada y progresiva, sin embargo el vendaje funcional presentó una pérdida más elevada que no respeta la progresión entre los minutos 0 – 15' en el estudio de Paris, que también se apreció en entre el minuto 10 – 20' en nuestro estudio. Este aumento en el incremento de la movilidad en la inversión de tobillo, puede deberse a uno de los factores que diferencian la capacidad de limitación del vendaje respecto a la ortesis: la adhesividad. En el vendaje funcional, como se describe en el apartado 1.6.4 de la introducción, se adhiere en sus límites proximal y distal a la piel del participante. Esto permite que las tiras activas que se originan y se insertan en los anclajes, tengan un punto de fijación que soporta la tracción de estas cuando se realiza la inversión de tobillo. Sin embargo, con el ejercicio físico aumenta la temperatura corporal y se activa un mecanismo de control y regularización de la temperatura que es la sudoración. Con la sudoración disminuye la adhesividad e incluso llega a desaparecer, por lo que a partir de ese momento el vendaje funcional y la ortesis se igualan en recursos, siendo la compresión el mecanismo para la limitación de la movilidad. Esto justifica que una vez perdida la adherencia por parte del vendaje funcional, ambas técnicas presenten una evolución de la capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo similar, aunque a diferente nivel.

En nuestro estudio, a lo largo de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, las condiciones de vendaje funcional preventivo de tobillo y la ortesis presentaron un incremento de la movilidad, en términos absolutos, de un 43,77% (vendaje funcional) y de un 33,65% (ortesis). Se destaca que, sobre el minuto 20 de la sesión, ambas técnicas ya habían adquirido un 33,31% (vendaje funcional) y un 19,34% (ortesis) del incremento total de movilidad que refirieron al final de la sesión, datos que se asemejan a los aportados por la literatura científica.

Varios estudios concluyen que la ortesis se mantiene más estable a lo largo de una sesión de ejercicio físico que el vendaje funcional (200,203) y, de acuerdo con el incremento presentado al finalizar la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto en nuestro estudio, así se puede interpretar. Sin embargo, la metodología empleada en nuestro estudio permitió comparar los datos de incremento de movilidad de inversión de cada participante consigo mismo en la condición sin inmovilización. A través de estos datos, se apreció que, por efecto

de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, en el tobillo sin inmovilización también se produjo un incremento de la movilidad de inversión al finalizar la sesión de un 19,91%. Este dato permitió hacer una comparativa, en términos relativos, entre condiciones sin inmovilización con vendaje y sin inmovilización con ortesis, que determinó que al inicio de la sesión el vendaje limitó el movimiento de inversión de tobillo en un 37% en relación a la movilidad que se presentó sin inmovilización. Al final de la sesión, con el incremento que se presentó tanto sin inmovilización como con vendaje, se determinó que el vendaje limitó un 27% el movimiento de inversión del tobillo. En el caso de la ortesis, al inicio de la sesión limitó un 27% el movimiento de inversión del tobillo y al finalizar, en proporción al incremento que se apreció en las 2 condiciones, limitó un 16%. En términos relativos, no existe tanta diferencia en el desgaste que refirieron ambas condiciones.

Para finalizar este apartado, se espera que los hallazgos realizados en cuanto a la capacidad de limitación y el desgaste que refieren el vendaje funcional y la ortesis, complementen el conocimiento de estas técnicas de inmovilización funcional. El factor de especificidad de nuestro estudio en un deporte en concreto, el baloncesto, permite comprender la evolución del vendaje funcional y la ortesis durante la práctica del baloncesto. De estos resultados se puede interpretar que entre el segundo y tercer cuarto de un partido de baloncesto, o el equivalente en tiempo en un entrenamiento, estaría indicado reforzar el vendaje y ajustar a través del cordaje la ortesis, si se pretende que no disminuyan tanto la eficacia, en la limitación del movimiento de inversión de tobillo, entre el inicio y el final de la sesión.

Por otro lado, integrando el conocimiento aportado en el apartado anterior, en la fase final de la rehabilitación de la lesión de tobillo, la readaptación, podría beneficiarse de estos hallazgos. En los casos en los que se considera que ya no es necesaria la aplicación de vendaje funcional u ortesis y se inicia su retirada, se establecen progresiones de retirada del vendaje funcional reduciendo progresivamente las tiras activas, para disminuir su acción mecánica. En el caso de la ortesis se puede disminuir progresivamente la tensión del cordaje, para realizar un proceso similar a la retirada del vendaje funcional. El disponer de un instrumento que permita conocer el punto de partida en cuanto a limitación del

vendaje funcional y la ortesis, así como el conocimiento de la evolución de estas técnicas por efecto del ejercicio físico aplicado al baloncesto, ofrecen más recursos para establecer progresiones en estas etapas de la recuperación para los profesionales que tratan al deportista.

5.3. Efectos sobre el equilibrio dinámico

En la Etapa 2 también se analizaron los efectos del vendaje funcional y de la ortesis sobre el equilibrio dinámico. Se esperaba que ambas técnicas mejoraran el equilibrio dinámico en jugadores de baloncesto.

El tercer objetivo de la Etapa 2 fue el de determinar el efecto de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo sobre el equilibrio dinámico, antes y después de una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto.

En el análisis de los efectos del vendaje funcional y la ortesis sobre el equilibrio dinámico, se hallaron beneficios significativos que el vendaje funcional y la ortesis de tobillo proporcionaron al equilibrio dinámico, al inicio de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, determinados a través del Y Balance Test. Los beneficios indicados se presentaron en las variables YBT posterolateral (YBT P.LA) y en la YBT posteromedial (YBT P.ME). En la variable YBT anterior (YBT ANT), el vendaje funcional y la ortesis no produjeron ningún efecto. Por otro lado, la exigencia física de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto no disminuyó los beneficios que el vendaje funcional y la ortesis proporcionaron al inicio de la sesión, de acuerdo con los incrementos que presentaron las 3 condiciones entre las mediciones al inicio (M0) y al final (M4) de la sesión. Por este motivo, se puede determinar que el vendaje funcional y la ortesis no refirieron desgaste. Los efectos que proporcionaron el vendaje funcional y la ortesis sobre el equilibrio dinámico no fueron significativamente diferentes entre ambas condiciones.

La literatura aporta varios estudios que han analizado la influencia de las ortesis sobre el equilibrio y la propiocepción. En un estudio de Paris en 1992 (208), se analizaron diferentes ortesis, en relación al equilibrio estático y dinámico en participantes sanos, pero no encontraron beneficios significativos de ninguna de estas. En sentido contrario, Feuerbach en 1993 (273) encontró mejoras producidas por las ortesis sobre el equilibrio, expresadas por la reducción de recorrido del centro de presiones. Estas mejoras se otorgaron a las propiedades exteroceptivas y propioceptivas de las ortesis. En otro estudio de Feuerbach en 1994 (207), se apreciaron mejoras en la propiocepción por efecto de las ortesis, resultados contradictorios a los presentados más tarde por Hubbard en 2002

(192). En este sentido, Benell (206), observó un empeoramiento del equilibrio estático por efecto de la ortesis.

En relación al vendaje funcional, en 1990 Firer (199) destacó el efecto propioceptivo de los vendajes funcionales, afirmando que parte de los beneficios que proporcionan sobre el equilibrio se deben a la combinación entre las propiedades mecánicas y las propioceptivas. Se determinaron efectos beneficiosos sobre el equilibrio por parte del vendaje funcional en el estudio realizado por Paris (166), y en sentido contrario, se determinaron efectos adversos de los vendajes en el estudio realizado por Benell (206).

La variedad en los resultados ofrecidos en la literatura sobre los efectos de vendajes funcionales y ortesis sobre el equilibrio, podría deberse a las diferentes metodologías empleadas en cada estudio y a las diferentes técnicas de inmovilización que se analizaron, puesto que cada una tiene características propias, por lo que se espera que también los efectos que produzcan sean diferentes. Cabe añadir, que las pruebas y tests con los que se valoró el equilibrio en los estudios citados también fueron diferentes entre sí y diferentes con el test empleado en nuestro estudio, por lo que la comparación de resultados es dificultosa.

En años posteriores al 2002 se encuentran en la literatura estudios que emplean el Star Excursion Balance Test, prueba de la que deriva el Y balance Test empleado en nuestro estudio, para la valoración del equilibrio dinámico. Se determinó que es una prueba fiable, que tiene capacidad para la detección de déficits en el control postural y que se puede emplear para la determinación de influencias de intervenciones externas, como las técnicas de inmovilización funcional (235). Son varios los estudios que han empleado este test como instrumento para la valoración del equilibrio dinámico en personas sanas y en personas con patología. En algunos estudios se ha empleado el test para el análisis de los efectos de vendajes funcionales y ortesis sobre el equilibrio dinámico, y a pesar de que estos estudios contaron con un aspecto diferencial menos que estudios anteriores, ya que emplearon la misma herramienta de medición, los resultados que aportan no permiten obtener conclusiones consistentes sobre el efecto del vendaje funcional y la ortesis sobre el equilibrio dinámico. Por un lado hay estudios que determinan efectos positivos, de vendaje

y ortesis sobre el equilibrio dinámico (274-276) y por otro lado se encuentran estudios que determinan que el vendaje y la ortesis no producen efectos significativos sobre el equilibrio (233,277,278). Por último, se destaca un estudio realizado por Sabin en 2010 (279), en el que los participantes realizaron el test sobre una superficie inestable, obteniendo valores menores que al realizarlo sobre superficie estable. Estos resultados sustentan la hipótesis de que con una base de apoyo más estable se puede mejorar el equilibrio dinámico e invita a continuar investigando y analizando el efecto de las técnicas de inmovilización funcional sobre el equilibrio, en poblaciones específicas, como es el caso de nuestro estudio con jugadores de baloncesto.

La mejora del equilibrio dinámico obtenida en las condiciones de vendaje funcional y ortesis, respecto a la condición sin inmovilización, al inicio de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto en las variables posterolateral y posteromedial podría deberse a las propiedades mecánicas, propioceptivas y exteroceptivas con las que cuentan estas técnicas. Para alcanzar la máxima distancia en las líneas posterolateral y posteromedial, el participante debía realizar, manteniendo la extremidad que se valoraba en contacto con el suelo, un movimiento con la otra extremidad que provocaba una variación de carga del peso corporal latero-medial. Al tener que mantener la planta del pie de la extremidad a valorar en contacto con el suelo durante la ejecución del movimiento, la articulación del tobillo fue la articulación más cercana al suelo libre de movimiento que debía proporcionar estabilidad. En la condición sin inmovilización, esta estabilidad la proporcionaron la estructura articular, los ligamentos y la musculatura relacionada con el tobillo, mientras que en las condiciones de vendaje funcional y ortesis, estas técnicas proporcionaron un refuerzo mecánico añadido al anatómico que disminuyó la variabilidad latero-medial y esto se tradujo en un mayor alcance en estas líneas. El motivo por el que estos beneficios no se presentaron en la línea anterior, puede ser debido a que el movimiento que se requirió para realizar el máximo alcance en esta, es un movimiento en el plano sagital, que no produjo tanta variabilidad latero-medial y por lo tanto el aporte mecánico extra no produjo diferencias entre condiciones.

La fatiga afecta al rendimiento físico, ya que altera la eficiencia en la capacidad de contracción de las fibras musculares extrafusales, así como la eficiencia de la

información aferente de los husos musculares, que como consecuencia afecta al control neuromuscular. El hecho de que entre la medición inicial (M0) y la medición final (M4), la condición sin inmovilización presentara un incremento en el equilibrio dinámico, podría deberse al efecto físico de la propia sesión. Se puede interpretar que la carga y el volumen de sesión produjeron un efecto estimulante del equilibrio dinámico, al no sobrepasar el umbral de fatiga muscular sobre el participante. El incremento entre M0 y M4, por efecto de la sesión, se produjo en las 3 condiciones en la misma proporción, por lo que se puede interpretar que los beneficios que proporcionaron el vendaje funcional y la ortesis sobre el equilibrio dinámico al inicio de la sesión se mantuvieron, a pesar de los gestos y acciones a los que se les sometió en la sesión. Por esto, se puede determinar que estas técnicas no refirieron desgaste en los efectos beneficiosos que proporcionaron sobre el equilibrio dinámico a lo largo de la sesión. De la evolución que refirieron el vendaje funcional y la ortesis a lo largo de la sesión de ejercicio físico, en relación a la capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo, se observó que la propiedad mecánica disminuyó, de acuerdo con el incremento en la movilidad de inversión de tobillo que presentaron ambas técnicas entre M0 y M4. Es decir, la capacidad de limitación del movimiento de tobillo a lo largo de la sesión disminuye, pero esa disminución de la propiedad mecánica no se refleja en una disminución del equilibrio dinámico y, por lo tanto, en una disminución de la estabilización de la articulación del tobillo. Las variadas propiedades de las técnicas de inmovilización que complementan a la propiedad mecánica podrían justificar este resultado. La propiedad propioceptiva y exteroceptiva de las técnicas de inmovilización funcional, que actúan mediante la compresión y adhesión, estimulan receptores articulares, ligamentosos, cutáneos y musculares por lo que pueden disminuir el tiempo de reacción de la musculatura estabilizadora activa del tobillo. Si bien, en la ejecución del YBT posterolateral y posteromedial se genera una variación latero-medial, las necesidades para contrarrestar esta variación latero-medial pueden ser cubiertas por las propiedades propioceptiva y exteroceptiva, ya que el movimiento que se requiere en el YBT es un movimiento controlado y que no necesita de gran amplitud de inversión de tobillo para su ejecución.

La ortesis limita el movimiento de inversión de tobillo por compresión y por ese mismo mecanismo estimula receptores del tobillo. El vendaje cuenta con un recurso añadido que es el de la adhesividad, produce un mayor estímulo en receptores de la zona por lo que se espera que pueda proporcionar una mayor estabilización de tobillo y en consecuencia mejor equilibrio dinámico. El hecho de que el YBT sea un test dinámico, requiere para su ejecución un movimiento controlado en todo momento por el participante, y este puede ser el motivo que justifique que no se presentaran diferencias significativas entre las condiciones de vendaje funcional y ortesis en M0. La pérdida de la adhesividad que se produjo a lo largo de la sesión, equiparó los recursos de inmovilización de ambas técnicas por lo que no se observaron diferencias entre condiciones en M4.

La posibilidad que la repetición del test a lo largo de las sesiones generara un aprendizaje que proporcionara un efecto beneficioso en la ejecución del test en sesiones posteriores se valoró. Para descartar esta posibilidad, se compararon los resultados en esta prueba obtenidos en los participantes que la realizaron con vendaje funcional en la segunda sesión, con los que la realizaron en la tercera sesión. El mismo procedimiento se realizó con la condición de ortesis. Se determinó que entre sesiones, en una misma prueba y en una misma condición, no se presentaron diferencias significativas, por lo que la simple repetición de la prueba entre sesiones parece que no generó un aprendizaje que proporcionara efectos beneficiosos sobre el equilibrio dinámico.

Si se interpretan los resultados obtenidos en el análisis del vendaje funcional y de la ortesis, en relación a los efectos sobre el equilibrio dinámico, en la aplicabilidad de estas técnicas, éste no sería un argumento diferencial, por lo que el criterio para seleccionar la técnica adecuada para el jugador de baloncesto debería complementarse por más aspectos como la comodidad, la autonomía y el coste. Sin embargo, el análisis multivariable que aporta este estudio proporciona información que permite realizar un perfil más completo de cada técnica. A igualdad de efectos sobre el equilibrio dinámico, si la patología en la que se apliquen estas técnicas requiere más protección del ligamento lateral externo contra el movimiento de inversión, el vendaje funcional tendría mayor capacidad restrictiva. Por otro lado, si la necesidad es la de una técnica de inmovilización que presente una evolución en la capacidad de restricción más parecida a la

evolución de movilidad de una articulación durante el ejercicio físico, la técnica que evoluciona de manera más progresiva en la pérdida de eficacia de la restricción de movilidad sería la ortesis.

5.4. Efectos sobre la funcionalidad

Por último, en la Etapa 2, se analizaron los efectos del vendaje funcional y de la ortesis sobre los aspectos de la funcionalidad relacionados con la agilidad y el salto horizontal con dos piernas y salto horizontal con una pierna. Se esperaba que ambas técnicas no disminuyeran la funcionalidad relacionada con estas variables en jugadores de baloncesto. Por lo tanto, el cuarto objetivo de la Etapa 2 fue el de determinar el efecto de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo sobre los parámetros de agilidad y salto horizontal con una y con dos piernas, relacionados con la funcionalidad, durante una sesión de ejercicio físico en jugadores de baloncesto.

Los efectos sobre diferentes parámetros de la funcionalidad, producidos por el vendaje funcional y la ortesis, resultaron diferentes en cada una de las variables (agilidad, salto horizontal con dos piernas y salto horizontal con una pierna). La mejora observada en la agilidad por efecto del vendaje funcional y la ortesis, contrasta con la disminución que producen ambas técnicas en salto horizontal con 2 piernas, sin embargo en el salto horizontal con una pierna, el vendaje funcional y la ortesis, no producen efectos significativos beneficiosos, pero tampoco adversos.

La mayoría de estudios que han analizado los efectos sobre la funcionalidad y el rendimiento físico, producidos por las ortesis, han determinado que estas no generan efectos adversos en parámetros de salto vertical, salto horizontal, agilidad y sprint (166,188,189,210,280-282). Son menos los estudios que determinan efectos adversos de las ortesis sobre dicho rendimiento (176,187,283,284). En el estudio de Robinson en 1996 (285), se destaca la asociación entre las variables de movilidad articular y rendimiento físico, en el que se determina que a mayor capacidad restrictiva de la ortesis, disminuye la funcionalidad y, en consecuencia, el rendimiento físico se ve alterado.

Como sucede en las ortesis, en la literatura predominan los estudios en los que se concluye que el vendaje funcional no produce efectos adversos sobre diferentes parámetros de la funcionalidad (202,208,209,281) en contraste a autores que determinan efectos adversos (176,187,206).

Se destaca la escasez de estudios que presenten resultados que determinen beneficios de estas técnicas de inmovilización funcional sobre algún parámetro de la funcionalidad, por lo que se afianza el enfoque de estas técnicas hacia su aplicabilidad en la limitación de movilidad articular, con el objetivo de no provocar efectos adversos sobre equilibrio, salto, agilidad, así como otros parámetros que conforman la funcionalidad y el rendimiento del deportista.

Los efectos beneficiosos que produjeron, en nuestro estudio, el vendaje funcional y la ortesis, sobre la agilidad, analizada a través del Modified Agility T-Test (MAT), podrían estar relacionados con el aprendizaje del deportista y por las propiedades mecánicas en acciones dinámicas de las técnicas de inmovilización funcional.

Según se describe en el apartado 4.3.3, correspondiente a material y métodos de la Etapa 2, todos los participantes de esta etapa realizaron tres sesiones de ejercicio físico aplicadas al baloncesto que integraron todas las mediciones y tests. Estas tres sesiones fueron realizadas cada una en una condición diferente: sin inmovilización, con vendaje funcional y con ortesis. Por motivos logísticos se estableció que la primera sesión fuera realizada por todos los participantes en la condición sin inmovilización, sin embargo, el orden de las condiciones de vendaje funcional y de ortesis fue asignado de manera aleatoria. Aunque las sesiones estuvieron espaciadas entre ellas en una semana, a medida que avanzaban las sesiones, los participantes podrían tener mejor conocimiento de los tests, en concreto en el MAT, que combina desplazamientos a modo de circuito. El aprendizaje del orden de los desplazamientos y la técnica de los cambios de dirección y ritmo podrían influir en una mejor ejecución. Para descartar esta posibilidad, y garantizar que entre las técnicas de inmovilización funcional se analizaron en las mismas circunstancias, se compararon los resultados en esta prueba obtenidos en los participantes que la realizaron con vendaje funcional en la segunda sesión, con los que la realizaron en la tercera sesión. El mismo procedimiento se realizó con la condición de ortesis y se determinó que entre sesiones, en una misma prueba y en una misma condición, no se presentaron diferencias significativas, por lo que la simple repetición de la prueba entre sesiones parece que no generó un aprendizaje que proporcionara efectos beneficiosos sobre la agilidad.

El otro aspecto con el que se puede justificar la mejora en la agilidad son las propiedades mecánicas de estas técnicas en acciones dinámicas. Aunque la capacidad de limitación de ambas técnicas se analizó en nuestro estudio mediante un movimiento de inversión en cadena cinética cerrada activo, se considera una medición estática, ya que al participante se le realizó la medición de tobillo sin movimiento del resto de su cuerpo. Varios autores analizaron las propiedades mecánicas de métodos de inmovilización funcional mediante mediciones dinámicas y observaron diferencias significativas respecto a las propiedades mecánicas que presentan en mediciones estáticas. En concreto, en un estudio realizado por Meana en 2004 (268), se determinó que el vendaje funcional presentó efectos beneficiosos significativos, en comparación con condición sin inmovilización, en la fase de frenado de un desplazamiento con cambios de dirección. En relación a la capacidad de limitación de la movilidad del vendaje funcional en la carrera, se destaca un estudio de Lindley en 1995 (174) en el que determinó que el vendaje funcional en la acción de sprint no presentaba capacidad restrictiva significativa en la amplitud de movimientos de flexión dorsal y plantar, motivo por el que se determinó que no producía efectos adversos sobre la carrera. En otro estudio de Meana, este en 2005 (202), se analizó la capacidad de limitación de un vendaje funcional preventivo en acciones dinámicas y se determinó que con vendaje funcional, en la ejecución de un circuito de agilidad, los resultados fueron significativamente mejores que sin inmovilización. En este mismo estudio de Meana, se realizó una comparación de los efectos de un vendaje recién puesto, con un vendaje funcional sometido a una previa sesión de ejercicio físico, y se observó que el vendaje funcional que presentaba desgaste producido por la sesión de ejercicio previa a la valoración el participante obtuvo mejores resultados. Por esto, se concluyó que el vendaje funcional no produce efectos adversos sobre el rendimiento relacionado con la agilidad, sin embargo una elevada restricción de la movilidad no aporta mejores resultados. El hecho de que el vendaje funcional y la ortesis proporcionen una estabilización latero-medial estática y dinámica, podría ser la principal causa de la mejora en los resultados del MAT, en nuestro estudio, ya que es una prueba en la que se realizan desplazamientos de cara, laterales y de espalda, unidos a través de cambios de dirección de 90° y de 180°, con las aceleraciones y frenados laterales

correspondientes. En nuestro estudio, la realización de esta prueba en la sesión de ejercicio físico se realizó pasado el minuto 20', en el que ambas técnicas vieron disminuida su capacidad de limitación de la movilidad de tobillo, aspecto que posiblemente favoreció su ejecución.

En relación a los efectos de las técnicas de inmovilización funcional sobre el salto, varios autores han determinado que el vendaje funcional disminuye la capacidad de salto vertical, por otro lado en el estudio de Lindley (174), citado anteriormente, se determinó que en la acción dinámica de sprint, el vendaje funcional no limita significativamente la flexión dorsal ni la flexión plantar, movimientos relacionados con el salto horizontal. Sin embargo, no se dispone de este tipo de análisis en el gesto de batida del salto. La literatura científica sí que evidencia la capacidad de limitación en flexión dorsal y plantar de las técnicas de inmovilización funcional por lo que este efecto mecánico de limitación de movilidad articular es el que podría estar relacionado con la disminución de salto horizontal con dos piernas en las condiciones de vendaje funcional y ortesis.

El motivo por el que en el salto horizontal con una pierna estos efectos, del vendaje funcional y de la ortesis, no fueran adversos, puede deberse al momento de la sesión en el que se realizó esta prueba. El salto horizontal con 2 piernas se realizó entre el segundo y tercer periodo de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, mientras que la prueba de salto horizontal con una pierna se realizó entre el tercer y último periodo de la sesión. Si la capacidad de restricción de la movilidad articular del vendaje y de la ortesis, en flexión plantar y dorsal, disminuye a lo largo de la sesión, como ocurre en el movimiento de inversión, esto podría disminuir restricción del movimiento que requiere el tobillo para la realización del salto horizontal con una pierna. Cabe añadir, que para la validez del salto, según el protocolo descrito, el participante debía reequilibrarse con la misma pierna de salto y aguantar tres segundos en apoyo monopodal. La estabilidad latero-medial que se necesitaba en la recepción del salto con una pierna se pudo ver incrementada por el efecto mecánico, propioceptivo y exteroceptivo del vendaje funcional y de la ortesis. Por estos motivos, se cree que en el salto horizontal con una pierna no se aprecian efectos adversos por parte del vendaje funcional y de la ortesis.

La fiabilidad intraobservador excelente obtenida en el análisis de fiabilidad de la tabla de inversión en la medición de la inversión de tobillo, aporta un instrumento que permitirá el control de la evolución de la movilidad en inversión de tobillo en cadena cinética cerrada por el profesional. Incluso permitirá el control de la restricción de la inmovilización funcional en el deportista por la misma persona.

En el baloncesto la lesión de ligamentos del tobillo es la lesión más frecuente y para prevenirla y tratarla, entre la diversidad de recursos existentes, están muy extendidas las técnicas de inmovilización funcional. Sin embargo, el nivel de dedicación al baloncesto incrementa proporcionalmente las necesidades del deportista, por lo que es necesario que los beneficios, en relación a la limitación de inversión de tobillo, no se vean contrarrestados por efectos adversos que puedan disminuir la funcionalidad y, en consecuencia, el rendimiento del jugador de baloncesto. Los beneficios que se determinaron en este estudio del vendaje funcional y de la ortesis de tobillo son mayores que los efectos adversos, por lo que ambas se pueden considerar como técnicas de inmovilización funcional indicadas en jugadores de baloncesto. Las diferencias que se han determinado entre estas, proporcionan un mayor abanico de estrategias y recursos en la prevención y tratamiento de lesiones de ligamentos en jugadores de baloncesto. Estos hallazgos complementan el conocimiento aportado por la literatura científica y permiten mejorar el criterio de aplicabilidad de estas técnicas. A los motivos de autonomía, coste y comodidad, se añaden la capacidad de limitación, los efectos sobre el equilibrio dinámico y sobre parámetros de la funcionalidad de agilidad y salto horizontal, analizados en una sesión de ejercicio físico estándar que reproduce los gestos técnicos propios del baloncesto y que integra los test y mediciones.

De este estudio se abren futuras líneas de investigación relacionadas, en las que se podría analizar estas técnicas de inmovilización funcional, en relación a otros parámetros relacionados con la funcionalidad y el rendimiento, mediante la integración de más tests en la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto. La particularidad de acciones y gestos entre jugadores de baloncesto de diferentes posiciones, posiblemente requiera unas necesidades particulares y generan un desgaste de estas técnicas de inmovilización funcional posiblemente diferente, dependiendo del jugador. El analizar estas técnicas en una muestra estratificada

por posiciones, podría aportar un conocimiento más específico de los efectos de estas. Por último, la comparación de más tipos de vendaje funcional y de más modelos de ortesis, mediante el mismo tipo de metodología empleada en este estudio, podría mejorar el conocimiento relacionado con efectos diferenciales entre distintos tipos de vendajes funcionales y de ortesis.

CONCLUSIONES

1. La tabla de inversión es un instrumento fiable para la medición de la inversión de tobillo en cadena cinética cerrada.
2. El vendaje funcional preventivo de tobillo tiene más capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo que la ortesis Swede_O Inner Lok en una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.
3. El desgaste, por efecto de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto, que presenta el vendaje funcional es mayor, respecto a la ortesis.
4. La curva de evolución, en relación a la capacidad de limitación del movimiento de inversión de tobillo, que presentan ambas técnicas a lo largo de la sesión es diferente.
5. El vendaje funcional y la ortesis proporcionan efectos beneficiosos en el equilibrio dinámico, en variaciones latero-mediales, al inicio de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto. La exigencia física de la sesión no produce una disminución de los beneficios que el vendaje funcional y la ortesis proporcionan al inicio de la sesión, por lo tanto en este sentido, ambas técnicas, no refieren desgaste ni diferencias significativas entre ellas.
6. El vendaje funcional y la ortesis proporcionan efectos beneficiosos en la agilidad, disminuyen la capacidad de salto horizontal con dos piernas y no produce efectos significativos sobre el salto horizontal con una pierna.
7. El vendaje funcional y la ortesis de tobillo son técnicas de inmovilización funcional efectivas en la limitación del movimiento de inversión de tobillo y su aplicación no perjudica la funcionalidad del jugador de baloncesto.

REFERENCIAS

- (1) Pons AA, Gómez CM, Bueso PM, Lourido BP. Relevancia de la formación sobre ejercicio físico y deporte en los planes de estudio de fisioterapia. *Fisioterapia* 2006;28(6):291-297.
- (2) Urrialde JM. Fisioterapia deportiva en España y Europa. Revisión de un proceso histórico: 1988-2004. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 2005;8(2):95-101.
- (3) Spring H, Pirlet A, Tritschler T, van de Velde R. Physiotherapy for the recreational athlete. *Ther Umsch* 2001 Aug;58(8):509-514.
- (4) Kolt GS. *Fisioterapia del deporte y el ejercicio*. : Elsevier España; 2004.
- (5) Hüter-Becker, A., Schewe, H., Heipertz, W.,. *La rehabilitación en el deporte*. Primera edición ed.: Editorial Paidotribo; 2005.
- (6) Alegre J, Antuña MB, Aranda R, Araujo O, Ardèvol J, Badia E, et al. *Guia de prescripció d'exercici físic per a la salut*. ; 2007.
- (7) Ninedek A, Kolt GS. Sport Physiotherapists' Perceptions of Psychological Strategies in Sport Injury Rehabilitation. *J Sport Rehab* 2000;9(3).
- (8) Niven A. Rehabilitation adherence in sport injury: sport physiotherapists' perceptions. *J Sport Rehab* 2007;16(2):93-110.
- (9) Construcción de un registro de conductas de adherencia a la rehabilitación de lesiones deportivas. *Revista de psicología del deporte*; 2011.
- (10) Alonso MC, Godoy SJI. La planificación de los contenidos de entrenamiento de baloncesto en equipos de iniciación [Planning the contents of training in early age basketball teams]. *E-balonmano.com: Revista de Ciencias del Deporte* 2010;6(1):49-65.
- (11) Del Fresno DB, Pérez SS, Contreras MG, Díaz JFJ. Protocolo de recuperación funcional de una lesión ligamentosa de rodilla en baloncesto.

Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte 2007(28):3.

(12) Jover FS, Conesa AAG. Epidemiología de las lesiones deportivas en baloncesto. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte 2008(32):2-11.

(13) Kofotolis N, Kellis E. Ankle sprain injuries: a 2-year prospective cohort study in female Greek professional basketball players. Journal of Athletic Training 2007;42(3):388.

(14) Agel J, Olson DE, Dick R, Arendt EA, Marshall SW, Sikka RS. Descriptive epidemiology of collegiate women's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. J Athl Train 2007 Apr-Jun;42(2):202-210.

(15) Cordova ML, Ingersoll CD, Palmieri RM. Efficacy of Prophylactic Ankle Support: An Experimental Perspective. J Athl Train 2002 Dec;37(4):446-457.

(16) Trojian TH, McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. Br J Sports Med 2006 Jul;40(7):610-3; discussion 613.

(17) Pollard H, Sim P, McHardy A. Lateral ankle injury. Literature review and report of two cases. Australas Chiropr Osteopathy 2002 Jul;10(1):21-30.

(18) Renström PAFH, Lynch SA. Ankle ligament injuries. Revista Brasileira de Medicina do Esporte 1998;4(3):71-80.

(19) Chan KW, Ding BC, Mroczek KJ. Acute and chronic lateral ankle instability in the athlete. Bulletin of the NYU hospital for joint diseases 2011;69(1):17.

(20) Zoch C, Fialka-Moser V, Quittan M. Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. Br J Sports Med 2003;37(4):291.

- (21) Kumai T, Takakura Y, Rufai A, Milz S, Benjamin M. The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains. *J Anat* 2002;200(5):457-465.
- (22) Fong DTP, Hong Y, Chan LK, Yung PSH, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine* 2007;37(1):73-94.
- (23) McKay G, Goldie P, Payne W, Oakes B. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med* 2001;35(2):103.
- (24) Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review. *Journal of Athletic Training* 2002;37(4):376.
- (25) Nelson AJ, Collins CL, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Ankle injuries among United States high school sports athletes, 2005–2006. *Journal of Athletic Training* 2007;42(3):381.
- (26) Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *Journal of Athletic Training* 2007;42(1):135.
- (27) Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot Ankle Clin* 2006;11(3):659.
- (28) Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports* 2007;17(6):641-648.
- (29) Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training* 2002;37(4):364.
- (30) McKay GD, Payne WR, Goldie PA, Oakes BW, Stanley JJ. A comparison of the injuries sustained by female basketball and netball players. *Aust J Sci Med Sport* 1996 Mar;28(1):12-17.

-
- (31) Taga I, Shino K, Inoue M, Nakata K, Maeda A. Articular cartilage lesions in ankles with lateral ligament injury. An arthroscopic study. *Am J Sports Med* 1993 Jan-Feb;21(1):120-6; discussion 126-7.
- (32) Sacco, Isabel de Camargo Neves, Takahasi HY, Suda EY, Battistella LR, Kavamoto CA, Lopes JAF, et al. Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and taping. *Sao Paulo Medical Journal* 2006;124(5):245-252.
- (33) Sous Sánchez JO, Navarro Navarro R, Navarro García R, Brito Ojeda ME, Ruiz Caballero JA. Bases biomecánicas del tobillo. 2011.
- (34) Angulo Carrere M, Llanos Alcazar L. Biomecánica del complejo periastragalino. 1994.
- (35) Golanó P, Vega J, De Leeuw PA, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2010;18(5):557-569.
- (36) HICKS JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat* 1953 Oct;87(4):345-357.
- (37) Kneeland JB, Macrandar S, Middleton WD, Cates JD, Jesmanowicz A, Hyde JS. MR imaging of the normal ankle: correlation with anatomic sections. *AJR Am J Roentgenol* 1988 Jul;151(1):117-123.
- (38) Kapandji AI. Fisiología articular. Quinta edición ed.: Editorial Médica Panamericana; 2004.
- (39) Taser F, Shafiq Q, Ebraheim NA. Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2006;28(4):391-397.
- (40) Sarrafian SK. Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop* 1993;290:17-26.
-

- (41) Mann RA. Surgical implications of biomechanics of the foot and ankle. *Clin Orthop* 1980;146:111-118.
- (42) Lorente, M., Miguel, M., Pérez, A., Escalona, C. *Manual de miología*. Barcelona: Elsevier Masson; 2007.
- (43) Hislop, H.J., Montgomery, J. *Técnicas de balance muscular*. Séptima edición ed.: Editorial Elsevier; 2008.
- (44) Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med* 2006;34(12):1970.
- (45) Safran MR, Benedetti RS, BARTOLOZZI III AR, Mandelbaum BR. Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1999;31(7):S429.
- (46) Liu SH, Jason WJ. Lateral ankle sprains and instability problems. *Clin Sports Med* 1994 Oct;13(4):793-809.
- (47) Murphy D, Connolly D, Beynon B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med* 2003;37(1):13.
- (48) Fong DTP, Chan YY, Mok KM, Yung PSH, Chan KM. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy, and Technology: SMARTT* 2009;1:14.
- (49) DiGiovanni BF, Partal G, Baumhauer JF. Acute ankle injury and chronic lateral instability in the athlete. *Clin Sports Med* 2004;23(1).
- (50) Ekstrand J, Topp H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle* 1990 Aug;11(1):41-44.

-
- (51) Bahr R, Bahr I. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scand J Med Sci Sports* 1997;7(3):166-171.
- (52) Wright I, Neptune R, van den Bogert, Antonie J, Nigg B. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech* 2000;33(5):513-519.
- (53) BROSTROEM L. Sprained Ankles. I. Anatomic Lesions in Recent Sprains. *Acta Chir Scand* 1964 Nov;128:483-495.
- (54) Staples OS. Ruptures of the fibular collateral ligaments of the ankle. Result study of immediate surgical treatment. *J Bone Joint Surg Am* 1975 Jan;57(1):101-107.
- (55) Kjaersgaard-Andersen P, Wethelund JO, Helmig P, Soballe K. The stabilizing effect of the ligamentous structures in the sinus and canalis tarsi on movements in the hindfoot. An experimental study. *Am J Sports Med* 1988 Sep-Oct;16(5):512-516.
- (56) Meyer J, Garcia J, Hoffmeyer P, Fritschy D. The Subtalar Sprain: A Roentgenographic Study. *Clin Orthop* 1988;226:169-173.
- (57) Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999 Jun;89(6):278-291.
- (58) Inman VT. *The joints of the ankle.* : Williams & Wilkins; 1976.
- (59) Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med* 1996 Nov-Dec;24(6):800-809.
- (60) Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med* 1997 Jan-Feb;25(1):54-58.
-

-
- (61) Greenwood R, Hopkins A. Landing from an unexpected fall and a voluntary step. *Brain* 1976 Jun;99(2):375-386.
- (62) Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol (Lond)* 1991;437(1):287-304.
- (63) Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol* 1988 Sep;60(3):1110-1121.
- (64) Hintermann B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med Sci Sports Exerc* 1999 Jul;31(7 Suppl):S459-69.
- (65) Martin DE, Kaplan PA, Kahler DM, Dussault R, Randolph BJ. Retrospective evaluation of graded stress examination of the ankle. *Clin Orthop* 1996;328:165-170.
- (66) Frost SC, Amendola A. Is stress radiography necessary in the diagnosis of acute or chronic ankle instability? *Clinical Journal of Sport Medicine* 1999;9(1):40-45.
- (67) Liu W, Siegler S, Techner L. Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. *Clin Biomech* 2001;16(3):237-244.
- (68) Hollis JM, Blasier RD, Flahiff CM. Simulated lateral ankle ligamentous injury. Change in ankle stability. *Am J Sports Med* 1995 Nov-Dec;23(6):672-677.
- (69) Bachmann LM, Kolb E, Koller MT, Steurer J, ter Riet G. Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: systematic review. *BMJ* 2003 Feb 22;326(7386):417.
- (70) Scranton PE, Jr, McDermott JE, Rogers JV. The relationship between chronic ankle instability and variations in mortise anatomy and impingement spurs. *Foot Ankle Int* 2000 Aug;21(8):657-664.
-

- (71) Bremer SW. The unstable ankle mortise--functional ankle varus. *J Foot Surg* 1985 Sep-Oct;24(5):313-317.
- (72) Sugimoto K, Samoto N, Takaoka T, Takakura Y, Tamai S. Subtalar arthrography in acute injuries of the calcaneofibular ligament. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 1998;80(5):785-790.
- (73) Mulligan BR. *Manual Therapy:" nags"," snags"," mwms" Etc. : Plane View Services* Wellington; 1999.
- (74) Tabrizi P, McIntyre WM, Quesnel MB, Howard AW. Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children. *J Bone Joint Surg Br* 2000 Nov;82(8):1103-1106.
- (75) DiGiovanni BF, Fraga CJ, Cohen BE, Shereff MJ. Associated injuries found in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int* 2000 Oct;21(10):809-815.
- (76) Gross P, Marti B. Risk of degenerative ankle joint disease in volleyball players: study of former elite athletes. *Int J Sports Med* 1999 Jan;20(1):58-63.
- (77) Freeman M. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 1965;47(4):669.
- (78) Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br* 1965 Nov;47(4):678-685.
- (79) Lephart SM, Fu FH. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability. : Human Kinetics Publishers;* 2000.
- (80) Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 1988 Nov;68(11):1667-1671.
- (81) Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;21(4):206-215.

-
- (82) Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 1981 Mar;21(1):23-27.
- (83) Konradsen L, Magnusson P. Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2000;8(4):246-251.
- (84) Gross MT. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Phys Ther* 1987 Oct;67(10):1505-1509.
- (85) Ashton-Miller JA, Wojtys EM, Huston LJ, Fry-Welch D. Can proprioception really be improved by exercises? *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy* 2001;9(3):128-136.
- (86) Stoff MD, Greene AF. Common peroneal nerve palsy following inversion ankle injury: a report of two cases. *Phys Ther* 1982 Oct;62(10):1463-1464.
- (87) Nitz AJ, Dobner JJ, Kersey D. Nerve injury and grades II and III ankle sprains. *Am J Sports Med* 1985 May-Jun;13(3):177-182.
- (88) Bullock-Saxton JE. Sensory changes associated with severe ankle sprain. *Scand J Rehabil Med* 1995 Sep;27(3):161-167.
- (89) Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Meulstee J, Kaulesar Sukul DM, Vleeming A, Snijders CJ, et al. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. *Med Sci Sports Exerc* 1994 Jul;26(7):877-883.
- (90) Konradsen L, Olesen S, Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med* 1998 Jan-Feb;26(1):72-77.
- (91) Fernandes N, Allison GT, Hopper D. Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clin Orthop* 2000;375:193-201.
-

-
- (92) Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sports Med* 1994 Aug;15(6):330-334.
- (93) Friden T, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am J Sports Med* 1989;17(1):118.
- (94) Holme E, Magnusson S, Becher K, Bieler T, Aagaard P, Kjaer M. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports* 1999;9(2):104-109.
- (95) Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1985 Jun;6(3):180-182.
- (96) Lentell GL, Katzman LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1990;11(12):605-611.
- (97) Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med* 1997 Mar;31(1):65-67.
- (98) Rose A, Lee RJ, Williams RM, Thomson LC, Forsyth A. Functional instability in non-contact ankle ligament injuries. *Br J Sports Med* 2000 Oct;34(5):352-358.
- (99) Pintsaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *Br J Sports Med* 1996;30(2):151.
- (100) Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1986 Oct;7(5):291-294.
- (101) Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med* 1999 Aug;33(4):255-258.
-

-
- (102) Ryan L. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *Australian Journal of Physiotherapy* 1994;40(1):41-47.
- (103) Mattacola CG, Dwyer MK. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *J Athl Train* 2002 Dec;37(4):413-429.
- (104) van den Bekerom, Michel PJ, Struijs PA, Blankevoort L, Welling L, Van Dijk CN, Kerkhoffs GM. What is the evidence for rest, ice, compression, and elevation therapy in the treatment of ankle sprains in adults? *Journal of athletic training* 2012;47(4):435-443.
- (105) Eiff MP, Smith AT, Smith GE. Early mobilization versus immobilization in the treatment of lateral ankle sprains. *Am J Sports Med* 1994;22(1):83.
- (106) Tropp H, Askling C, Gillquist J. Prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med* 1985 Jul-Aug;13(4):259-262.
- (107) Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training* 2002;37(1):85.
- (108) Lephart SM, Pincivero DM, Giraido JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 1997;25(1):130.
- (109) Lamb SE, Marsh J, Hutton J, Nakash R, Cooke M, Collaborative Ankle Support Trial (CAST Group. Mechanical supports for acute, severe ankle sprain: a pragmatic, multicentre, randomised controlled trial. *The Lancet* 2009;373(9663):575-581.
- (110) Karlsson J, Eriksson BI, Swärd L. Early functional treatment for acute ligament injuries of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports* 1996;6(6):341-345.
- (111) Thacker SB, Stroup DF, Branche CM, Gilchrist J, Goodman RA, Weitman EA. The prevention of ankle sprains in sports. *Am J Sports Med* 1999;27(6):753.
-

(112) Kerkhoffs GM, Handoll HH, de Bie R, Rowe BH, Struijs PA. Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults. The Cochrane Library 2007.

(113) Kerkhoffs G, Rowe B, Assendelft W, Kelly K, Struijs P, Van Dijk C. Immobilisation and functional treatment for acute lateral ankle ligament injuries in adults. Cochrane database of systematic reviews (Online) 2002(3):CD003762.

(114) Hubbard TJ, Cordova M. Effect of ankle taping on mechanical laxity in chronic ankle instability. *Foot Ankle Int* 2010 Jun;31(6):499-504.

(115) Freeman MA. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br* 1965 Nov;47(4):661-668.

(116) Mattacola CG, Lloyd JW. Effects of a 6-week strength and proprioception training program on measures of dynamic balance: a single-case design. *J Athl Train* 1997 Apr;32(2):127-135.

(117) Hubbard TJ, Cordova M. Mechanical instability after an acute lateral ankle sprain. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(7):1142-1146.

(118) Avci S, Şayli U. Comparison of the results of short-term rigid and semi-rigid cast immobilization for the treatment of grade 3 inversion injuries of the ankle. *Injury* 1998;29(8):581-584.

(119) Konradsen L, Holmer P, Sondergaard L. Early mobilizing treatment for grade III ankle ligament injuries. *Foot Ankle* 1991 Oct;12(2):69-73.

(120) Munk B, Holm-chnstensen K, Lind T. Long-term outcome after ruptured lateral ankle ligaments: a prospective study of three different treatments in 79 patients with 11-year follow-up. *Acta Orthopaedica* 1995;66(5):452-454.

(121) Tiemstra JD. Update on acute ankle sprains. *Am Fam Physician* 2012;85(12):1170-1176.

- (122) Mehallo CJ, Drezner JA, Bytomski JR. Practical management: nonsteroidal antiinflammatory drug (NSAID) use in athletic injuries. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2006;16(2):170-174.
- (123) Slatyer MA, Hensley MJ, Lopert R. A randomized controlled trial of piroxicam in the management of acute ankle sprain in Australian Regular Army recruits. The Kapooka Ankle Sprain Study. *Am J Sports Med* 1997 Jul-Aug;25(4):544-553.
- (124) Ekman EF, Fiechtner JJ, Levy S, Fort JG. Efficacy of celecoxib versus ibuprofen in the treatment of acute pain: a multicenter, double-blind, randomized controlled trial in acute ankle sprain. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2002 Aug;31(8):445-451.
- (125) Moran M. Double-blind comparison of diclofenac potassium, ibuprofen and placebo in the treatment of ankle sprains. *J Int Med Res* 1991;19(2):121-130.
- (126) Lionberger DR, Brennan MJ. Topical nonsteroidal anti-inflammatory drugs for the treatment of pain due to soft tissue injury: diclofenac epolamine topical patch. *J Pain Res* 2010 Nov 10;3:223-233.
- (127) Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2002;32(4):166-173.
- (128) Bleakley CM, McDonough SM, MacAuley DC. Some conservative strategies are effective when added to controlled mobilisation with external support after acute ankle sprain: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy* 2008;54(1):7-20.
- (129) van der Wees, Philip J, Lenssen AF, Hendriks EJ, Stomp DJ, Dekker J, de Bie RA. Effectiveness of exercise therapy and manual mobilisation in acute ankle sprain and functional instability: A systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy* 2006;52(1):27-37.

-
- (130) Bleakley CM, O'Connor SR, Tully MA, Roche LG, Macauley DC, Bradbury I, et al. Effect of accelerated rehabilitation on function after ankle sprain: randomised controlled trial. *BMJ* 2010 May 10;340:c1964.
- (131) Eisenhart AW, Gaeta TJ, Yens DP. Osteopathic manipulative treatment in the emergency department for patients with acute ankle injuries. *J Am Osteopath Assoc* 2003 Sep;103(9):417-421.
- (132) Hubbard TJ, Denegar CR. Does Cryotherapy Improve Outcomes With Soft Tissue Injury? *J Athl Train* 2004 Sep;39(3):278-279.
- (133) Bleakley CM, McDonough SM, MacAuley DC, Bjordal J. Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols. *Br J Sports Med* 2006 Aug;40(8):700-5; discussion 705.
- (134) Hubbard TJ, Aronson SL, Denegar CR. Does Cryotherapy Hasten Return to Participation? A Systematic Review. *J Athl Train* 2004 Mar;39(1):88-94.
- (135) Ingersoll CD, Knight KL, Merrick MA. Sensory perception of the foot and ankle following therapeutic applications of heat and cold. *J Athl Train* 1992;27(3):231-234.
- (136) Palmer JE, Knight KL. Ankle and thigh skin surface temperature changes with repeated ice pack application. *J Athl Train* 1996 Oct;31(4):319-323.
- (137) Kerkhoffs GM, Struijs PA, Marti RK, Assendelft WJ, Blankevoort L, Van Dijk C. Different functional treatment strategies for acute lateral ankle ligament injuries in adults. *The cochrane library* 2002.
- (138) Beynon BD, Renstrom PA, Haugh L, Uh BS, Barker H. A prospective, randomized clinical investigation of the treatment of first-time ankle sprains. *Am J Sports Med* 2006 Sep;34(9):1401-1412.
- (139) Rucinski TJ, Hooker DN, Prentice Jr WE, Shields Jr EW, Coté-Murray DJ. The effects of intermittent compression on edema in postacute ankle sprains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1991;14(2):65-69.
-

-
- (140) Petersen W, Rembitzki IV, Koppenburg AG, Ellermann A, Liebau C, Brüggemann GP, et al. Treatment of acute ankle ligament injuries: a systematic review. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133(8):1129-1141.
- (141) MAITLAND GD. Passive movement techniques for intra-articular and periarticular disorders. *Australian Journal of Physiotherapy* 1985;31(1):3-8.
- (142) Baker RT, Nasypany A, Seegmiller JG. The mulligan concept: mobilizations with movement. *international journal* 2013;31.
- (143) Vicenzino B, Paungmali A, Teys P. Mulligan's mobilization-with-movement, positional faults and pain relief: current concepts from a critical review of literature. *Man Ther* 2007;12(2):98-108.
- (144) van Rijn RM, van Ochten J, Luijsterburg PA, van Middelkoop M, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM. Effectiveness of additional supervised exercises compared with conventional treatment alone in patients with acute lateral ankle sprains: systematic review. *BMJ* 2010 Oct 26;341:c5688.
- (145) Hubscher M, Zech A, Pfeifer K, Hansel F, Vogt L, Banzer W. Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review. *Med Sci Sports Exerc* 2010 Mar;42(3):413-421.
- (146) Emery CA, Meeuwisse WH. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 2010 Jun;44(8):555-562.
- (147) Fradkin AJ, Gabbe BJ, Cameron PA. Does warming up prevent injury in sport?: The evidence from randomised controlled trials? *Journal of Science and Medicine in Sport* 2006;9(3):214-220.
- (148) Small K, Mc Naughton L, Matthews M. A systematic review into the efficacy of static stretching as part of a warm-up for the prevention of exercise-related injury. *Research in Sports Medicine* 2008;16(3):213-231.
-

- (149) Evans T, Hertel J, Sebastianelli W. Bilateral deficits in postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int* 2004 Nov;25(11):833-839.
- (150) McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train* 2008 May-Jun;43(3):293-304.
- (151) Wikstrom E, Naik S, Lodha N, Cauraugh J. Balance capabilities after lateral ankle trauma and intervention: a meta-analysis. *Medicine Science in Sports Exercise* 2009;41(6):1287.
- (152) Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16(1):64-66.
- (153) Wang H, Chen C, Shiang T, Jan M, Lin K. Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: a prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87(6):821-825.
- (154) Beck S, Taube W, Gruber M, Amtage F, Gollhofer A, Schubert M. Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain Res* 2007;1179:51-60.
- (155) Taube W, Kullmann N, Leukel C, Kurz O, Amtage F, Gollhofer A. Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *Int J Sports Med* 2007 Dec;28(12):999-1005.
- (156) Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 1997 May;77(5):517-533.
- (157) Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther* 1994 Jan;74(1):17-28; discussion 28-31.
- (158) Emery CA, Rose MS, McAllister JR, Meeuwisse WH. A prevention strategy to reduce the incidence of injury in high school basketball: a cluster randomized controlled trial. *Clin J Sport Med* 2007 Jan;17(1):17-24.
-

- (159) Verhagen EA, van Mechelen W, de Vente W. The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2000;10(4):291-296.
- (160) Wester JU, Jespersen SM, Nielsen KD, Neumann L. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996;23(5):332-336.
- (161) Wolfe MW, Uhl TL, Mattacola CG, McCluskey LC. Management of ankle sprains. *Am Fam Physician* 2001;63(1):93.
- (162) McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med* 2006 Jul;34(7):1103-1111.
- (163) Verhagen E, van der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, van Mechelen W. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *Am J Sports Med* 2004 Sep;32(6):1385-1393.
- (164) van der Windt, Daniëlle AWM, van der Heijden, Geert J, Van den Berg S, ter Riet G, De Winter AF, Bouter LM, et al. Therapeutic ultrasound for acute ankle sprains. *The Cochrane Library* 2002.
- (165) Bennett MH, Best TM, Babul-Wellar S, Taunton JE. Hyperbaric oxygen therapy for delayed onset muscle soreness and closed soft tissue injury. *The Cochrane Library* 2005.
- (166) Paris DL. The effects of the Swede-O, New Cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility, and vertical jump. *Journal of Athletic Training* 1992;27(3):253.
- (167) Olmsted LC, Vela LI, Denegar CR, Hertel J. Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers-needed-to-treat and cost-benefit analysis. *Journal of athletic training* 2004;39(1):95.

- (168) Callaghan MJ. Role of ankle taping and bracing in the athlete. *Br J Sports Med* 1997;31(2):102.
- (169) Kernozek T, Durall CJ, Friske A, Mussallem M. Ankle bracing, plantar-flexion angle, and ankle muscle latencies during inversion stress in healthy participants. *Journal Information* 2008;43(1).
- (170) Neiger H, Juli RB. *Los vendajes funcionales: Aplicaciones en traumatología del deporte y en reeducación.* : Masson; 1990.
- (171) Paris DL, Kokkiliaris J, Vardaxis V. Ankle ranges of motion during extended activity periods while taped and braced. *Journal of Athletic Training* 1995;30(3):223.
- (172) Hopper DM, McNair P, Elliott BC. Landing in netball: effects of taping and bracing the ankle. *Br J Sports Med* 1999 Dec;33(6):409-413.
- (173) Bové T. *El vendaje funcional.* ; 1989.
- (174) Lindley TR, Kernozek TW. Taping and semirigid bracing may not affect ankle functional range of motion. *Journal of Athletic Training* 1995;30(2):109.
- (175) Shapiro MS, Kabo JM, Mitchell PW, Loren G, Tsenter M. Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *Am J Sports Med* 1994;22:78-78.
- (176) Metcalfe RC, Schlabach GA, Looney MA, Renehan EJ. A comparison of moleskin tape, linen tape, and lace-up brace on joint restriction and movement performance. *Journal of Athletic Training* 1997;32(2):136.
- (177) Hume PA, Gerrard DF. Effectiveness of external ankle support. *Sports Medicine* 1998;25(5):285-312.
- (178) Abián J, Alegre L, Fernández J, Aguado X. El vendaje funcional elástico vs inelástico en saltos y amortiguaciones. *Archivos de medicina del deporte* 2007;24(122):442-450.
-

-
- (179) Abian-Vicen J, Alegre LM, Fernandez-Rodriguez JM, Aguado X. Prophylactic ankle taping: elastic versus inelastic taping. *Foot Ankle Int* 2009 Mar;30(3):218-225.
- (180) Gross MT, Clemence LM, Cox BD, McMillan HP, Meadows AF, Piland CS, et al. Effect of ankle orthoses on functional performance for individuals with recurrent lateral ankle sprains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997;25(4):245-252.
- (181) Wilkerson GB. Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. *Am J Sports Med* 1991 Nov-Dec;19(6):588-595.
- (182) De Clercq DL. Ankle bracing in running: the effect of a Push type medium ankle brace upon movements of the foot and ankle during the stance phase. *Int J Sports Med* 1997 Apr;18(3):222-228.
- (183) Alt W, Lohrer H, Gollhofer A. Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* 1999 Apr;20(4):238-245.
- (184) Alves JW, Alday RV, Ketcham DL, Lentell GL. A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1992;15(1):10-18.
- (185) Cordova ML, Cardona CV, Ingersoll CD, Sandrey MA. Long-term ankle brace use does not affect peroneus longus muscle latency during sudden inversion in normal subjects. *Journal of athletic training* 2000;35(4):407.
- (186) Eils E, Demming C, Kollmeier G, Thorwesten L, Völker K, Rosenbaum D. Comprehensive testing of 10 different ankle braces: evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech* 2002;17(7):526-535.
- (187) Burks RT, Bean BG, Marcus R, Barker HB. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am J Sports Med* 1991 Mar-Apr;19(2):104-106.
-

-
- (188) Locke A, Sitler M, Aland C, Kimura I. Long-term use of a softshell prophylactic ankle stabilizer on speed, agility, and vertical jump performance. *J Sport Rehab* 1997;6:235-245.
- (189) Yaggie JA, Kinzey SJ. A comparative analysis of selected ankle orthoses during functional tasks. *J Sport Rehab* 2001;10(3):174-183.
- (190) Martin N, Harter RA. Comparison of inversion restraint provided by ankle prophylactic devices before and after exercise. *Journal of Athletic Training* 1993;28(4):324.
- (191) Heit EJ, Lephart SM, Rozzi SL. The effect of ankle bracing and taping on joint position sense in the stable ankle. *J Sport Rehab* 1996;5:206-213.
- (192) Hubbard TJ, Kaminski TW. Kinesthesia Is Not Affected by Functional Ankle Instability Status. *J Athl Train* 2002 Dec;37(4):481-486.
- (193) Villarroya A, Nerón S, Marín M, Moros T, Marco C. Cargas excesivas y mecanismos de lesión deportiva. *Arch Med Dep* 1999;16(70):173-179.
- (194) Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2001;31(10):546-566.
- (195) Edin BB. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *J Physiol (Lond)* 2001;531(1):289-297.
- (196) Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med* 2001;29(1):25.
- (197) Funk J, Hall G, Crandall J, Pilkey W. Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments. *J Biomech Eng* 2000;122(1):15-22.
- (198) Wilkerson GB. Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic training* 2002;37(4):436.
-

- (199) Firer P. Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *Br J Sports Med* 1990 Mar;24(1):47-50.
- (200) Gross MT, Bradshaw MK, Ventry LC, Weller KH. Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9(1):33-39.
- (201) Laughman R, Carr T, Chao E, Youdas J, Sim F. Three-dimensional kinematics of the taped ankle before and after exercise. *Am J Sports Med* 1980;8(6):425.
- (202) Meana M. Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo (II). *Archivos de medicina del deporte: revista de la Federación Española de Medicina del Deporte y de la Confederación Iberoamericana de Medicina del Deporte* 2005(106):101.
- (203) Greene TA, Hillman SK. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. *Am J Sports Med* 1990;18(5):498.
- (204) Fumich RM, Ellison AE, Guerin GJ, Grace PD. The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. *Am J Sports Med* 1981;9(3):165.
- (205) Myburgh KH, Vaughan CL, Isaacs SK. The effects of ankle guards and taping on joint motion before, during, and after a squash match. *Am J Sports Med* 1984;12(6):441.
- (206) Bennell KL, Goldie PA. The differential effects of external ankle support on postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994;20(6):287-295.
- (207) Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG. Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med* 1994 Mar-Apr;22(2):223-229.
-

- (208) Paris DL, Sullivan SJ. Isometric strength of rearfoot inversion and eversion in nonsupported, taped, and braced ankles assessed by a hand-held dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1992;15(5):229-235.
- (209) Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2002;32(12):628-635.
- (210) Greene TA, Wight CR. A comparative support evaluation of three ankle orthoses before, during, and after exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990;11(10):453-466.
- (211) Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther* 1987;67(12):1867.
- (212) Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL. Goniometric reliability in a clinical setting: subtalar and ankle joint measurements. *Phys Ther* 1988;68(5):672.
- (213) Venturni C, André A, Aguilar BP, Giacomelli B. Reliability of two evaluation methods of active range of motion in the ankle of healthy individuals. *Acta Fisiatr* 2006;13(1):39-43.
- (214) Menadue C, Raymond J, Kilbreath SL, Refshauge KM, Adams R. Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle. *BMC Musculoskelet Disord* 2006 Jul 28;7:60.
- (215) Woodburn J, Turner D, Helliwell P, Barker S. A preliminary study determining the feasibility of electromagnetic tracking for kinematics at the ankle joint complex. *Rheumatology* 1999;38(12):1260.
- (216) Elvira JLL, Vera-García FJ, Meana M, García J. Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética: relación entre la huella plantar, ángulos de la
-

articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad: revista de ciencias de la actividad física y del deporte* 2008(20):41-60.

(217) Hoga K, Ae M, Enomoto Y, Fujii N. Athletics: Mechanical energy flow in the recovery leg of elite race walkers. *Sports Biomechanics* 2003;2(1):1-13.

(218) White SC, Winter D. Mechanical power analysis of the lower limb musculature in race walking. *International Journal of Sport Biomechanics* 1985;1(1):15-24.

(219) Pederson TS, Ricard MD, Merrill G, Schulthies SS, Allsen PE. The effects of sparring and ankle taping on inversion before and after exercise. *Journal of Athletic Training* 1997;32(1):29.

(220) Ricard MD, Sherwood SM, Schulthies SS, Knight KL. Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. *Journal of Athletic Training* 2000;35(1):31.

(221) Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *Journal of orthopaedic research* 1988;6(6):833-839.

(222) Stapley P, Pozzo T, Grishin A. The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *Neuroreport* 1998;9(3):395.

(223) McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2000;10(4):239.

(224) Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3(4):193-214.

(225) Mansfield A, Peters A, Liu B, Maki B. A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC geriatrics* 2007;7(1):12.

(226) Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A. Proprioception in classical ballet dancers. *Am J Sports Med* 1996;24(3):370.

-
- (227) Gray GW. Lower extremity functional profile. : Wynn Marketing, Incorporated; 1995.
- (228) Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1998;27(5):356-360.
- (229) Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train* 2002 Dec;37(4):501-506.
- (230) Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in physical education and exercise science* 2003;7(2):89-100.
- (231) Chaiwanichsiri D, Lorprayoon E, Noomanoch L. Star excursion balance training: effects on ankle functional stability after ankle sprain. *J Med Assoc Thai* 2005 Sep;88 Suppl 4:S90-4.
- (232) Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2006;36(12):911-919.
- (233) Hardy L, Huxel K, Brucker J, Nesser T. Prophylactic ankle braces and star excursion balance measures in healthy volunteers. *Journal of Athletic Training* 2008;43(4):347.
- (234) Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Physical Therapy in Sport* 2010;11(4):128-132.
- (235) Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training* 2012;47(3):339-357.
- (236) Sheppard J, Young W. Agility literature review: classifications, training and testing. *J Sports Sci* 2006;24(9):919-932.
-

- (237) Draper J, Lancaster M. The 505 test: A test for agility in the horizontal plane. *Aust J Sci Med Sport* 1985;17(1):15-18.
- (238) Moreno E. HIGH SCHOOL CORNER: Developing Quickness, Part II. *Strength & Conditioning Journal* 1995;17(1):38-39.
- (239) Keogh JW, Weber CL, Dalton CT. Evaluation of anthropometric, physiological, and skill-related tests for talent identification in female field hockey. *Canadian Journal of Applied Physiology* 2003;28(3):397-409.
- (240) Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P. Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *Journal of sports science & medicine* 2007;6(1):63.
- (241) Miller MG, Herniman JJ, Ricard MD, Cheatham CC, Michael TJ. The effects of a 6-week plyometric training program on agility. *Journal of sports science & medicine* 2006;5(3):459.
- (242) Pauole K, Madole K, Garhammer J, Lacourse M, Rozenek R. Reliability and validity of the T-test as a measure of agility, leg power, and leg speed in college-aged men and women. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2000;14(4):443-450.
- (243) Ben Abdelkrim N, El Fazaa S, El Ati J. Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *Br J Sports Med* 2007 Feb;41(2):69-75; discussion 75.
- (244) Sassi RH, Dardouri W, Yahmed MH, Gmada N, Mahfoudhi ME, Gharbi Z. Relative and absolute reliability of a modified agility T-test and its relationship with vertical jump and straight sprint. *J Strength Cond Res* 2009 Sep;23(6):1644-1651.
- (245) Baca A. A comparison of methods for analyzing drop jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 1999 Mar;31(3):437-442.
- (246) Hatze H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *Journal of Applied Biomechanics* 1998;14:127-140.
-

- (247) Kibele A. Possibilities and limitations in the biomechanical analysis of countermovement jumps: a methodological study. *Journal of Applied Biomechanics* 1998;14:105-117.
- (248) García López J, Herrero Alonso J. Variables cinéticas de la batida relacionadas con el rendimiento del salto horizontal a pies juntos. *Biomecánica: órgano de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*.2004, vol.12, núm.2 2004.
- (249) Aguado X, Izquierdo M, Montesinos J. Kinematic and kinetic factors related to the standing long jump performance. *Journal of Human Movement Studies* 1997;32(4):157-170.
- (250) Castro-Pinero J, Ortega FB, Artero EG, Girela-Rejon MJ, Mora J, Sjostrom M, et al. Assessing muscular strength in youth: usefulness of standing long jump as a general index of muscular fitness. *J Strength Cond Res* 2010 Jul;24(7):1810-1817.
- (251) English R, Brannock M, Chik WT, Eastwood LS, Uhl T. The relationship between lower extremity isokinetic work and single-leg functional hop-work test. *J Sport Rehab* 2006;15(2):95.
- (252) Manske RC, Smith BS, Wyatt FB. Test-retest reliability of lower extremity functional tests after a closed kinetic chain isokinetic testing bout. 2003.
- (253) Ross MD, Langford B, Whelan PJ. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *J Strength Cond Res* 2002 Nov;16(4):617-622.
- (254) Augustsson J, Thomeé R, Linden C, Folkesson M, Tranberg R, Karlsson J. Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. *Scand J Med Sci Sports* 2006;16(2):111-120.
- (255) Orishimo KF, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *Journal of applied biomechanics* 2006;22(4):245.

-
- (256) Booher LD, Hench KM, Worrell TW, Stikeleather J. Reliability of three single-leg hop tests. *JSR* 2010;2(3).
- (257) Bonafonte LF. Fisiología del baloncesto. *Arch.Med.Deporte* 1988;15(68):479-483.
- (258) Alcántara Bumbiedro S. AJ Pérez-Caballer and GB Pfeffer, Inestabilidad del tobillo. Monografías AAOS-SECOT, número 2, Editorial Médica Panamericana (2004) 60 págs.. *Rehabilitación* 2005;39(2):87-87.
- (259) Zwipp H, Rammelt S, Grass R. Ligamentous injuries about the ankle and subtalar joints. *Clin Podiatr Med Surg* 2002;19(2):195.
- (260) Zou G. Sample size formulas for estimating intraclass correlation coefficients with precision and assurance. *Stat Med* 2012;31(29):3972-3981.
- (261) Fleiss JL, Levin B, Paik MC. *Statistical methods for rates and proportions.* : John Wiley & Sons; 2013.
- (262) Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *International journal of sports physical therapy* 2012;7(3):279.
- (263) Pandya S, Florence JM, King WM, Robison JD, Oxman M, Province MA. Reliability of goniometric measurements in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Phys Ther* 1985 Sep;65(9):1339-1342.
- (264) Mecagni C, Smith JP, Roberts KE, O'Sullivan SB. Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years: a correlational study. *Phys Ther* 2000 Oct;80(10):1004-1011.
- (265) Van Gheluwe B, Kirby KA, Roosen P, Phillips RD. Reliability and accuracy of biomechanical measurements of the lower extremities. *J Am Podiatr Med Assoc* 2002;92(6):317-326.
-

- (266) Kilgour G, McNair P, Stott NS. Intrarater reliability of lower limb sagittal range-of-motion measures in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2003;45(06):391-399.
- (267) Hubbard TJ, Kovalski JE, Kaminski TW. Reliability of intratester and intertester measurements derived from an instrumented ankle arthrometer. *J Sport Rehab* 2003;12(3):208-220.
- (268) Meana Riera M. Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo en deportes de colaboración-oposición. 2004.
- (269) Masharawi Y, Carmeli E, Masharawi R, Trott P. The effect of braces on restricting weight-bearing ankle inversion in elite netballers. *Physical Therapy in Sport* 2003;4(1):24-33.
- (270) Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med* 1999;27(1):69.
- (271) Venesky K, Docherty CL, Dapena J, Schrader J. Prophylactic ankle braces and knee varus-valgus and internal-external rotation torque. *J Athl Train* 2006 Jul-Sep;41(3):239-244.
- (272) Carroll MJ, Rijke AM, Perrin DH. Effect of the Swede-O ankle brace on talar tilt in subjects with unstable ankles. *J Sport Rehabil* 1993;2(4):261-267.
- (273) Feuerbach JW, Grabiner MD. Effect of the aircast on unilateral postural control: amplitude and frequency variables. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1993;17(3):149-154.
- (274) Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J Sport Rehab* 2004;13(1):54-66.
- (275) Sesma AR, Mattacola CG, Uhl TL, Nitz AJ, McKeon PO. Effect of foot orthotics on single- and double-limb dynamic balance tasks in patients with chronic ankle instability. *Foot Ankle Spec* 2008 Dec;1(6):330-337.

-
- (276) Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *J Athl Train* 2008 Jan-Mar;43(1):21-28.
- (277) Sawkins K. The placebo effect of ankle taping on ankle instability. 2007.
- (278) Delahunt E, McGrath A, Doran N, Coughlan GF. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91(9):1383-1389.
- (279) Sabin MJ, Ebersole KT, Martindale AR, Price JW, Broglio SP. Balance performance in male and female collegiate basketball athletes: influence of testing surface. *J Strength Cond Res* 2010 Aug;24(8):2073-2078.
- (280) Gross MT, Everts JR, Roberson SE, Roskin DS, Young KD. Effect of donjoy ankle ligament protector and aircast sport-stirrup orthoses on functional performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994;19(3):150-156.
- (281) Verbrugge JD. The effects of semirigid Air-Stirrup bracing vs. adhesive ankle taping on motor performance. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 1996;23(5):320-325.
- (282) Wiley JP, Nigg B. The effect of an ankle orthosis on ankle range of motion and performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996;23(6):362-369.
- (283) MacKean LC, Bell G, Burnham RS. Prophylactic ankle bracing vs. taping: effects on functional performance in female basketball players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;22(2):77-81.
- (284) Macpherson K, Sitler M, Kimura I, Horodyski M. Effects of a semirigid and softshell prophylactic ankle stabilizer on selected performance tests among high school football players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;21(3):147-152.
-

(285) Robinson JR, Frederick EC, Cooper LB. Systematic ankle stabilization and the effect on performance. *Med Sci Sports Exerc* 1986 Dec;18(6):625-628.

ANEXOS

8

Anexo 1. Información al participante

Información al participante de la Etapa 1

Nombre del estudio

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto.

Investigador principal

Sr. Ernesto Herrera Pedroviejo

C/ Josep Trueta s/n, 08195, Sant Cugat del Vallés, Barcelona

Universidad Internacional de Catalunya. Tf de contacto: 93 504 20 11

Correo electrónico: eherrera@uic.es

Propósito

En la Etapa 1 del estudio se pretende analizar la fiabilidad de un instrumento para la medición articular del tobillo en cadena cinética cerrada. Es la etapa que nos ocupa y en la que es participante.

El investigador principal del estudio forma parte del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Internacional de Catalunya.

Procedimiento

En una muestra formada por participantes voluntarios, en la Etapa 1 se realizarán unas mediciones articulares. Estas mediciones son activas, es decir, el participante es quien realiza el movimiento con el tobillo a valorar sobre una tabla de inversión. A cada participante se le realizarán 3 mediciones articulares en cada tobillo, por parte del investigador principal y de otro colaborador. A los datos personales de cada participante, así como los obtenidos en los registros, sólo tendrá acceso el personal que pertenece al grupo de investigación.

También se registrarán datos personales y antropométricos de cada participante en una ficha personal.

Riesgos

La participación en el estudio no supone en ningún momento peligro o riesgo para la salud física ni psíquica.

Beneficios

La participación en el estudio puede aportar conocimientos relacionados con métodos de medición de movilidad articular en tobillo, que tendrá aplicabilidad en la prevención y tratamiento de la lesión de ligamentos de esta articulación.

Compromiso de confidencialidad

El investigador principal garantiza la confidencialidad de los datos personales de los participantes. Los datos y documentos serán conservados en los archivos del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Internacional de Catalunya, teniendo únicamente acceso los investigadores del proyecto. Estos procedimientos están sujetos a la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal. Los hallazgos podrán ser publicados sin revelar la identidad de los participantes.

Libertad para retirarse del estudio

Su participación es libre y voluntaria. Tiene la opción de retirarse del estudio en cualquier momento y por cualquier motivo. Su retirada del estudio no supondrá ninguna consecuencia ni para su salud ni para su persona.

Contactos adicionales

Para cualquier aclaración puede ponerse en contacto con el investigador principal del proyecto, el Sr. Ernesto Herrera Pedroviejo (tf: 93 504 20 11, mail: eherrera@uic.es).

Información al participante de la Etapa 2

Nombre del estudio

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto.

Investigador principal

Sr. Ernesto Herrera Pedroviejo

C/ Josep Trueta s/n, 08195, Sant Cugat del Vallés, Barcelona

Universidad Internacional de Catalunya. Tf de contacto: 93 504 20 11

Correo electrónico: eherrera@uic.es

Propósito

En la Etapa 2 del estudio se realiza el análisis de un vendaje funcional y de una ortesis de tobillo en relación a la capacidad de limitación de la inversión de tobillo, a sus efectos sobre el equilibrio dinámico y sobre la funcionalidad, a lo largo de una sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto.

Los investigadores del proyecto forman parte del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Internacional de Catalunya.

Procedimiento

Una muestra formada por jugadores de baloncesto, participarán en tres sesiones de ejercicio físico aplicada al baloncesto, que realizarán en tres condiciones: sin ningún tipo de inmovilización, con vendaje funcional y con ortesis de tobillo. Durante esta medición se les realizarán tests para analizar la movilidad de inversión de tobillo, el equilibrio dinámico y la funcionalidad.

Riesgos

La participación en el estudio no supone en ningún momento peligro o riesgo para la salud física ni psíquica.

Beneficios

La participación en el estudio puede aportar conocimientos sobre los efectos de las técnicas de inmovilización funcional en jugadores de baloncesto.

Compromiso de confidencialidad

Los investigadores se comprometen a garantizar la confidencialidad respecto a los datos personales de los participantes. Los datos y documentos serán conservados en los archivos del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Internacional de Catalunya, teniendo únicamente acceso los investigadores del proyecto. Estos procedimientos están sujetos a la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal. Los hallazgos podrán ser publicados sin revelar la identidad de los participantes.

Libertad para retirarse del estudio

Su participación es libre y voluntaria. Tiene la opción de retirarse del estudio en cualquier momento y por cualquier motivo. Su retirada del estudio no supondrá ninguna consecuencia ni para su salud ni para su persona.

Contactos adicionales

Para cualquier aclaración puede ponerse en contacto con el investigador principal del proyecto, el Sr. Ernesto Herrera Pedroviejo (tf: 93 504 20 11, mail: eherrera@uic.es).

Anexo 2. Consentimiento informado

Nombre del estudio

Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto.

Investigador principal

Sr. Ernesto Herrera Pedroviejo

C/ Josep Trueta s/n, 08195, SantCugat del Vallés, Barcelona

Universidad Internacional de Catalunya

Teléfono de contacto: 93 504 20 11

Correo electrónico: eherrera@uic.es

El investigador Ernesto Herrera Pedroviejo con DNI 46747885V informa al participante Sr/Sra..... con DNI..... sobre el estudio titulado 'Análisis de la capacidad de limitación de la inversión, efectos sobre el equilibrio dinámico y la funcionalidad, de un vendaje funcional y una ortesis de tobillo en jugadores de baloncesto'.

Su participación en este estudio es completamente voluntaria y puede retirarse del estudio en cualquier momento, sin ninguna consecuencia.

Su firma, a continuación, confirma que ha leído el documento de información al participante o que alguien se lo ha leído. Se le ha dado y se le continuará dando la oportunidad de hacer preguntas y de concretar su participación en el proyecto.

Firme este documento en el caso de haber tenido acceso a la información al participante, de forma previa y no tener ninguna duda al respecto. Su participación es libre y voluntaria.

Participante (Nombre, apellidos y firma)

Investigador (Nombre, apellidos y firma)

En Barcelona, a de del 2015

Anexo 3. Ficha del participante

Ficha del participante

DATOS PERSONALES

Nombre y apellidos:

Fecha de nacimiento:

Lugar de nacimiento:

Dirección:

Teléfono de contacto:

Correo electrónico:

DATOS ANTROPOMÉTRICOS

Altura cm

Peso kg

Lateralidad extremidad inferior

DERECHA	IZQUIERDA
---------	-----------

CUESTIONARIO

Procedencia

¿Realiza actividad física?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa

..... horas/semana

¿Practica algún deporte federado/a?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa. ¿Qué deporte?

ANTECEDENTES

Actualmente

¿Sufre alguna patología diagnosticada en extremidad inferior?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa. ¿En cuál?

DERECHA	IZQUIERDA
---------	-----------

Diagnóstico

En los últimos 06 meses

¿Ha sufrido algún esguince grado 2 – 3 en tobillo?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa. ¿En cuál?

DERECHO	IZQUIERDO
---------	-----------

¿Ha sufrido lesión ósea en tobillo o pie?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa. ¿En cuál?

DERECHO	IZQUIERDO
---------	-----------

¿Ha sufrido alguna lesión tendinosa en tobillo o pie?

SI	NO
----	----

Si la respuesta es afirmativa. ¿En cuál?

DERECHO	IZQUIERDO
---------	-----------

En los últimos 12 meses

Le han diagnosticado alguna enfermedad del Sistema Nervioso?

SI	NO
----	----

Diagnóstico

¿Tiene de manera regular alteraciones en el equilibrio?

SI	NO
----	----

Anexo 4. Recogida de datos

Datos de la Etapa 1

Sesión 1

Hora:

Primer medidor:

Observador 1	Carga (kg)	Inclinc (°)
Repetición 1		
Observaciones:		
Repetición 2		
Observaciones:		
Repetición 3		
Observaciones:		
Observador 2	Carga (kg)	Inclinc (°)
Repetición 1		
Observaciones:		
Repetición 2		
Observaciones:		
Repetición 3		
Observaciones:		

Sesión 2

Hora:

Primer medidor:

Observador 1	Carga (kg)	Inclinc (°)
Repetición 1		
Observaciones:		
Repetición 2		
Observaciones:		
Repetición 3		
Observaciones:		
Observador 2	Carga (kg)	Inclinc (°)
Repetición 1		
Observaciones:		
Repetición 2		
Observaciones:		
Repetición 3		
Observaciones:		

Datos de la Etapa 2												
°C		Club:			Fecha:			Ses núm		1	2	3
		Participante 1			Participante 2			Participante 3			Participante 4	
Pre sesión	Documentación, Vendajes, Ortesis											
	MIT						MIT					
	D				D				D			
	I				I				I			
	YBT						YBT					
	D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M
I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M	
00 - 10	1er periodo											
10 - 15	MAT						MAT					
	1.				1.				1.			
	2.				2.				2.			
15 - 20	MIT						MIT					
	D				D				D			
	I				I				I			
20 - 30	2do periodo											
30 - 35	SLJ						SLJ					
35 - 40	MIT						MIT					
	D				D				D			
	I				I				I			
40 - 50	3er periodo											
50 - 55	SLH						SLH					
	D				D				D			
	I				I				I			
55 - 60	MIT						MIT					
	D				D				D			
	I				I				I			
60 - 70	4to periodo											
Post sesión	MIT						MIT					
	D				D				D			
	I				I				I			
	YBT						YBT					
	D	A	L	M	D	A	L	M	D	A	L	M
	I	A	L	M	I	A	L	M	I	A	L	M

Anexo 5. Índice de tablas y figuras

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características descriptivas de todos los participantes	101
Tabla 2. Medición de inversión de tobillo en 2 sesiones por 2 observadores	102
Tabla 3. Análisis de fiabilidad intraobservador en 2 sesiones por 2 observadores.	103
Tabla 4. Análisis de fiabilidad interobservador en 2 sesiones y entre sesiones	105
Tabla 5. Características descriptivas de todos los participantes	139
Tabla 6. Descriptiva de promedio de MIT en 5 mediciones para las 3 condiciones	140
Tabla 7. Análisis de normalidad de valores MIT. Test de Kolmogorov-Smirnov.....	146
Tabla 8. Análisis de Esfericidad de Mauchly de valores MIT	146
Tabla 9. Prueba de efectos intra-sujetos de valores MIT	147
Tabla 10. Análisis Post-Hoc con Correc. de Bonferroni para comp. por pares.....	149
Tabla 11. Análisis de diferencias entre condiciones MIT en M0	150
Tabla 12. Descriptiva de incrementos MIT para las 3 condiciones.....	151
Tabla 13. Análisis de normalidad de incr. MIT. Test de Kolmogorov-Smirnov	152
Tabla 14. Análisis de normalidad de logaritmo de incr. Test Kolmogorov-Smirnov	153
Tabla 15. Análisis de esfericidad de incrementos MIT	153
Tabla 16. Prueba de efectos intra-sujetos de incrementos de MIT.....	154
Tabla 17. Análisis Post-Hoc con Correc. de Bonferroni en comparación incr. MIT	155
Tabla 18. Descriptiva YBT ANT estand. en 2 mediciones para las 3 condiciones..	158
Tabla 19. Análisis de norm. de valores YBT ANT. Test de Kolmogorov-Smirnov ..	160
Tabla 20. Análisis de Esfericidad de Mauchly para valores de YBT ANT	161
Tabla 21. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT ANT.....	162
Tabla 22. Descriptiva de incremento YBT ANT para las 3 condiciones.....	163
Tabla 23. Análisis de normalidad de incr. YBT ANT. Test de Kolmogorov-Smirnov	164
Tabla 24. Análisis de esfericidad de incremento YBT ANT	164
Tabla 25. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT ANT	164
Tabla 26. Descriptiva YBT P.LA estand. en 2 mediciones para las 3 condiciones .	165
Tabla 27. Análisis de normalidad de valores P.LA. Test de Kolmogorov-Smirnov .	168

Tabla 28. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores YBT P.LA	168
Tabla 29. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT P.LA.....	169
Tabla 30. Análisis de diferencias entre condiciones YBT P.LA en M0	170
Tabla 31. Descriptiva de incremento YBT P.LA para las 3 condiciones	170
Tabla 32. Análisis de norm. de incr. YBT P.LA. Test de Kolmogorov-Smirnov	171
Tabla 33. Análisis de esfericidad de incremento YBT P.LA.....	171
Tabla 34. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT P.LA.....	171
Tabla 35. Descriptiva YBT P.ME estand. en 2 mediciones para las 3 condiciones	172
Tabla 36. Análisis de normalidad de valores P.ME. Test de Kolmogorov-Smirnov	174
Tabla 37. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores YBT P.ME	175
Tabla 38. Prueba de efectos intra-sujetos de valores YBT P.ME	175
Tabla 39. Análisis de diferencias entre condiciones YBT P.ME en M0	177
Tabla 40. Descriptiva de incremento YBT P.ME para las 3 condiciones	177
Tabla 41. Análisis de norm. de incr. YBT P.ME. Test de Kolmogorov-Smirnov.....	178
Tabla 42. Análisis de esfericidad de incremento YBT P.ME.....	178
Tabla 43. Prueba de efectos intra-sujetos de incremento YBT P.ME.....	178
Tabla 44. Descriptiva MAT menor tiempo para las 3 condiciones.....	180
Tabla 45. Análisis de norm. MAT menor tiempo. Test de Kolmogorov-Smirnov.....	181
Tabla 46. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores MAT.....	181
Tabla 47. Prueba de efectos intra-sujetos de valores MAT	182
Tabla 48. Análisis Post-Hoc con Correc. de Bonferroni, comp. condiciones MAT..	182
Tabla 49. Descriptiva SLJ estandarizado para las 3 condiciones.....	183
Tabla 50. Análisis de normalidad SLJ estand. Test de Kolmogorov-Smirnov	184
Tabla 51. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores SLJ	184
Tabla 52. Prueba de efectos intra-sujetos de valores SLJ	185
Tabla 53. Análisis Post-Hoc con Correc. de Bonferroni, comp. condiciones SLJ...	185
Tabla 54. Descriptiva SLH estandarizado para las 3 condiciones	186
Tabla 55. Análisis de normalidad SLH estand. Test de Kolmogorov-Smirnov.....	187
Tabla 56. Análisis de esfericidad de Mauchly para valores SLH	187
Tabla 57. Prueba de efectos intra-sujetos de valores SLH.....	187

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Visión lateral de la articulación del tobillo. Fuente: Netter, 2011	16
Figura 2. Visión medial de la articulación del tobillo. Fuente: Netter, 2011	17
Figura 3. Ejes del tobillo y pie. Fuente: Kapandji, 2004	19
Figura 4. Eje de Henke. Fuente: Hertel, 2002	21
Figura 5. Inervación y vascularización anterior de la pierna. Fuente: Netter, 2011 ..	24
Figura 6. Inervación y vascularización posterior de la pierna. Fuente: Netter, 2011	25
Figura 7. Modelos Ankle Volt ® y Aircast Standard ® Fuente: Rehabmedic	51
Figura 8. Modelos Donjoy Malolax ® y Ankle Band-it ®. Fuente: Rehabmedic	51
Figura 9. Mod Mueller Tob ATF2 y Swede-O Inner Lok 8 ®. Fuente: Rehabmedic..	52
Figura 10. Vendaje funcional y ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal	58
Figura 11. Vendaje funcional preventivo de tobillo. Fuente: archivo personal	60
Figura 12. Ortesis de tobillo, modelo Swede O Inner Lok. Fuente: arch. personal...	61
Figura 13. Máquina de tobillo Inman modificada. Fuente: Paris, 1995	65
Figura 14. Plataforma de inversión con electrogoniometría. Fuente: Ricard, 2000 ..	66
Figura 15. Plataforma de inversión con marcadores. Fuente: Pederson, 1997	67
Figura 16. Estructura YBT. Fuente: archivo personal	71
Figura 17. Estructura MAT. Fuente: archivo personal	73
Figura 18. Estructura SLJ. Fuente: archivo personal	74
Figura 19. Estructura SLH. Archivo: fuente personal	75
Figura 20. Componentes de la tabla de inversión. Fuente: archivo personal	92
Figura 21. Tabla de inversión, visión lateral, oblicua y frontal. Fuente: arch. pers ...	93
Figura 22. Posición tabla de inversión. Fuente: archivo personal	94
Figura 23. Posición del participante. Fuente: archivo personal	95
Figura 24. Posición de tobillo y pie en la medición. Fuente: archivo personal	96
Figura 25. Determinación de la flexión plantar de tobillo. Fuente: archivo personal.	96
Figura 26. Medición del movimiento de supinación. Fuente: archivo personal	97
Figura 27. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad intraobservador, observador 2 ...	104
Figura 28. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad intraobservador, observador 1 ...	104
Figura 29. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad interobservadores sesión 1	105
Figura 30. Gráfica de Bland y Altman. Fiabilidad interobservadores sesión 2	106

Figura 31. Gráfica de Bland Y Altman. Fiabilidad intersesiones	106
Figura 32. Secuencia 'a' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	117
Figura 33. Secuencia 'b' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	117
Figura 34. Secuencia 'c' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	118
Figura 35. Secuencia 'd' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	119
Figura 36. Secuencia 'e' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	119
Figura 37. Secuencia 'f' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers.	120
Figura 38. Secuencia 'g' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers	121
Figura 39. Secuencia 'h' vendaje funcional prev. de tob. Fuente: arch. pers	121
Figura 40. Secuencia 'i' vendaje funcional prev. mixto de tob. Fuente: arch. pers .	122
Figura 41. Secuencia 'b' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal	122
Figura 42. Secuencia 'c' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal	123
Figura 43. Secuencia 'd' ortesis de tobillo. Fuente: archivo personal	123
Figura 44. Medición inversión de tobillo. Fuente: archivo personal	124
Figura 45. Ejecución YBT anterior. Fuente: archivo personal.....	125
Figura 46. Ejecución YBT posterolateral. Fuente: archivo personal.....	125
Figura 47. Ejecución YBT posteromedial. Fuente: archivo personal	126
Figura 48. Circuito de agilidad MAT. Fuente: Sassi, 2009.....	127
Figura 49. Ejecución SLJ. Fuente: archivo personal	128
Figura 50. Ejecución SLH. Fuente: archivo personal.....	129
Figura 51. Estructura de la sesión de ejercicio físico aplicada al baloncesto	131
Figura 52. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M0 para 3 condiciones	141
Figura 53. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M1 para 3 condiciones	142
Figura 54. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M2 para 3 condiciones	143
Figura 55. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M3 para 3 condiciones	144
Figura 56. Gráfico de cajas de descriptiva MIT en M4 para 3 condiciones	145
Figura 57. Curvas de evolución de las 3 condiciones.....	148
Figura 58. Gráfico de cajas de descript. YBT ANT en M0 para las 3 condiciones..	159
Figura 59. Gráfico de cajas de descript. YBT ANT en M4 para las 3 condiciones..	160
Figura 60. Gráfica de evolución del YBT ANT en M0-M4 para las 3 condiciones ..	162
Figura 61. Gráfico de cajas de descript. YBT P.LA en M0 para las 3 condiciones .	166
Figura 62. Gráfico de cajas de descript. YBT P.LA en M4 para las 3 condiciones	167
Figura 63. Gráfica de evolución del YBT P.LA en M0-M4 para las 3 condiciones..	169

Figura 64. Gráfico de cajas de descript. YBT P.ME en M0 para las 3 condiciones	173
Figura 65. Gráfico de cajas de descript. YBT P.ME en M4 para las 3 condiciones	174
Figura 66. Gráfica de evolución del YBT P.ME en M0-M4 para las 3 condiciones.	176
Figura 67. Gráfico de cajas de descriptiva MAT para las 3 condiciones.	180
Figura 68. Gráfico de cajas de descriptiva SLJ para las 3 condiciones	183
Figura 69. Gráfico de cajas de descriptiva SLH para las 3 condiciones	186

Agradecimientos

Estas palabras van dirigidas a todas las personas que han colaborado de manera directa e indirecta en este proyecto y que lo han hecho posible. Les transmito mi más sincera gratitud.

A Cari Bagur y Montse Girabent, mis directoras de Tesis, por depositar su confianza en mí y por toda la ayuda prestada.

A mis compañeros del Departamento de Fisioterapia de la UIC, por su colaboración, por las palabras de ánimo y por compartir conocimiento y experiencias.

A los compañeros del Servicio de Fisioterapia de la Residencia Joaquim Blume, donde me he formado en el ámbito clínico y donde surgieron las primeras inquietudes que han derivado en esta Tesis doctoral. Ha sido un verdadero placer poder formar parte del 'Equipo F'.

A todos los participantes, alumnos, clubes y jugadores de baloncesto que se han ofrecido a colaborar de manera voluntaria en el estudio.

A mi padre y hermanos, por ser y por estar. Me siento afortunado de tenerlos cerca. Quiero hacer una mención especial a mi madre, que ya no está entre nosotros desde hace tiempo, pero su recuerdo y su sonrisa siempre me acompañan y me dan fuerza.

Al resto de familia y amigos que me habéis animado, ayudado y prestado vuestro tiempo.

Por último, quiero darle las gracias a Silvia, sin la que esto no hubiera sido posible. Le agradezco su apoyo incondicional, su paciencia y su generosidad, así como el mejor regalo que me hizo hace unos meses: nuestra hija Alma.