



**ESCUELA
DE ENFERMERÍA
Y FISIOTERAPIA**



Grado en Fisioterapia

Trabajo Fin de Máster

Título:

***Valores normativos de fuerza de tobillo en
jugadores de baloncesto adolescentes***

Alumno: Hugo Lamas Sánchez

Tutor: Néstor Pérez Mallada

Madrid, 20 de agosto de 2022

Índice

Resumen.....	4
Abstract.....	5
1. Antecedentes.....	6
2. Objetivos.....	13
3. Metodología.....	14
3.1. Diseño del estudio.....	14
3.2. Equipo investigador.....	14
3.3. Lugar de realización del estudio.....	14
3.4. Sujetos de estudio.....	14
3.5. Variables.....	16
3.6. Fases del estudio.....	20
3.7. Procedimiento de recogida de datos.....	21
3.8. Análisis de datos.....	23
3.9. Consideraciones éticas.....	25
4. Resultados.....	26
4.1. Estadística descriptiva.....	26
4.2. Estadística inferencial.....	44
5. Discusión.....	62
6. Conclusión.....	67
7. Bibliografía.....	69
8. Anexos.....	72
8.1. ANEXO 1. Aprobación CEIC.....	72
8.2. ANEXO 2. Cálculo muestral.....	73
8.3. ANEXO 3. Hoja de información para padres/tutores.....	75

8.4.	ANEXO 4. Hoja de información para el menor	79
8.5.	ANEXO 5. Consentimiento informado para padres/tutores.....	80
8.6.	ANEXO 6. Ficha de recogida de datos	83
8.7.	ANEXO 7. Modelo de autoverificación.....	84

Resumen

Introducción: Actualmente en el baloncesto se produce un importante número de lesiones cuya causa no son los impactos o accidentes deportivos, siendo la lesión más prevalente el esguince de tobillo. Conocer las situaciones de normalidad de la población seleccionada y comparar estos datos con lo publicado hasta la fecha, nos permitirá definir aspectos relevantes sobre la normalidad y desviaciones de esta que puedan ser indicativas de disfunciones en los distintos grupos de población.

Objetivo: Conocer los valores de normalidad de fuerza máxima isocinética y de ratio de eversión e inversión de tobillo en adolescentes sanos jugadores de baloncesto, de entre 14 y 16 años (cadetes), según género y dominancia.

Metodología: Se realizó un estudio piloto de tipo observacional transversal en 38 jugadores de baloncesto adolescentes, de los cuales 27 fueron hombres y 11 mujeres. Se registró la fuerza muscular isocinética y la ratio de eversión e inversión de tobillo mediante el dinamómetro Primus RS a diferentes velocidades angulares (30°/seg, 90°/seg y 120°/seg).

Resultados: Se han obtenido valores normativos de fuerza máxima isocinética y de ratio de eversión e inversión de tobillo a velocidades angulares de 30, 90 y 120°/seg en función de la dominancia y el género.

Conclusiones:

Existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0,041$) entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0,018$) entre la ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

No existen diferencias estadísticamente significativas para el resto de las variables estudiadas en función de la dominancia y el género.

Palabras clave: Baloncesto, fuerza máxima isocinética, adolescente, tobillo, eversión-inversión.

Abstract

Introduction: Currently in basketball there is a significant number of injuries whose cause are not contact impacts or sports accidents, with the most prevalent injury being the ankle sprain. Being familiar with normality within the population of concern and comparing such data with that from the most recent bibliography, will allow us to define relevant aspects of normality and deviations from it that may be indicative of dysfunctions in the different population groups.

Objective: Determination of normality values for maximum isokinetic strength and eversion:inversion ratio of the ankle in healthy adolescent basketball players from 12 years of age, according to gender and dominance.

Methodology: A cross-sectional observational pilot study was conducted in 38 adolescent basketball players, of whom 27 were men and 11 women. Ankle isokinetic muscle strength and eversion:inversion ratio were recorded using the Primus RS dynamometer at different angular velocities (30°/sec, 90°/sec and 120°/sec).

Results: Normative values for ankle maximum isokinetic strength and eversion:inversion ratio were obtained at 30, 90 and 120°/sec depending on dominance and gender.

Conclusions:

There are statistically significant differences ($p=0.041$) between the maximum isokinetic ankle inversion force at 30°/sec on the dominant and non-dominant side in women.

There are statistically significant differences ($p=0.018$) between the eversion:inversion ratio of the ankle at 30°/sec on the dominant and non-dominant side in women.

There are no statistically significant differences for the rest of the studied variables based on dominance and gender.

Keywords: Basketball, maximal isokinetic strength, adolescent, ankle, eversion:inversion.

1. Antecedentes

El baloncesto es uno de los deportes más practicados en todo el mundo. Las demandas que exige al deportista, a nivel de cambios bruscos de dirección, saltos, aceleraciones, deceleraciones...sumadas a las largas horas de exposición, se traducen en un importante riesgo de lesión. Conocer su epidemiología resulta fundamental con el fin de elaborar protocolos enfocados en la prevención de lesiones y la reducción de su incidencia (1).

Las lesiones del miembro inferior sin un contacto previo desencadenante son muy frecuentes en el deporte, y dentro de estas destacan, por encima del resto, los esguinces y las lesiones musculares. Los adolescentes que se especializan en deportes con una lateralidad dominante, como es el caso del baloncesto, tienen una predisposición mayor a sufrir lesiones del miembro inferior sin un contacto causante que aquellos que, por el contrario, practican deportes que carecen de esa lateralidad dominante, pues los segundos se caracterizan por una mayor simetría en el desempeño de su actividad deportiva (1,2). Particularmente, entre jugadores de baloncesto la región afectada con mayor frecuencia, con independencia del sexo y la edad, es el miembro inferior. A su vez, dentro de dicho miembro inferior, las lesiones más comunes son las que implican a las articulaciones de la rodilla y el tobillo, siendo más prevalentes las que afectan a este último (1,3). Dentro de esta región del tobillo, el esguince es la lesión más habitual, con frecuentes recidivas (4).

La incidencia de estas lesiones se ve afectada, entre otros muchos factores, por los diferentes estadios del desarrollo, los cuales a su vez difieren entre hombres y mujeres. Concretamente, durante la etapa de la adolescencia, las diferencias en el desarrollo entre géneros se vuelven más patentes, con su consiguiente impacto en el desempeño deportivo. Esto se observa, por ejemplo, en el pico de velocidad de crecimiento, un período en el que la predisposición a la lesión aumenta, y que se produce a los 12 años en niñas y a los 14 años en niños (5,6). Similarmente, en cuanto a diferencias de género en incidencia lesional, Schepens et al. (7) encontraron que en el baloncesto esta es significativamente más alta ($p < 0.05$) en el sexo femenino. Esto puede relacionarse con los cambios hormonales derivados de la menstruación y los propios del crecimiento, que resultan en un aumento de la laxitud musculoso-

ligamentosa y que puede asociarse con inestabilidad articular. Además, sus resultados muestran que la proporción de lesiones femeninas en adolescentes es más alta en el grupo de edad de 12 a 13 años, mientras que en chicos esto se da de los 18 a los 19 años. Por otra parte, observan también que, considerando la incidencia total de ambos sexos, los grupos de jugadores de 14-15 años, de 15-16 y de mayores de 30 presentan un mayor riesgo de lesión.

Sin embargo, respecto a esta mayor incidencia de lesiones femeninas no existe consenso, ya que otros estudios no encuentran diferencias estadísticamente significativas entre géneros (8). Tal es el caso de dos estudios realizados por la National Collegiate Athletic Association (9,10) donde se analizó la epidemiología del baloncesto universitario durante cuatro años, y que encontraron un ratio total de lesión (contabilizando entrenamientos y partidos) de 7,01 lesiones por 1000 horas de exposición en mujeres y de 7,28 en hombres. En contraste, y con una muestra más similar a la de este trabajo, en un estudio desarrollado en España (11) en jugadores federados de 12 a 15 años y sin distinción de género, se encontró una incidencia lesional de 1,39 por 1000 horas de exposición, y en concreto, de 0,41 para el esguince de tobillo. Existe por tanto una falta de consistencia en cuanto a las tendencias lesionales de género sugeridas en parte de la bibliografía hasta la fecha.

Por otra parte, dentro de un mismo género pueden a su vez variar las etapas de desarrollo en relación con la edad, pudiendo este ser temprano, medio o tardío. A este respecto, Read et al. (12) observaron que la edad cronológica avanzada se relaciona con un aumento del triple del riesgo de lesión en jugadores de fútbol sub-18. Aunque el ritmo de desarrollo de los procesos de la pubertad varía entre adolescentes, los cambios ocurren, si hablamos de un desarrollo normal, de una manera predecible escalonada que debe ser conocida y tomada en consideración (5). Asimismo, en deporte resulta interesante el concepto de edad relativa, es decir, la diferencia de edad entre dos jugadores que participan en una misma categoría de edad. Ligado a este concepto surge el efecto de la edad relativa, por el cual dos jugadores de una misma categoría pueden tener hasta casi dos años de diferencia, existiendo importantes disparidades a nivel de crecimiento y maduración, lo que puede resultar determinante durante la práctica deportiva (13). Por ejemplo, en cuanto al control propioceptivo y la coordinación, Read et al. (12) relacionan la falta de maduración

propia del desarrollo con la existencia de una menor activación neuromuscular o un menor control neuromuscular feed-forward en varones jóvenes. Por otra parte, a este respecto Holden et al. (14) observaron diferencias estadísticamente significativas entre géneros en el control del plano sagital de la rodilla, que emergen durante el crecimiento adolescente, en la realización de un drop jump. En este, la flexión de rodilla pre-contacto inicial fue mayor en varones que en mujeres adolescentes, en una muestra de 13 años de media. Finalmente, y en cuanto a desarrollo, otro factor a tener en consideración es la especialización temprana, que como figura en diferentes estudios (15,16), incrementa el riesgo de lesión musculoesquelética de los jugadores adolescentes, a raíz de las múltiples acciones y gestos repetidos de la práctica habitual (17).

Toda esta serie de factores de género y desarrollo, y sus potenciales asociaciones con la incidencia lesional, son ahora tomados en consideración a la hora de diseñar avances en la prevención de lesiones. Concretamente, en cuanto a la prevención en el esguince de tobillo, existen programas para la reducción del riesgo de lesión, así como artículos que analizan los diferentes factores de riesgo, entre ellos el género, pero son pocos los que consideran esta variable en la adaptación de dichos programas a cada género (4).

El calentamiento mediante programas de entrenamiento neuromuscular ha demostrado tener un efecto protector en el esguince de tobillo en jugadores adolescentes de baloncesto (4). Caldemeyer et al. (18) realizaron una revisión en 2020 para determinar si este tipo de programas resultan eficaces específicamente en la prevención de las lesiones de tobillo en mujeres deportistas, pero sin resultados estadísticamente significativos.

Sánchez Jover y Gómez (11) publicaron un estudio en 2018 sobre la relación entre la planificación de las sesiones de entrenamiento y las lesiones en jugadores de baloncesto de categorías infantil y cadete. Encontraron diferencias estadísticamente significativas a favor del Interval Training y de los circuitos de habilidades en la disminución de la incidencia lesional. Además, hallaron que solo un tercio de los jugadores analizados tenían la posibilidad de realizar actividades según sus características y posición de juego, lo que mejora el rendimiento deportivo y disminuye el riesgo lesional.

Como mencionábamos anteriormente, los deportes en los que existe una lateralidad dominante fomentan las asimetrías entre miembros (2). El porcentaje de asimetría entre miembros del deportista es un buen indicador no sólo para medir la progresión en un proceso de readaptación (comparando el lado afecto con el contralateral sano) sino también para evitar desequilibrios musculares y tratar de impedir que dicha lesión se produzca (19). En adultos, una asimetría entre miembros mayor del 15% se ha considerado un predictor clave de lesión (12), otros estudios en cambio nos hablan de una asimetría superior al 10% (20).

Los déficits de fuerza muscular constituyen un factor de riesgo de lesión intrínseco al deportista y, por tanto, modificable, muy relevante en la prevención de lesiones musculoesqueléticas. La literatura científica sugiere que las ratios de fuerza muscular entre dos grupos musculares opuestos se pueden ver alterados después de una lesión (21). Es bien conocido la ratio isquiosurales:cuádriceps (ratio H:Q) como predictor del riesgo de lesión de la musculatura isquiosural, así como de lesiones de rodilla, empleado también para evaluar la progresión durante el proceso de readaptación y para garantizar la seguridad en el regreso a la competición minimizando las recidivas (22).

Los dispositivos de elección para determinar las ratios de fuerza entre 2 grupos musculares son los dinamómetros isocinéticos. Esmaeli et al. (19) publicaron un estudio en 2022 analizando los efectos de distintas velocidades angulares en la asimetría entre miembros de la ratio H: Q en jugadores profesionales de baloncesto. Concluyeron que a mayor velocidad angular mayor ratio H: Q y, que la velocidad no afecta a la asimetría de la ratio H: Q entre el miembro dominante y no dominante. Además, observan que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio de ambos lados.

Si hablamos de valores normativos de fuerza en tobillo y de ratio eversión-inversión, la literatura existente es escasa. Recientemente Vosburg et al. (21) publicaron un estudio que analiza la relación entre diferentes ratios de fuerza muscular del miembro inferior y los antecedentes lesionales en cuatro deportes universitarios. Registraron la fuerza muscular isométrica con un dinamómetro de mano obteniendo diferentes ratios de fuerza muscular, siendo uno de ellos la ratio eversión-inversión. No se observaron diferencias significativas en ninguno de las ratios entre los jugadores lesionados y no

lesionados. Además, dentro de un mismo grupo tampoco se encontraron diferencias entre lado dominante y no dominante. Centrándonos en los 44 jugadores de baloncesto analizados, la ratio eversión-inversión fue de 0.98 en lesionados y de 0.97 en no lesionados.

Respecto a las diferencias de fuerza entre géneros, Nagai et al. (22) estudiaron la influencia del género y la edad en la fuerza y la flexibilidad de la musculatura isquiosural y del cuádriceps de jugadores de baloncesto adolescentes, observando que estas se vuelven más evidentes a favor del hombre con la edad, que va adquiriendo más fuerza a medida que avanza la secundaria, mientras que las mujeres registran valores de fuerza semejantes. En cuanto a las ratios no encuentran diferencias significativas.

Las desventajas físicas de la mujer con respecto al hombre en términos de masa muscular, velocidad, fuerza o resistencia se deben a sus bajos niveles de testosterona en comparación con el hombre. Antes de la adolescencia, la concentración de testosterona es similar en ambos géneros, por lo que no existen grandes diferencias en el rendimiento deportivo. Pero una vez iniciada esta etapa, los niveles de testosterona se incrementan en el hombre hasta el punto de poder alcanzar una concentración 20 veces mayor que la de una mujer (23).

Centrándonos ya en estudios previos de dinamometría en la articulación del tobillo, Park et al. (24) realizaron un estudio en 2018 analizando la relación entre la fuerza muscular isocinética (registrada mediante el dinamómetro isocinético Cybex) y diferentes pruebas funcionales en la inestabilidad crónica de tobillo. Las velocidades isocinéticas que emplearon fueron 30 y 180 grados/segundo, pero no detallan el posicionamiento del paciente ni de la silla. El tobillo afecto mostró una menor fuerza muscular en inversión que el tobillo sano, mientras que en el resto de los movimientos del pie no hubo diferencias significativas entre miembros. Aunque nuestro estudio se centra en individuos sanos, estos resultados son datos interesantes a tener en cuenta.

Nagy et al. (25) analizaron la fuerza muscular isocinética de inversión y eversión de tobillo en bailarinas de ballet mediante el dinamómetro Biodex System 4 Pro. Evaluaron tanto la eversión como la inversión concéntricas, así como la inversión excéntrica a 30, 60, 90 y 120 grados/segundo. Para el posicionamiento del paciente

siguieron las recomendaciones del fabricante: orientación del dinamómetro, 0°; inclinación del dinamómetro, 50°; orientación del asiento, 90°; inclinación del respaldo del asiento, 70°. Cincharon a nivel del tronco y del tercio medio de la parte anterior del muslo del miembro no involucrado para aislar el movimiento de la articulación del tobillo. El rango total de movimiento partiendo de una posición neutra del tobillo se fijó en 40° (20° de inversión y 20° de eversión). Para minimizar el efecto de aprendizaje, no se siguió un orden lineal en las velocidades del test ni se proporcionó feedback durante la prueba. Los resultados no reflejaron asimetría entre miembros para ninguna de las variables de fuerza isocinética estudiadas, lo que se puede explicar por el trabajo técnico que realizan las bailarinas con el objetivo de realizar las distintas ejecuciones con ambas piernas indistintamente.

Zhao et al. (26) en un estudio desarrollado en mujeres japonesas de mediana edad, midieron ángulos en diversas deformidades de hallux valgus y evaluaron la fuerza muscular de tobillo. Registraron la fuerza muscular isocinética a 30 y 120°/segundo de flexión dorsal, flexión plantar, eversión e inversión con el Biodex System 4. Realizaron un calentamiento previo a la prueba de 2-3 minutos, emplearon cinchas para estabilizar el tronco y la cadera y, los grados de movimiento se fijaron en función del rango activo de cada paciente. Para el posicionamiento del paciente siguieron las recomendaciones del fabricante: la orientación del dinamómetro se fijó a 0°, la inclinación a 70° y la orientación del asiento a 90° durante los isocinéticos de eversión e inversión. A diferencia de otros estudios sí emplean feedback durante la prueba. Observaron que los valores de fuerza de inversión tanto a 30° como a 120°/segundo en el grupo de deformidad en hallux valgus fueron superiores a los del grupo control. Por último, la ratio eversión-inversión fue significativamente inferior ($p = 0,022$) en el grupo con deformidad leve a moderada en hallux valgus a 120°/segundo.

Wisthoff et al. (27) estudiaron la fuerza muscular isocinética de tobillo en deportistas universitarios con inestabilidad crónica de tobillo, dividiéndolos en dos grupos: aquellos con inestabilidad funcional de tobillo y aquellos con inestabilidad mecánica de tobillo (laxitud). Analizaron la fuerza muscular isocinética concéntrica y excéntrica a 30 y 120°/segundo de flexión dorsal, flexión plantar, eversión e inversión empleando el dinamómetro isocinético Kin Com 125 AP. Se fijó un total de 45° de movimiento en el isocinético de eversión inversión. El paciente se posiciona en sedestación con la

cadera y rodilla levemente flexionadas y la parte inferior de la pierna asegurada con soporte estabilizador. Observaron que los deportistas universitarios con inestabilidad mecánica de tobillo presentan déficits de fuerza estadísticamente significativos en eversión concéntrica a 120°/segundo ($p=.034$) y en flexión plantar concéntrica a 30°/seg ($p=.011$) con respecto al tobillo contralateral sano.

En vista de los antecedentes bibliográficos mencionados y la escasez de datos que reflejan, se plantean una serie de objetivos que se detallan en el siguiente apartado.

2. Objetivos

Objetivo general:

- Conocer los valores normativos de fuerza máxima isocinética y de ratio de eversión e inversión de tobillo en adolescentes sanos jugadores de baloncesto, entre 14 y 16 años (cadetes), según género y dominancia.

Objetivos específicos:

- Determinar los datos de normalidad de fuerza máxima isocinética de eversión e inversión de tobillo a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género.
- Determinar los datos de normalidad de la ratio eversión-inversión de tobillo a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género.
- Analizar las diferencias en la fuerza máxima isocinética a 30, 90 y 120 grados por segundo de eversión e inversión de tobillo en función de la dominancia y género.
- Analizar las diferencias en la ratio eversión-inversión a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género.
- Analizar las diferencias en la variación de la fuerza máxima isocinética a 30, 90 y 120 grados por segundo de eversión e inversión de tobillo del lado dominante y no dominante según género.
- Analizar las diferencias en la variación de la ratio eversión-inversión a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo del lado dominante y no dominante según género.

3. Metodología

3.1. Diseño del estudio

Se trata de un diseño cuantitativo. Es un estudio piloto de carácter observacional transversal. Se ha llevado a cabo un protocolo de valoración biomecánica mediante dinamometría para el estudio de la fuerza máxima isocinética de la articulación de tobillo a diferentes velocidades angulares.

Este trabajo se adscribe al Comité Ético de Investigación Clínica ya pasado por la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas en 2015 (ver Anexo 1), como se detalla en el apartado de Consideraciones éticas.

3.2. Equipo investigador

En la realización de las mediciones también participaron otros 2 investigadores, que a su vez también desarrollaban su propio proyecto de investigación. Estos fueron: Andrés Paramio Santamaría y Ana María Echeverri Tabares.

3.3. Lugar de realización del estudio

El lugar de realización del estudio y recogida de datos será el Laboratorio de Biomecánica de la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas.

3.4. Sujetos de estudio

La población diana son sujetos sanos adolescentes de ambos géneros, jugadores de baloncesto, entre 14 y 16 años.

La población accesible son sujetos sanos adolescentes de ambos géneros, jugadores de baloncesto, entre 14 y 16 años, de la Comunidad de Madrid. En concreto, pertenecientes al Club Baloncesto Getafe con el que se ha firmado un convenio para su participación en el estudio.

La población de estudio estará definida por los siguientes criterios de selección:

Criterios de inclusión:

- Sujetos sanos.
- Edad: 14-16 años.
- Jugadores de baloncesto federados del Club Baloncesto Getafe.

Criterios de exclusión:

- Cualquier afectación sistémica.
- Cualquier alteración mental.
- Cualquier afectación articular o muscular.
- Haber sido operado en el último año.
- Dolor inespecífico durante el último mes.
- Miedo a alguna de las mediciones/intervenciones.
- Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición y/o intervención.

La captación de la muestra se llevó a cabo entre los jugadores del Club Baloncesto Getafe, por medio de reuniones informativas en las que se explicó el proyecto a los padres/tutores de los potenciales participantes. El total de la muestra lo conforman

El muestreo fue de tipo no probabilístico por conveniencia y accidental. Los datos se recogieron directamente de los sujetos de estudio.

El cálculo muestral se ha realizado a través de la calculadora online GRANMO (ver Anexo 2). Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan 156 sujetos para detectar una diferencia igual o superior a 11,544 unidades (Newton) de fuerza máxima isocinética (a 90°/seg de inversión de tobillo del lado dominante). Se ha utilizado el 10% de la media de la fuerza (20). Se asume una desviación estándar de 47,445. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

3.5. Variables

A continuación, se exponen en la Tabla 1 las distintas variables empleadas, tanto las independientes, género, dominancia y edad, como las dependientes que se establecen en función de lado dominante y no dominante:

Variable	Tipo	Medida (según SPSS)	Unidad	Forma de medición
Género	Independiente cualitativa nominal	Nominal		Cuestionario Hombre=0 Mujer=1
Dominancia	Independiente cualitativa nominal	Nominal		Cuestionario Izquierda=0 Derecha=1
Edad	Independiente cuantitativa discreta	Escala		Cuestionario
Fuerza máxima isocinética 30°/seg de eversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Newton (N)	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 30°/seg de eversión de tobillo lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 90°/seg de eversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 90°/seg de eversión de tobillo	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS

lado no dominante				
Fuerza máxima isocinética 120°/seg de eversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 120°/seg de eversión de tobillo lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 30°/seg de inversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 30°/seg de inversión de tobillo lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 90°/seg de inversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 90°/seg de inversión de tobillo lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 120°/seg de inversión de tobillo lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Fuerza máxima isocinética 120°/seg de inversión de tobillo lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS

Ratio eversión-inversión 30°/seg lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Ratio eversión-inversión 30°/seg lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Ratio eversión-inversión 90°/seg lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Ratio eversión-inversión 90°/seg lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Ratio eversión-inversión 120°/seg lado dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Ratio eversión-inversión 120°/seg lado no dominante	Dependiente cuantitativa continua	Escala		Dinamómetro Primus RS
Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 30°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 90°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 120°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 30°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 90°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 120°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia ratio eversión-inversión 30°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia ratio eversión-inversión 90°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS
Diferencia ratio eversión-inversión 120°/seg	Dependiente cuantitativa continua	Escala	N	Dinamómetro Primus RS

Tabla 1. Variables

3.6. Fases del estudio

	Octubre	Noviembre-Diciembre	Febrero	Marzo-Abril	Mayo-Julio	Agosto
Búsqueda bibliográfica						
Definición del proyecto de investigación						
Captación de la muestra						
Mediciones y recogida de datos						
Análisis de datos y resultados						
Discusión y conclusiones						

Tabla 2. Cronograma de las fases del estudio.

3.7. Procedimiento de recogida de datos

El día de la medición el paciente y su padre/madre/tutor legal reciben la documentación de rigor previa a la realización de la prueba: la hoja informativa para padres (ver Anexo 3), la hoja informativa para el menor (ver Anexo 4) y el impreso de consentimiento informado para padres (ver Anexo 5). Posteriormente, tras cubrir la documentación mencionada, se realiza una pequeña entrevista para cumplimentar los datos identificativos y personales de la ficha de recogida de datos (ver Anexo 6).

El dato de dominancia se determinó a través de la siguiente pregunta: “¿cuál es tu pierna dominante?”. Si, el sujeto lo desconocía se le pedía que chutase un balón con el pie. La pierna con la que efectuase el chut se registraba como la dominante.

Tras la entrevista se procedía a medir al paciente con un tallímetro y a pesarlo con una báscula de bioimpedancia. Aunque son datos que no se analizaron en este trabajo, siempre se anotaban en la ficha de recogida de datos de cada participante.

A continuación, tras la autoverificación del BTE Primus RS (ver Modelo de autoverificación en Anexo 7) se iniciaba el protocolo de valoración biomecánica. El paciente permanecía en sedestación. Se empleó un brazo de palanca de 17 cm, la herramienta 701 con plataforma para el tobillo y el cabezal dispuesto en posición 8. Con la ayuda de un goniómetro se colocaba el tobillo a 90° , es decir, en posición neutra. La rodilla permanece a 45° grados de flexo-extensión. Se ha empleado un inclinómetro para registrar la orientación del asiento y anotado la altura del cabezal del dinamómetro empleada para cada sujeto. Por último, se ajustaba el pie del paciente con cinchas de velcro para evitar movimientos no deseados durante la prueba.

Antes de empezar se ajustaban los grados totales de movimiento según la movilidad de cada paciente y se realizaba un calentamiento de 3 repeticiones a $30^{\circ}/\text{seg}$, que además servía para que el sujeto conociera la dinámica de la prueba. Se realizó la prueba, en primer lugar, en la extremidad derecha, y posteriormente en su contralateral. Consistió en un isocinético eversión-inversión, concéntrico-concéntrico. Las velocidades empleadas fueron las siguientes:

1. $30^{\circ}/\text{segundo}$ - 3 repeticiones.

2. 90°/segundo - 5 repeticiones.
3. 120°/segundo - 10 repeticiones.

Durante la misma, el paciente no podía agarrarse con las manos al asiento con el fin de evitar compensaciones y alteraciones de los resultados. Por último, decir que se dio feedback al paciente durante la ejecución de la pruebas y que se estableció un minuto de descanso entre los diferentes test.



Ilustración 1: Dinamómetro BTE Primus RS.



Ilustración 2: Posicionamiento del paciente durante la prueba.



Ilustración 3: Herramienta 701 con plataforma para el tobillo conectada al cabezal dispuesto en posición 8.

3.8. Análisis de datos

Para el tratamiento estadístico se utilizará el paquete SPSS para Windows, versión 26.0.

Se llevarán a cabo los siguientes pasos dentro del análisis estadístico:

1. Un análisis descriptivo de los datos para las variables dependientes en función de la dominancia según género incluyendo: media, máximo, mínimo y desviación estándar. Se analizará la frecuencia absoluta y relativa de diestros y zurdos. Por último, se presentará la media y SD de la edad.

2. Análisis estadístico inferencial:

2.1. Segmentamos el archivo según género. Determinamos la normalidad de la muestra y vemos si hay que realizar el contraste de hipótesis mediante pruebas paramétricas o no paramétricas. Cuando el valor es $>0,05$ la muestra es normal y hacemos la prueba paramétrica, por el contrario, si es $<0,05$ la muestra es no normal y realizamos la prueba no paramétrica. El tamaño de la muestra es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov.

Para analizar las diferencias en la fuerza máxima isocinética y en la ratio eversión-inversión en función de la dominancia según el género (muestras relacionadas):

- a. Si en ambos $p > 0,05$ (muestra normal) realizamos la prueba paramétrica T-Student para muestras relacionadas.
- b. Si en alguno de los dos $p < 0,05$ (muestra no normal) realizamos la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Para estas pruebas el resultado lo interpretaríamos:

- i. Si $p > 0,05$ aceptamos la H_0 , no hay diferencias significativas.
- ii. Si $p < 0,05$ rechazamos la H_0 y aceptamos la H_1 , existen diferencias significativas.

2.2. Desegmentamos el archivo. Para analizar las diferencias en la variación de la fuerza máxima isocinética y en la ratio eversión-inversión en función de la dominancia según género (muestras independientes):

- a. Si en ambos $p > 0,05$ (muestra normal) realizamos la prueba paramétrica T-Student para muestras independientes.
- b. Si en alguno de los dos $p < 0,05$ (muestra no normal) realizamos la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney.

Para estas pruebas el resultado lo interpretaríamos:

- i. Si $p > 0,05$ aceptamos la H_0 , no hay diferencias significativas.
- ii. Si $p < 0,05$ rechazamos la H_0 y aceptamos la H_1 , existen diferencias significativas.

3.9. Consideraciones éticas

Este estudio se engloba dentro del Proyecto Marco “Variación de los datos biomecánicos del cuerpo humano por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva” aprobado por la Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas el día 9 de abril de 2015 y por el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital Clínico San Carlos de Madrid el 11 de septiembre de 2015 (ver Anexo 1).

Se respetarán las recomendaciones éticas de la última actualización de la Declaración de Helsinki y Tokio de la Asamblea Médica Mundial, sobre investigación clínica en seres humanos.

A los sujetos del estudio se les entregará la Hoja de información para el menor (ver Anexo 4) y a los padres la Hoja de información para padres/tutores (ver Anexo 3), en donde se les expondrán todas las características del estudio. Se estará a su disposición para resolver las dudas que le puedan surgir y se respetará la Ley de protección de datos (Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales). A continuación, una vez comprendidas las hojas de información al paciente y padres/tutores, siguiendo el principio de autonomía, estos firmarán el consentimiento informado para formar parte del estudio (ver Anexo 5).

Para asegurar la anonimización de los datos, se contará con dos bases de datos: una con el nombre completo del paciente y un código asignado a cada uno de ellos (ID Paciente), a la que sólo tendrá acceso el investigador principal, y otra segunda con el código de cada paciente y sus datos personales y clínicos.

El centro en el que se realizarán las mediciones, la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas, cuenta con un Seguro de responsabilidad civil y las correspondientes licencias y permisos, por parte de la Comunidad de Madrid.

4. Resultados

4.1. Estadística descriptiva

Se han estudiado 38 sujetos de los cuales 27 son hombres (71,05%) y 11 mujeres (28,95%). La edad media de los hombres es de $15,19 \pm 0,622$ y la de las mujeres $15,09 \pm 0,831$.

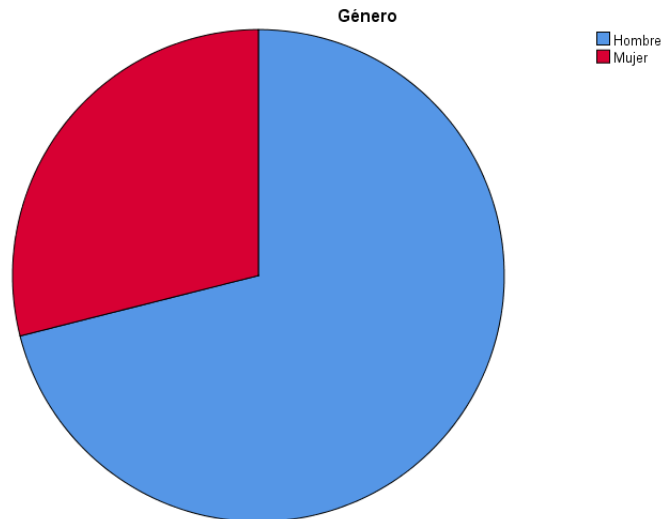


Figura 1. Diagrama de sectores de género.

Respecto a la dominancia, en los hombres 21 son diestros (77,8%) y 6 zurdos (22,2%). En las mujeres 9 son diestras (81,8%) y 2 zurdas (18,2).

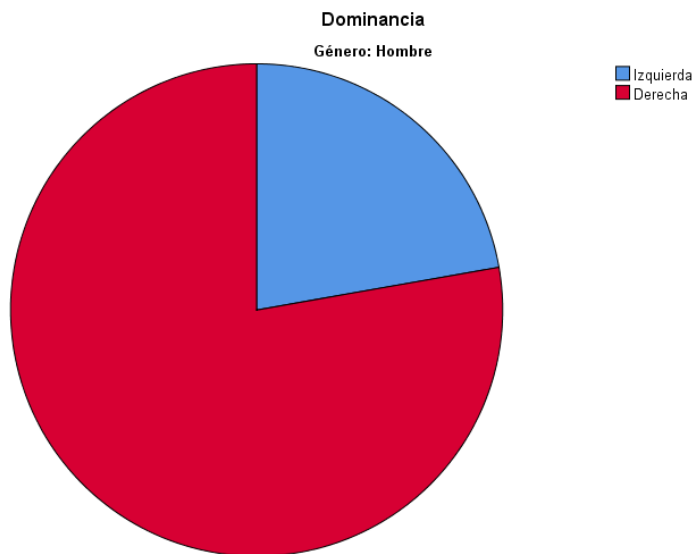


Figura 2. Diagrama de sectores de dominancia en hombres.

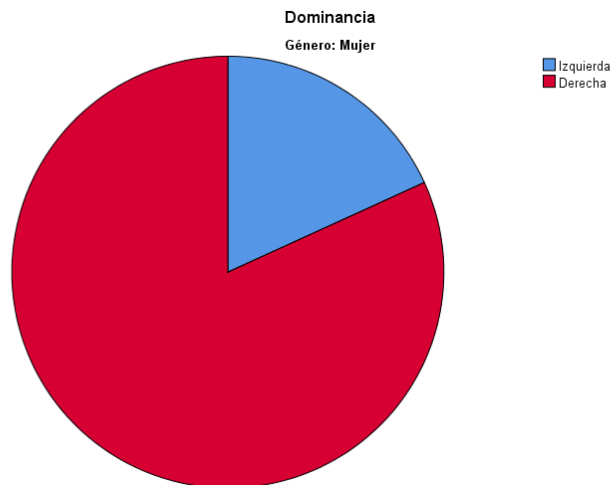


Figura 3. Diagrama de sectores de dominancia en mujeres.

Fuerza máxima isocinética 30°/seg de eversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 30°/seg de eversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $132,96 \pm 37,912$ en hombres y de $108,82 \pm 40,738$ en mujeres (Tabla 3).

La fuerza máxima isocinética a 30°/seg de eversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $128,93 \pm 36,190$ en hombres y de $117,09 \pm 31,618$ en mujeres (Tabla 3).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 3% a favor del lado dominante (Tabla 3).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 7,1% a favor del lado no dominante (Tabla 3).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_ever_30	27	0	132.96	37.912	46	204
	NO_Dom_Fmax_ever_30	27	0	128.93	36.190	75	218
Mujer	Dom_Fmax_ever_30	11	0	108.82	40.738	60	210
	NO_Dom_Fmax_ever_30	11	0	117.09	31.618	72	180

Tabla 3. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg.

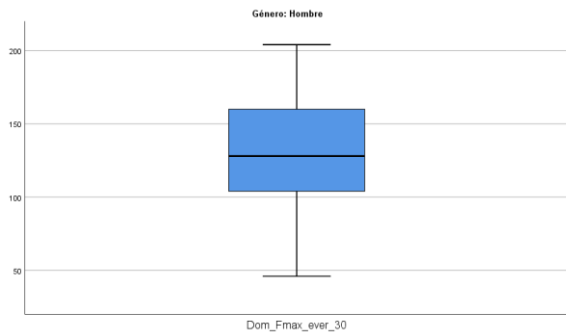


Figura 4. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante en hombres.

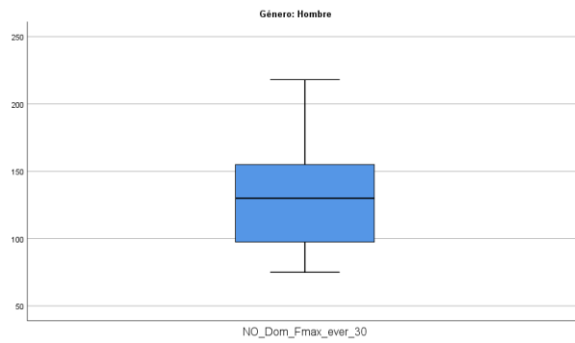


Figura 5. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado no dominante en hombres.

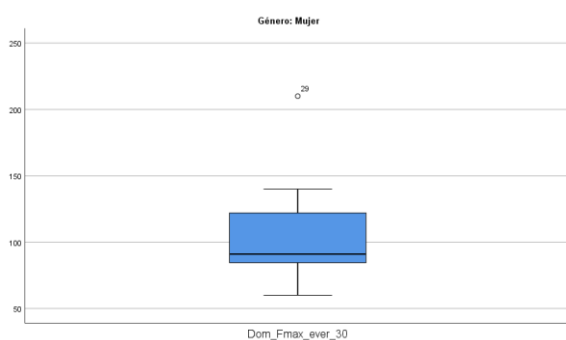


Figura 6. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante en mujeres.

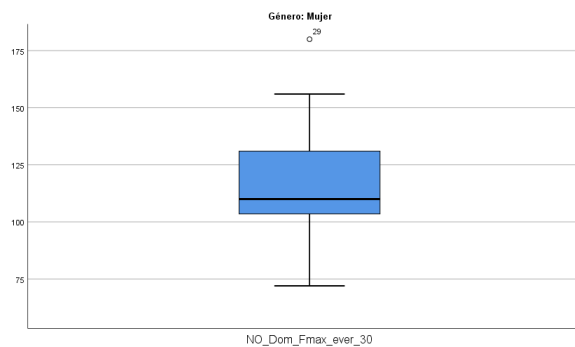


Figura 7. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado no dominante en mujeres.

Fuerza máxima isocinética 90°/seg de eversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 90°/seg de eversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $108,15 \pm 40,522$ en hombres y de $91,64 \pm 25,664$ en mujeres (Tabla 4).

La fuerza máxima isocinética a 90°/seg de eversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $106,11 \pm 34,623$ en hombres y de $102,73 \pm 32,806$ en mujeres (Tabla 4).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 1,89 % a favor del lado dominante (Tabla 4).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 10,79% a favor del lado no dominante (Tabla 4).

Estadísticos

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_ever_90	27	0	108.15	40.522	59	191
	NO_Dom_Fmax_ever_90	27	0	106.11	34.623	59	178
Mujer	Dom_Fmax_ever_90	11	0	91.64	25.664	60	135
	NO_Dom_Fmax_ever_90	11	0	102.73	32.806	64	173

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg.

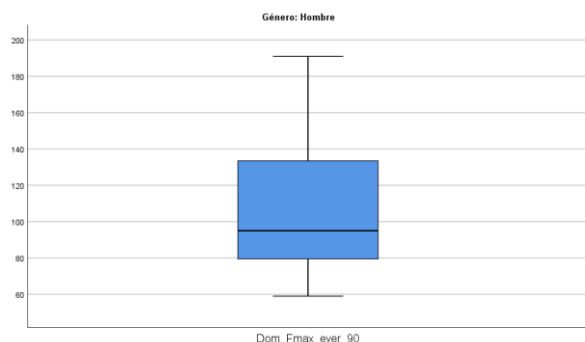


Figura 8. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante en hombres.

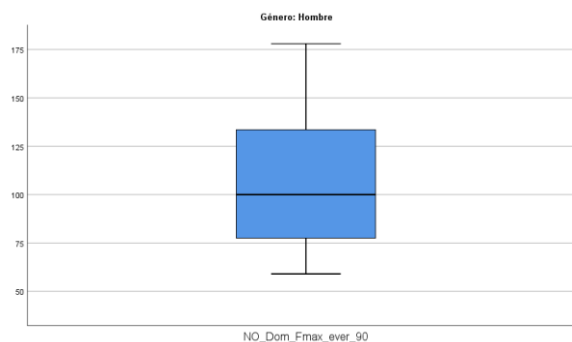


Figura 9. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado no dominante en hombres..

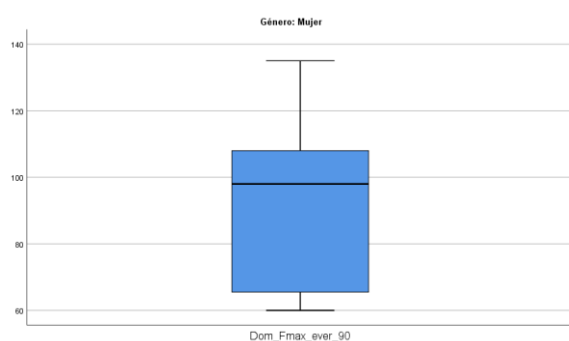


Figura 10. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante en mujeres.

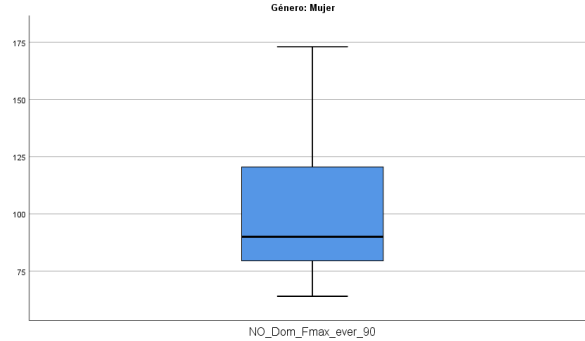


Figura 11. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg del lado no dominante en mujeres..

Fuerza máxima isocinética 120°/seg de eversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 120°/seg de eversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $127,26 \pm 40,149$ en hombres y de $121,45 \pm 43,567$ en mujeres (Tabla 5).

La fuerza máxima isocinética a 120°/seg de eversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $128,07 \pm 36,567$ en hombres y de $123,55 \pm 48,802$ en mujeres (Tabla 5).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 0,63 % a favor del lado no dominante (Tabla 5).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 1,7 % a favor del lado no dominante (Tabla 5).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_ever_120	27	0	127.26	40.149	70	221
	NO_Dom_Fmax_ever_120	27	0	128.07	36.567	77	204
Mujer	Dom_Fmax_ever_120	11	0	121.45	43.567	60	193
	NO_Dom_Fmax_ever_120	11	0	123.55	48.802	70	214

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg.

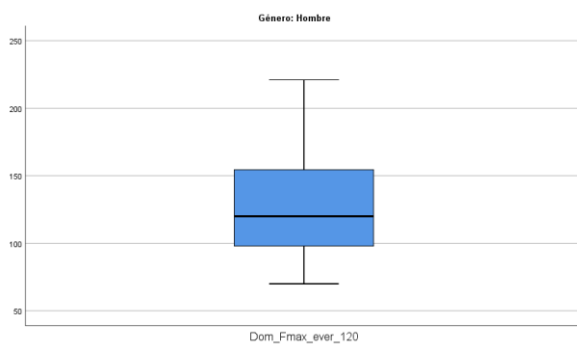


Figura 12. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante en hombres.

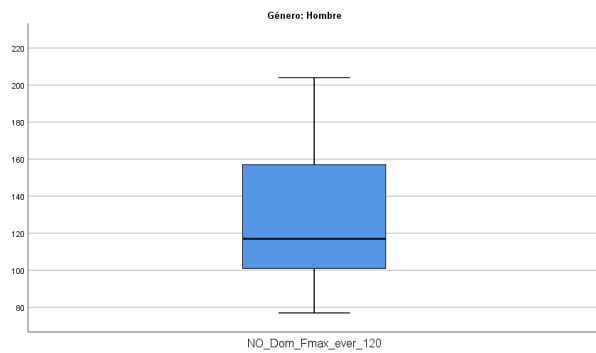


Figura 13. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado no dominante en hombres.

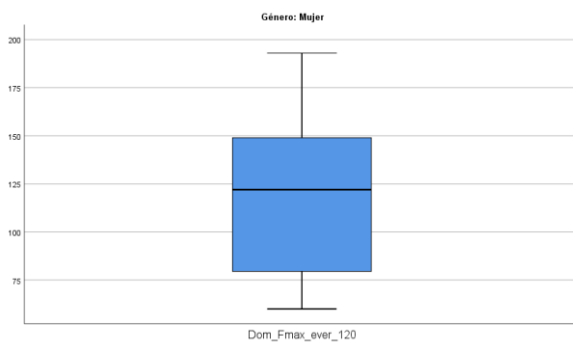


Figura 14. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante en mujeres.

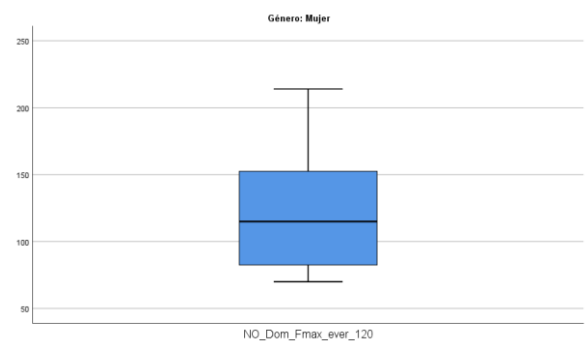


Figura 15. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado no dominante en mujeres.

Fuerza máxima isocinética 30°/seg de inversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 30°/seg de inversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $127,89 \pm 41,528$ en hombres y de $121,82 \pm 31,603$ en mujeres (Tabla 6).

La fuerza máxima isocinética a 30°/seg de inversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $126,04 \pm 35,686$ en hombres y de $104,09 \pm 26,861$ en mujeres (Tabla 6).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 1,45 % a favor del lado dominante (Tabla 6).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 14,6 % a favor del lado dominante (Tabla 6).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_inv_30	27	0	127.89	41.528	72	212
	NO_Dom_Fmax_inv_30	27	0	126.04	35.686	57	196
Mujer	Dom_Fmax_inv_30	11	0	121.82	31.603	70	197
	NO_Dom_Fmax_inv_30	11	0	104.09	26.861	70	152

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg.

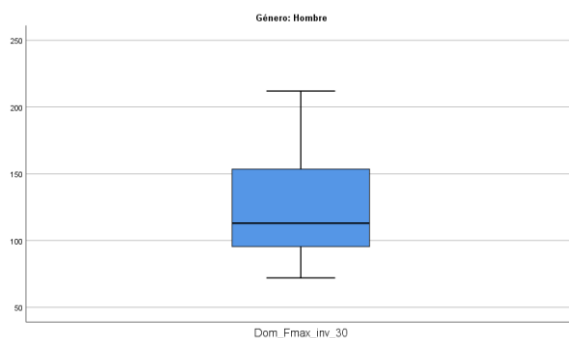


Figura 16. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante en hombres.

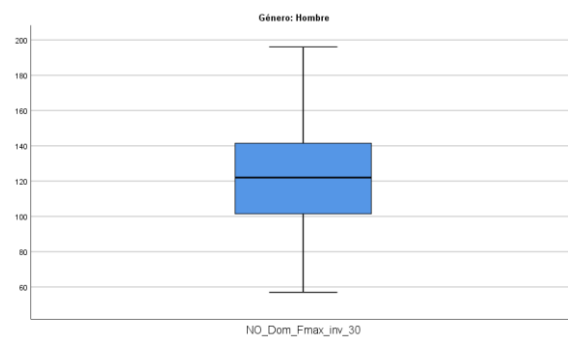


Figura 17. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado no dominante en hombres.

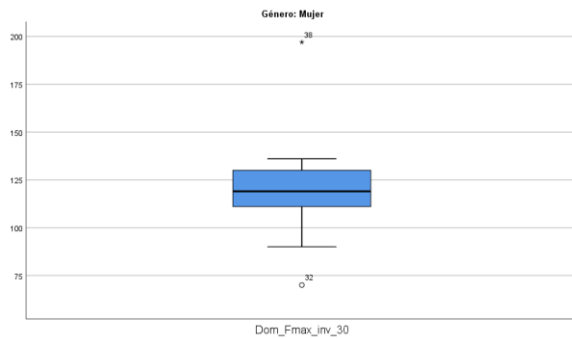


Figura 18. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante en mujeres.

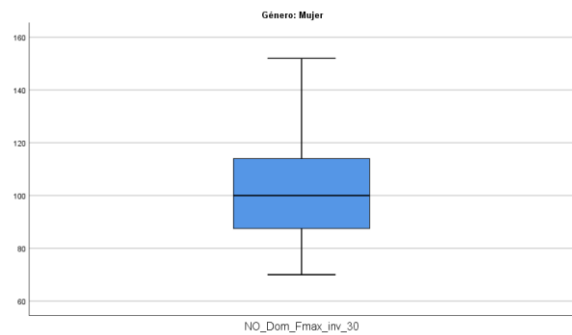


Figura 19. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado no dominante en mujeres.

Fuerza máxima isocinética 90°/seg de inversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 90°/seg de inversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $115,44 \pm 47,445$ en hombres y de $113,18 \pm 38,866$ en mujeres (Tabla 7).

La fuerza máxima isocinética a 90°/seg de inversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $113,07 \pm 45,646$ en hombres y de $110,82 \pm 39,517$ en mujeres (Tabla 7).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 2,05 % a favor del lado dominante (Tabla 7).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 2,09 % a favor del lado dominante (Tabla 7).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_inv_90	27	0	115.44	47.445	57	216
	NO_Dom_Fmax_inv_90	27	0	113.07	45.646	59	222
Mujer	Dom_Fmax_inv_90	11	0	113.18	38.866	52	163
	NO_Dom_Fmax_inv_90	11	0	110.82	39.517	65	158

Tabla 7. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg.

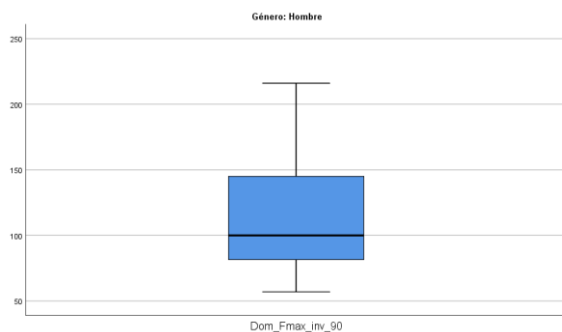


Figura 20. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante en hombres.

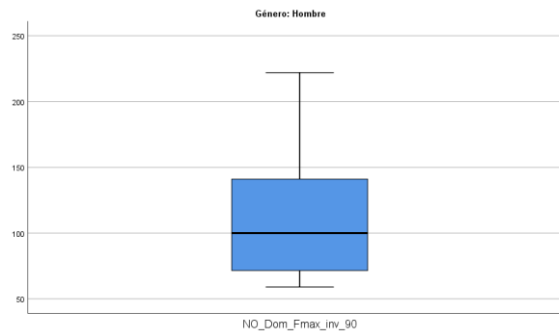


Figura 21. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado no dominante en hombres.

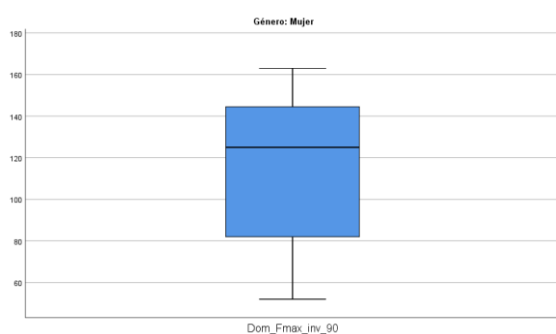


Figura 22. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante en mujeres.

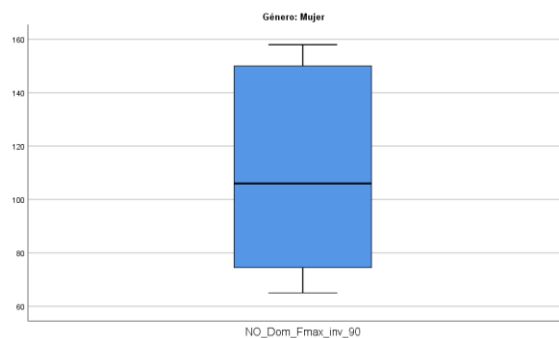


Figura 23. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado no dominante en mujeres.

Fuerza máxima isocinética 120°/seg de inversión de tobillo

La fuerza máxima isocinética a 120°/seg de inversión de tobillo del lado dominante presenta una media de $141,48 \pm 48,979$ en hombres y de $136,64 \pm 37,465$ en mujeres (Tabla 8).

La fuerza máxima isocinética a 120°/seg de inversión de tobillo del lado no dominante presenta una media de $145,26 \pm 39,508$ en hombres y de $133,09 \pm 34,128$ en mujeres (Tabla 8).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 2,6 % a favor del lado no dominante (Tabla 8).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 2,6 % a favor del lado dominante (Tabla 8).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Fmax_inv_120	27	0	141.48	48.979	75	251
	NO_Dom_Fmax_inv_120	27	0	145.26	39.508	73	224
Mujer	Dom_Fmax_inv_120	11	0	136.64	37.465	75	188
	NO_Dom_Fmax_inv_120	11	0	133.09	34.128	79	172

Tabla 8. Estadísticos descriptivos de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg

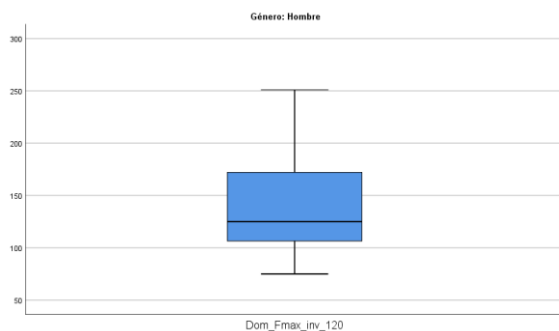


Figura 24. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante en hombres.

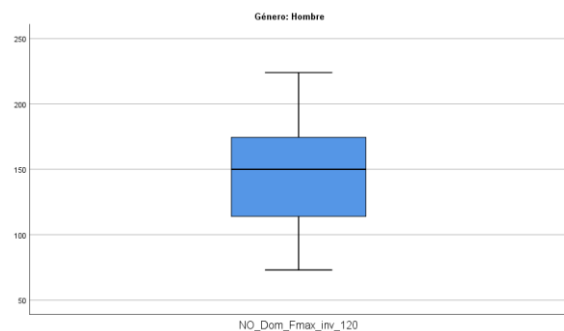


Figura 25. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado no dominante en hombres.

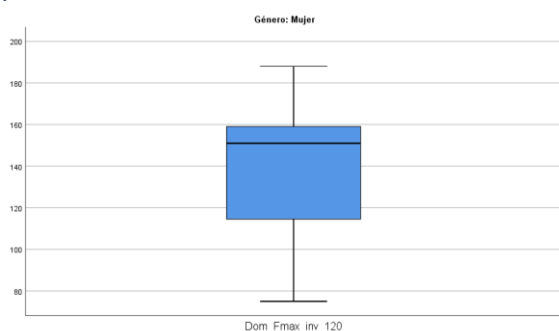


Figura 26. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante en mujeres.

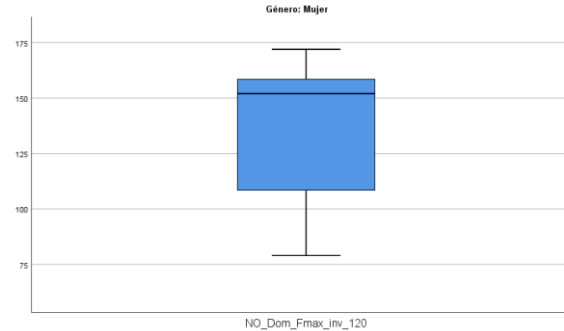


Figura 27. Diagrama de cajas y bigotes de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado no dominante en mujeres.

Ratio eversión-inversión 30°/seg de tobillo

La ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante presenta una media de $1,0730 \pm 0,28719$ en hombres y de $0,9027 \pm 0,32791$ en mujeres (Tabla 9).

La ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado no dominante presenta una media de $1,0711 \pm 0,33394$ en hombres y de $1,1145 \pm 0,28486$ en mujeres (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 0,18 %

a favor del lado dominante (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 19 % a favor del lado no dominante (Tabla 9).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_30	27	0	1.0730	.28719	.48	1.77
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	27	0	1.0711	.33394	.63	1.79
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_30	11	0	.9027	.32791	.57	1.76
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	11	0	1.1145	.28486	.80	1.68

Tabla 9. Estadísticos descriptivos de Ratio eversión-inversión a 30º/seg de tobillo.

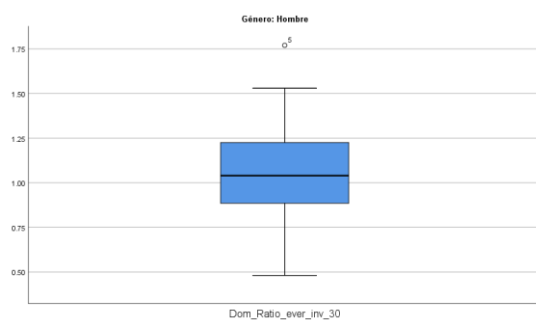


Figura 28. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 30º/seg de tobillo del lado dominante en hombres.

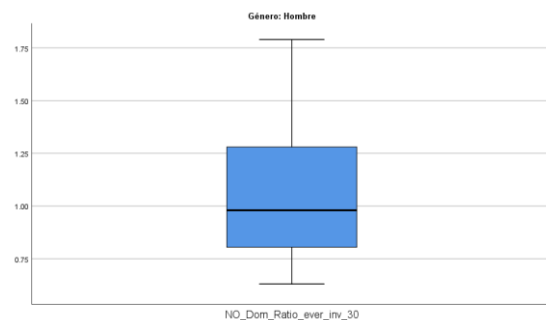


Figura 29. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 30º/seg de tobillo del lado no dominante en hombres.

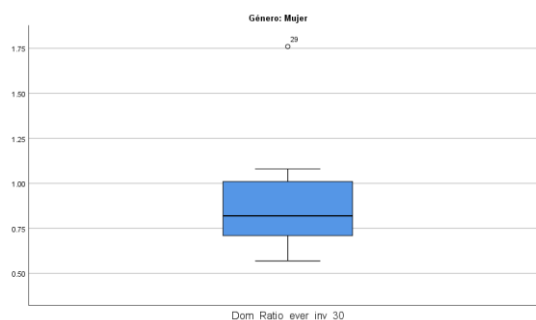


Figura 30. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 30º/seg de tobillo del lado dominante en mujeres.

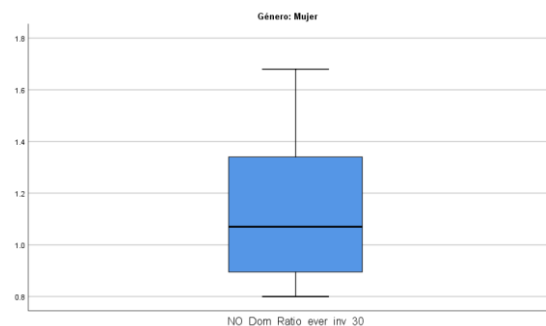


Figura 31. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 30º/seg de tobillo del lado no dominante en mujeres.

Ratio eversión-inversión 90º/seg de tobillo

La ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado dominante presenta una media de $0,9896 \pm 0,30057$ en hombres y de $0,8936 \pm 0,33610$ en mujeres (Tabla 9).

La ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado no dominante presenta una media de $0,9993 \pm 0,36922$ en hombres y de $1,0409 \pm 0,57504$ en mujeres (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 0,97% a favor del lado no dominante (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 14,15% a favor del lado no dominante (Tabla 9).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_90	27	0	.9896	.30057	.55	1.92
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	27	0	.9993	.36922	.43	1.81
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_90	11	0	.8936	.33610	.41	1.44
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	11	0	1.0409	.57504	.51	2.66

Tabla 10. Estadísticos descriptivos de Ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo.

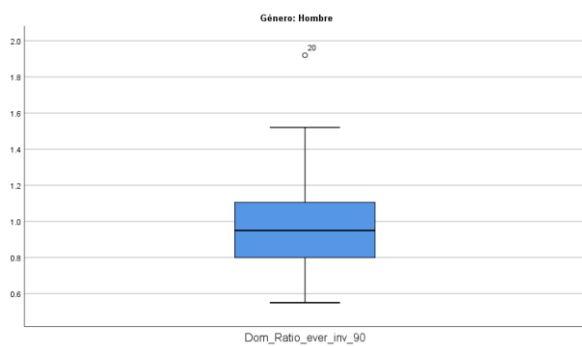


Figura 32. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado dominante en hombres.

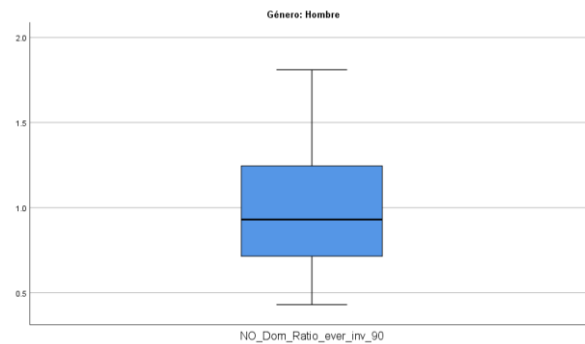


Figura 33. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado no dominante en hombres.

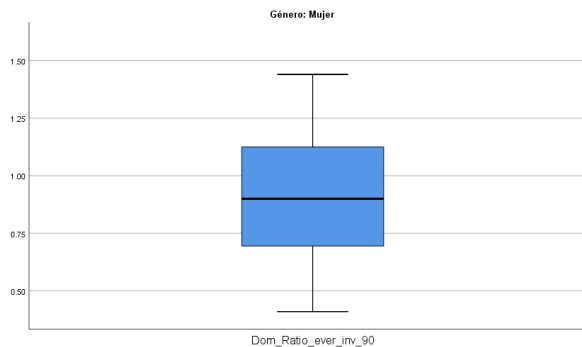


Figura 34. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado dominante en mujeres.

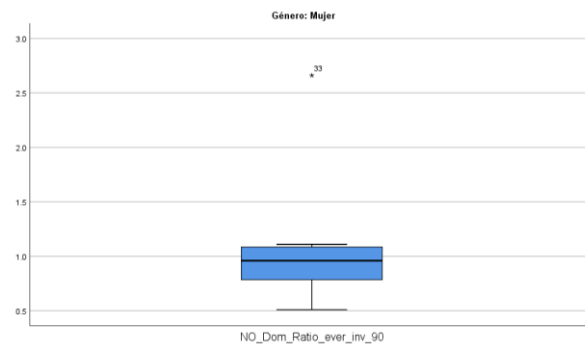


Figura 35. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo del lado no dominante en mujeres.

Ratio eversión-inversión 120°/seg de tobillo

La ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante presenta una media de $0,9756 \pm 0,32289$ en hombres y de $0,9109 \pm 0,22536$ en mujeres (Tabla 9).

La ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado no dominante presenta una media de $0,9037 \pm 0,26006$ en hombres y de $0,9582 \pm 0,29966$ en mujeres (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en hombres existe una diferencia del 7,37% a favor del lado dominante (Tabla 9).

Entre el lado dominante y no dominante en mujeres existe una diferencia del 4,94% a favor del lado no dominante (Tabla 9).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_120	27	0	.9756	.32289	.50	2.06
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	27	0	.9037	.26006	.51	1.74
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_120	11	0	.9109	.22536	.43	1.25
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	11	0	.9582	.29966	.43	1.45

Tabla 11. Estadísticos descriptivos de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo

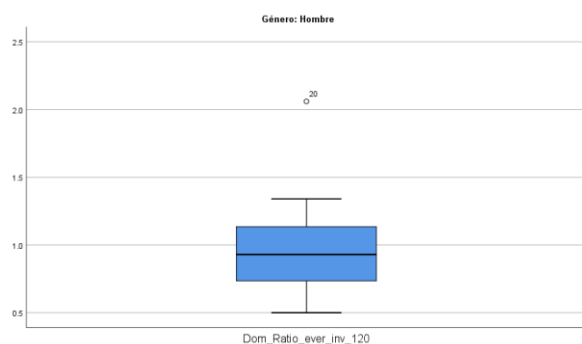


Figura 36. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante en hombres.

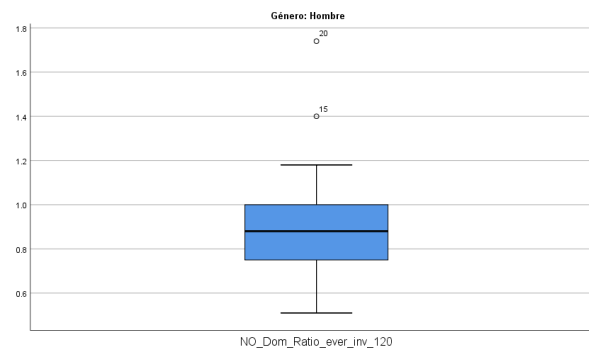


Figura 37. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado no dominante en hombres.

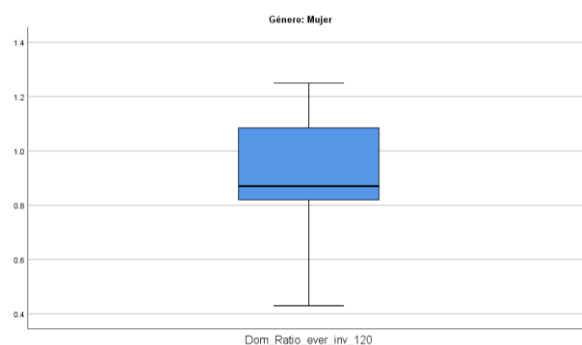


Figura 38. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante en mujeres.

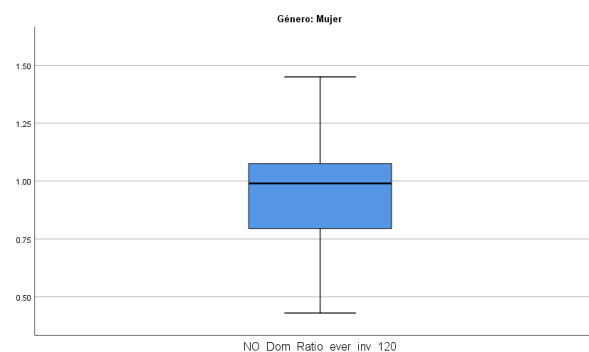


Figura 39. Diagrama de cajas y bigotes de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 30°/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $4,04 \pm 30,308$ en hombres y de $-8,27 \pm 25,128$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif eversion 30	27	0	4.04	30.308	-58	80
Mujer	Dif eversion 30	11	0	-8.27	25.128	-50	30

Tabla 12. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 30°/seg

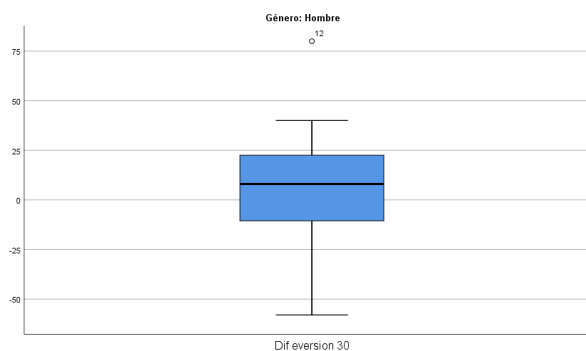


Figura 40. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

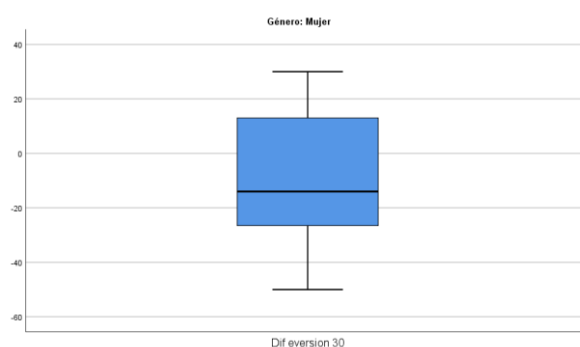


Figura 41. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 90°/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $2,04 \pm 19,190$ en hombres y de $-11,09 \pm 26,311$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif eversion 90	27	0	2.04	19.190	-44	47
Mujer	Dif eversion 90	11	0	-11.09	26.311	-72	32

Tabla 13. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 90°/seg.

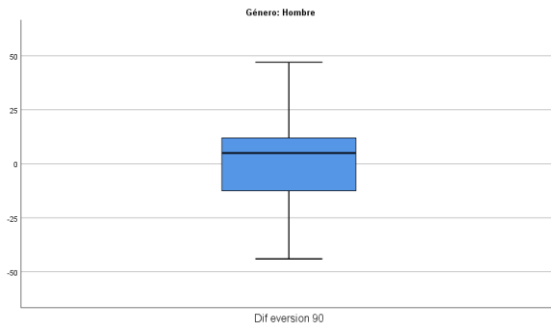


Figura 42. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

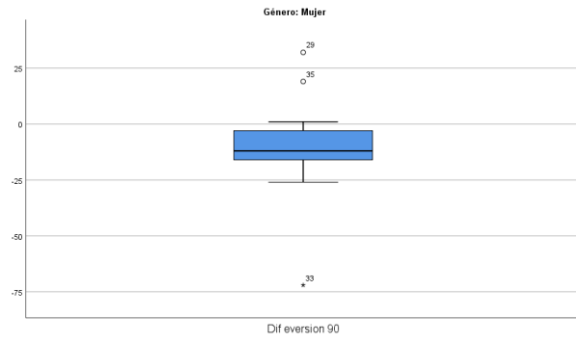


Figura 43. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 120°/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $-0,81 \pm 27,068$ en hombres y de $-2,09 \pm 23,556$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif eversion 120	27	0	-0.81	27.068	-86	49
Mujer	Dif eversion 120	11	0	-2.09	23.556	-44	31

Tabla 14. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 120°/seg.

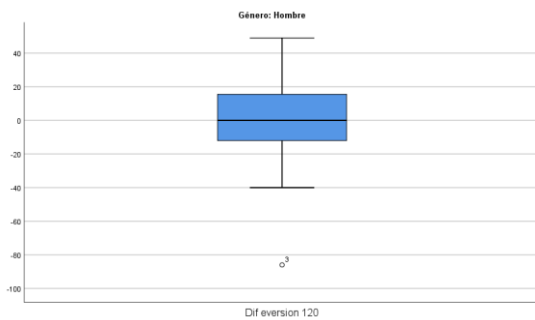


Figura 44. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

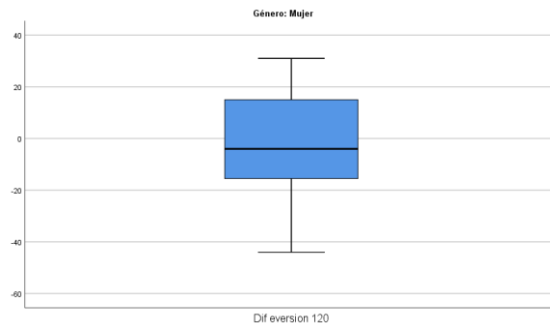


Figura 45. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 30º/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30º/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $1,85 \pm 36,575$ en hombres y de $17,73 \pm 25,028$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif inversión 30	27	0	1.85	36.575	-53	81
Mujer	Dif inversión 30	11	0	17.73	25.028	-22	66

Tabla 15. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 30º/seg.

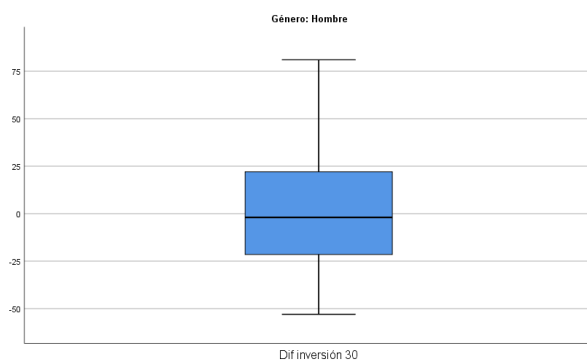


Figura 46. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 30º/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

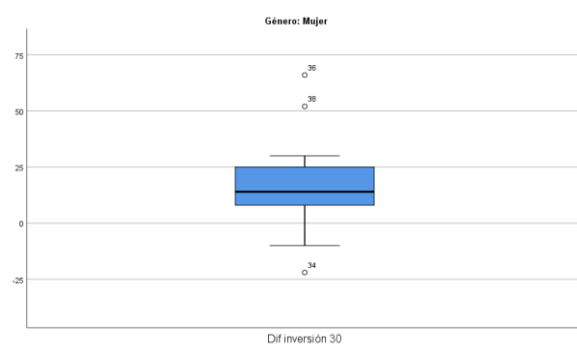


Figura 47. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 30º/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 90º/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90º/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $2,37 \pm 34,498$ en hombres y de $2,36 \pm 18,468$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif inversion 90	27	0	2.37	34.498	-61	89
Mujer	Dif inversion 90	11	0	2.36	18.468	-30	22

Tabla 16. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 90º/seg.

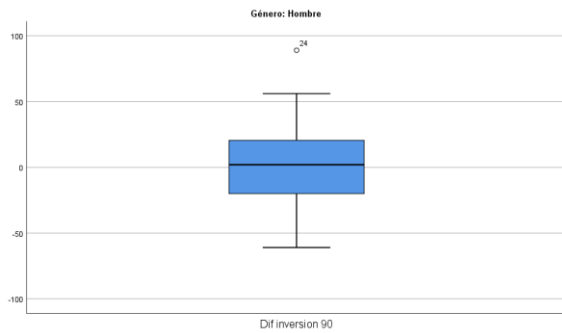


Figura 48. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

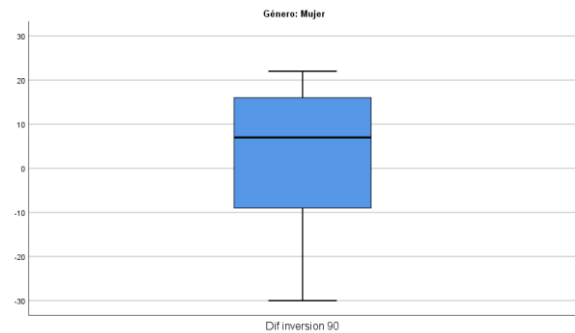


Figura 49. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 120°/seg

La variación de la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $-3,78 \pm 39,921$ en hombres y de $3,55 \pm 16,567$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif inversion 120	27	0	-3.78	39.921	-77	111
Mujer	Dif inversion 120	11	0	3.55	16.567	-23	34

Tabla 17. Estadísticos descriptivos de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 120°/seg.

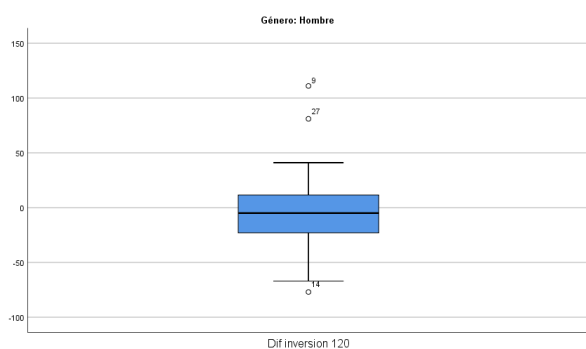


Figura 50. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

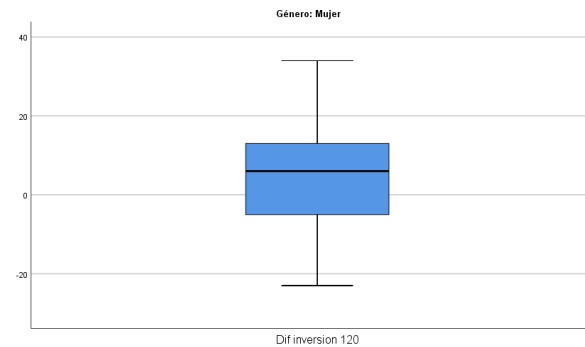


Figura 51. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia ratio eversión-inversión 30°/seg

La variación de ratio eversión-inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $0,0019 \pm 0,35400$ en hombres y de $-0,2118 \pm 0,24975$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif ratio ever inv 30	27	0	.0019	.35400	-.58	.74
Mujer	Dif ratio ever inv 30	11	0	-.2118	.24975	-.52	.28

Tabla 18. Estadísticos descriptivos de Diferencia ratio eversión-inversión a 30°/seg.

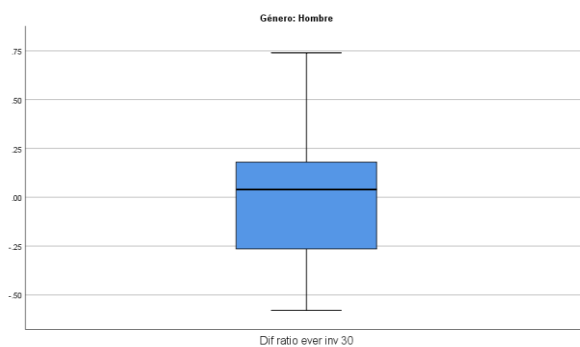


Figura 52. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

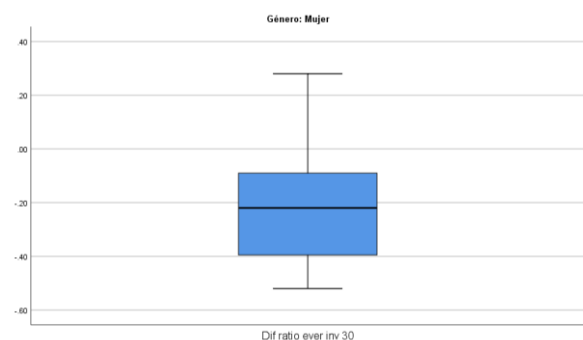


Figura 53. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia ratio eversión-inversión 90°/seg

La variación de ratio eversión-inversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $-0,0096 \pm 0,34537$ en hombres y de $-0,1473 \pm 0,38869$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif ratio ever inv 90	27	0	-.0096	.34537	-.77	.55
Mujer	Dif ratio ever inv 90	11	0	-.1473	.38869	-1.22	.16

Tabla 19. Estadísticos descriptivos de Diferencia ratio eversión-inversión a 90°/seg.

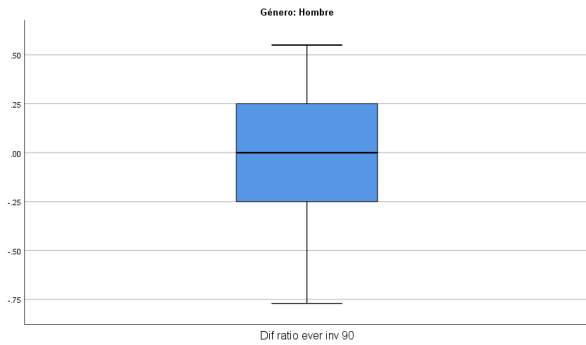


Figura 54. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

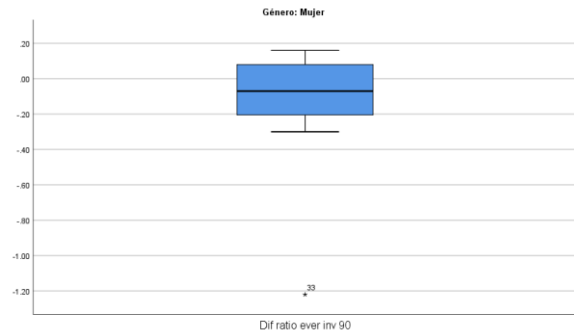


Figura 55. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Diferencia ratio eversión-inversión 120°/seg

La variación de ratio eversión-inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante presenta una media de $0,0719 \pm 0,29394$ en hombres y de $-0,0473 \pm 0,20050$ en mujeres (Tabla).

Género		N		Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
		Válido	Perdidos				
Hombre	Dif ratio ever inv 120	27	0	.0719	.29394	-.68	.60
Mujer	Dif ratio ever inv 120	11	0	-.0473	.20050	-.35	.29

Tabla 20. Estadísticos descriptivos de Diferencia ratio eversión-inversión a 120°/seg.

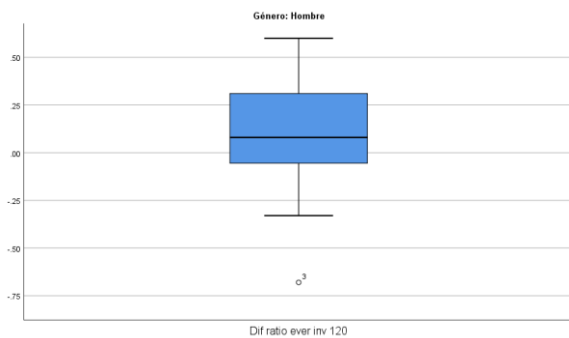


Figura 56. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

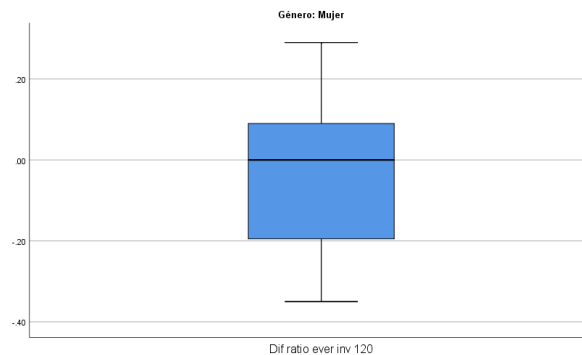


Figura 57. Diagrama de cajas y bigotes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

4.2. Estadística inferencial

Fuerza máxima isocinética 30º/seg de eversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 21). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_ever_30	.141	27	.179	.945	27	.163
	NO_Dom_Fmax_ever_30	.137	27	.200*	.954	27	.269
Mujer	Dom_Fmax_ever_30	.215	11	.167	.854	11	.048
	NO_Dom_Fmax_ever_30	.166	11	.200*	.949	11	.627

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 21. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30º/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 22), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30º/seg del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 22), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30º/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Prueba de muestras emparejadas										
Género		Par 1	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
						Inferior	Superior			
Hombre	Par 1	Dom_Fmax_ever_30 - NO_Dom_Fmax_ever_30	4.037	30.308	5.833	-7.952	16.026	.692	26	.495
Mujer	Par 1	Dom_Fmax_ever_30 - NO_Dom_Fmax_ever_30	-8.273	25.128	7.576	-25.154	8.609	-1.092	10	.300

Tabla 22. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30º/seg.

Fuerza máxima isocinética 90º/seg de eversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 23). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Una variable presenta una significancia $p > 0,05$ y otra $p < 0,05$. Únicamente una de las variables sigue una distribución normal, se realiza la prueba no paramétrica de Wilcoxon.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad							
Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_ever_90	.223	27	.001	.872	27	.003
	NO_Dom_Fmax_ever_90	.126	27	.200*	.938	27	.109
Mujer	Dom_Fmax_ever_90	.205	11	.200*	.921	11	.328
	NO_Dom_Fmax_ever_90	.196	11	.200*	.925	11	.358

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 23. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90º/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 24), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90º/seg del lado dominante y no dominante en hombres.

Estadísticos de prueba^a

Género		NO_Dom_Fmax_ever_90 - Dom_Fmax_ever_90
Hombre	Z	-.457 ^b
	Sig. asintótica(bilateral)	.647
Mujer	Z	-1.245 ^c
	Sig. asintótica(bilateral)	.213

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

c. Se basa en rangos negativos.

Tabla 24. Prueba de Wilcoxon de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90º/seg.

- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 25), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90º/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Prueba de muestras emparejadas

Género	Par 1	Diferencias emparejadas	Estadísticos							
			Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
						Inferior	Superior			
Hombre	Par 1	Dom_Fmax_ever_90 - NO_Dom_Fmax_ever_90	2.037	19.190	3.693	-5.554	9.628	.552	26	.586
Mujer	Par 1	Dom_Fmax_ever_90 - NO_Dom_Fmax_ever_90	-11.091	26.311	7.933	-28.767	6.585	-1.398	10	.192

Tabla 25. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90º/seg.

Fuerza máxima isocinética 120º/seg de eversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 26). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_ever_120	.159	27	.079	.941	27	.128
	NO_Dom_Fmax_ever_120	.163	27	.063	.932	27	.078
Mujer	Dom_Fmax_ever_120	.193	11	.200 [*]	.943	11	.560
	NO_Dom_Fmax_ever_120	.155	11	.200 [*]	.923	11	.346

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 26. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 27), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 27), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Prueba de muestras emparejadas

Género		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Hombre	Par 1 Dom_Fmax_ever_120 - NO_Dom_Fmax_ever_120	-.815	27.068	5.209	-11.523	9.893	-.156	26	.877
Mujer	Par 1 Dom_Fmax_ever_120 - NO_Dom_Fmax_ever_120	-2.091	23.556	7.102	-17.916	13.734	-.294	10	.774

Tabla 27. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg.

Fuerza máxima isocinética 30°/seg de inversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 28). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una

distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_inv_30	.159	27	.080	.926	27	.055
	NO_Dom_Fmax_inv_30	.118	27	.200*	.965	27	.478
Mujer	Dom_Fmax_inv_30	.236	11	.088	.889	11	.137
	NO_Dom_Fmax_inv_30	.174	11	.200*	.928	11	.390

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 28. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 29), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p < 0,05$ (Tabla 29), es decir, existen diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,041$) entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Género		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Hombre	Par 1 Dom_Fmax_inv_30 - NO_Dom_Fmax_inv_30	1.852	36.575	7.039	-12.617	16.321	.263	26	.795
Mujer	Par 1 Dom_Fmax_inv_30 - NO_Dom_Fmax_inv_30	17.727	25.028	7.546	.913	34.542	2.349	10	.041

Tabla 29. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg.

Fuerza máxima isocinética 90°/seg de inversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 30). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

-Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_inv_90	.146	27	.145	.907	27	.020
	NO_Dom_Fmax_inv_90	.131	27	.200*	.914	27	.029
Mujer	Dom_Fmax_inv_90	.165	11	.200*	.926	11	.369
	NO_Dom_Fmax_inv_90	.222	11	.137	.835	11	.027

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 30. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 31), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 31), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Género		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Hombre	Par 1 Dom_Fmax_inv_90 - NO_Dom_Fmax_inv_90	2.370	34.498	6.639	-11.276	16.017	.357	26	.724
Mujer	Par 1 Dom_Fmax_inv_90 - NO_Dom_Fmax_inv_90	2.364	18.468	5.568	-10.043	14.770	.424	10	.680

Tabla 31. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90°/seg.

Fuerza máxima isocinética 120°/seg de inversión de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 32). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p < 0,05$. Siguen una distribución no normal, se realiza la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Fmax_inv_120	.151	27	.117	.916	27	.032
	NO_Dom_Fmax_inv_120	.105	27	.200 [*]	.977	27	.789
Mujer	Dom_Fmax_inv_120	.252	11	.049	.849	11	.041
	NO_Dom_Fmax_inv_120	.256	11	.043	.876	11	.092

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 32. Prueba de normalidad de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 33), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante en hombres.

Prueba de muestras emparejadas

Género		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Hombre	Par 1 Dom_Fmax_inv_120 - NO_Dom_Fmax_inv_120	-3.778	39.921	7.683	-19.570	12.015	-.492	26	.627
Mujer	Par 1 Dom_Fmax_inv_120 - NO_Dom_Fmax_inv_120	3.545	16.567	4.995	-7.585	14.675	.710	10	.494

Tabla 33. Prueba T para muestras relacionadas de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg.

- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 34), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.

Estadísticos de prueba^a

Género		NO_Dom_Fmax_inv_120 - Dom_Fmax_inv_120
Hombre	Z	-.890 ^b
	Sig. asintótica(bilateral)	.374
Mujer	Z	-.756 ^c
	Sig. asintótica(bilateral)	.450

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

c. Se basa en rangos positivos.

Tabla 34. Prueba de Wilcoxon de Fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg.

Ratio eversión-inversión 30°/seg de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 35). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_30	.123	27	.200*	.978	27	.825
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	.126	27	.200*	.930	27	.067
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_30	.203	11	.200*	.810	11	.013
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	.171	11	.200*	.913	11	.264

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 35. Prueba de normalidad de Ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 36), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p < 0,05$ (Tabla 36), es decir, existen diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,018$) entre la ratio eversión-

inversión a 30°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Prueba de muestras emparejadas

Género			Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)
			Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia Inferior Superior			
Hombre	Par 1	Dom_Ratio_ever_inv_30 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	.00185	.35400	.06813	-.13819 .14189	.027	26	.979
Mujer	Par 1	Dom_Ratio_ever_inv_30 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_30	-.21182	.24975	.07530	-.37960 -.04403	-2.813	10	.018

Tabla 36. Prueba T para muestras relacionadas de Ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo.

Ratio eversión-inversión 90°/seg de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 37). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Una variable presenta una significancia $p > 0,05$ y otra $p < 0,05$. Únicamente una de las variables sigue una distribución normal, se realiza la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_90	.145	27	.151	.915	27	.030
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	.124	27	.200*	.949	27	.201
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_90	.114	11	.200*	.962	11	.801
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	.361	11	.000	.689	11	.000

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 37. Prueba de normalidad de Ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 38), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.

Prueba de muestras emparejadas

Género			Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
			Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
						Inferior	Superior			
Hombre	Par 1	Dom_Ratio_ever_inv_90 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	-.00963	.34537	.06647	-.14625	.12699	-.145	26	.886
Mujer	Par 1	Dom_Ratio_ever_inv_90 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_90	-.14727	.38869	.11720	-.40840	.11385	-1.257	10	.237

Tabla 38. Prueba T para muestras relacionadas de Ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo.

- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 39), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Estadísticos de prueba^a

Género		NO_Dom_Ratio_ever_inv_90 - Dom_Ratio_ever_inv_90
Hombre	Z	-.025 ^b
	Sig. asintótica(bilateral)	.980
Mujer	Z	-.934 ^b
	Sig. asintótica(bilateral)	.350

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Tabla 39. Prueba de Wilcoxon de Ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo.

Ratio eversión-inversión 120°/seg de tobillo

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 40). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov:

- Hombres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.
- Mujeres: Las dos variables presentan una significancia $p > 0,05$. Siguen una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

Género		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Hombre	Dom_Ratio_ever_inv_120	.092	27	.200*	.905	27	.018
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	.157	27	.086	.905	27	.018
Mujer	Dom_Ratio_ever_inv_120	.147	11	.200*	.946	11	.599
	NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	.148	11	.200*	.967	11	.857

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 40. Prueba de normalidad de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo.

Nos fijamos en la Sig. (bilateral):

- Hombres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 41), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en hombres.
- Mujeres: Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 41), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

Prueba de muestras emparejadas

Género		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Hombre	Par 1 Dom_Ratio_ever_inv_120 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	.07185	.29394	.05657	-.04443	.18813	1.270	26	.215
	Mujer Par 1 Dom_Ratio_ever_inv_120 - NO_Dom_Ratio_ever_inv_120	-.04727	.20050	.06045	-.18197	.08743	-.782	10	.452

Tabla 41. Prueba T para muestras relacionadas de Ratio eversión-inversión a 120°/seg de tobillo.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 30°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 42). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad

	Género	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif eversión 30	Hombre	.101	27	.200 [*]	.970	27	.591
	Mujer	.165	11	.200 [*]	.945	11	.579

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 42. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 30°/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 43), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias					95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior
Dif eversión 30	Se asumen varianzas iguales	.044	.835	1.188	36	.243	12.310	10.360	-8.701	33.320
	No se asumen varianzas iguales			1.287	22.347	.211	12.310	9.562	-7.502	32.121

Tabla 43. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 30°/seg.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 90°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 44). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad

	Género	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif eversión 90	Hombre	.102	27	.200 [*]	.976	27	.771
	Mujer	.244	11	.066	.893	11	.153

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 44. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 90°/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 45), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 90°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Dif eversión 90	Se asumen varianzas iguales	.103	.750	1.714	36	.095	13.128	7.657	-2.402	28.658
	No se asumen varianzas iguales			1.500	14.541	.155	13.128	8.751	-5.575	31.831

Tabla 45. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 90°/seg.

Diferencia fuerza máxima isocinética de eversión 120°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 46). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad							
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Género		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif eversión 120	Hombre	.127	27	.200 [*]	.940	27	.121
	Mujer	.152	11	.200 [*]	.960	11	.773

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 46. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 120°/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 47), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Dif eversión 120	Se asumen varianzas iguales	.044	.836	.136	36	.892	1.276	9.350	-17.687	20.239
	No se asumen varianzas iguales			.145	21.284	.886	1.276	8.808	-17.026	19.579

Tabla 47. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de eversión a 120°/seg.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 30°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 48). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad							
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Género		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif inversión 30	Hombre	.090	27	.200 [*]	.966	27	.489
	Mujer	.191	11	.200 [*]	.945	11	.577

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 48. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 30°/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 49), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Dif inversión 30	Se asumen varianzas iguales	2.664	.111	-1.314	36	.197	-15.875	12.078	-40.371	8.620
	No se asumen varianzas iguales			-1.538	27.085	.136	-15.875	10.320	-37.046	5.295

Tabla 49. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 30°/seg.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 90º/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 50). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad							
	Género	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif inversion 90	Hombre	.098	27	.200 [*]	.983	27	.920
	Mujer	.198	11	.200 [*]	.874	11	.087

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 50. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 90º/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 51), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 90º/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas			prueba t para la igualdad de medias					
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Dif inversion 90	Se asumen varianzas iguales	2.867	.099	.001	36	1.000	.007	11.050	-22.403	22.416
	No se asumen varianzas iguales			.001	32.995	.999	.007	8.665	-17.622	17.636

Tabla 51. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 90º/seg.

Diferencia fuerza máxima isocinética de inversión 120º/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 52). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad

	Género	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif inversion 120	Hombre	.156	27	.089	.928	27	.062
	Mujer	.117	11	.200 [*]	.972	11	.907

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 52. Prueba de normalidad de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 120°/seg.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 53), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 120°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes											
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior	
Dif inversion 120	Se asumen varianzas iguales	2.512	.122	-.584	36	.563	-7.323	12.531	-32.737	18.091	
	No se asumen varianzas iguales			-.799	35.933	.429	-7.323	9.164	-25.910	11.263	

Tabla 53. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de fuerza máxima isocinética de inversión a 120°/seg.

Diferencia ratio eversión-inversión 30°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 54). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Género	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl
Dif ratio ever inv 30	Hombre	.096	27	.200 [*]	.965	27	.470
	Mujer	.151	11	.200 [*]	.946	11	.596

Tabla 54. Prueba de normalidad de Diferencia de ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 55), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de la ratio eversión-inversión a 30°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias					95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior
Dif ratio ever inv 30	Se asumen varianzas iguales	1.670	.205	1.819	36	.077	.21367	.11746	-.02455	.45189
	No se asumen varianzas iguales			2.104	26.294	.045	.21367	.10155	.00505	.42229

Tabla 55. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 30°/seg de tobillo.

Diferencia ratio eversión-inversión 90°/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 56). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ en hombres y $p < 0,05$ en mujeres. Únicamente una de las variables sigue una distribución normal, se realiza la prueba U de Mann-Whitney.

Pruebas de normalidad							
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Género		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif ratio ever inv 90	Hombre	.089	27	.200*	.978	27	.811
	Mujer	.256	11	.042	.721	11	.001

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 56. Prueba de normalidad de Diferencia de ratio eversión-inversión a 90°/seg de tobillo.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 57), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de la ratio eversión-inversión a 90°/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Estadísticos de prueba^a

	Dif ratio ever inv 90
U de Mann-Whitney	124.500
W de Wilcoxon	190.500
Z	-.773
Sig. asintótica(bilateral)	.440
Significación exacta [2* (sig. unilateral)]	.446 ^b

a. Variable de agrupación: Género

b. No corregido para empates.

Tabla 57. Prueba U de Mann-Whitney de Diferencia de ratio eversión-inversión a 90º/seg de tobillo.

Diferencia ratio eversión-inversión 120º/seg

Primero tenemos que conocer la normalidad de la muestra (Tabla 58). El tamaño de esta es de 38 individuos, es decir, superior a 30, nos fijamos en las columnas de Kolmogórov-Smirnov. La variable presenta una significancia $p > 0,05$ tanto en hombres como en mujeres. Sigue una distribución normal, se realiza la prueba T Student para muestras independientes.

Pruebas de normalidad

	Género	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Dif ratio ever inv 120	Hombre	.105	27	.200 [*]	.972	27	.646
	Mujer	.139	11	.200 [*]	.968	11	.862

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 58. Prueba de normalidad de Diferencia de ratio eversión-inversión a 120º/seg de tobillo.

Vemos que la Sig. (bilateral) es $p > 0,05$ (Tabla 59), es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la variación de la ratio eversión-inversión a 120º/seg del lado dominante y no dominante entre hombres y mujeres.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias					95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior
Dif ratio ever inv 120	Se asumen varianzas iguales	1.148	.291	1.228	36	.227	.11912	.09702	-.07764	.31589
	No se asumen varianzas iguales			1.439	27.167	.162	.11912	.08279	-.05070	.28895

Tabla 59. Prueba T para muestras independientes de Diferencia de ratio eversión-inversión a 120º/seg de tobillo.

5. Discusión

En este estudio hemos obtenido valores de normalidad de fuerza máxima isocinética de tobillo y de ratio eversión-inversión en adolescentes sanos jugadores de baloncesto, entre 14 y 16 años (cadetes), según género y dominancia.

Las velocidades angulares empleadas fueron 30, 90 y 120°/seg. Se han elegido porque presentan una alta fiabilidad y se han usado con asiduidad en estudios previos para evaluar la fuerza muscular del tobillo (24–27).

Las pruebas consistieron en isocinéticos de eversión-inversión, concéntrico-concéntrico. Este tipo de contracción es la que se usa con mayor frecuencia para evaluar la articulación del tobillo (24–27). Wisthoff et al. (27) analizaron la fuerza muscular isocinética de eversión e inversión tanto concéntrica como excéntrica. En cambio, Nagy et al. (25) sólo analizó la inversión excéntrica, además de ambas acciones de forma concéntrica. En el presente trabajo no se ha evaluado el movimiento excéntrico pues lleva asociado un incremento riesgo de lesión (28). A pesar de esto, no significa que este tipo de contracción no sea relevante, pues la acción excéntrica de la musculatura inversora desempeña un papel importante en el mantenimiento de la estabilidad lateral del tobillo (24).

Por tratarse de bajas velocidades, se han realizado 3, 5 y 10 repeticiones en los diferentes isocinéticos, de forma que estas aumentaban conforme aumentaba la velocidad. Se han utilizado 3 (26,27), 5 (24–26) o 15 (24) repeticiones en estudios previos de dinamometría en tobillo. Algunos autores no modifican el número de repeticiones y lo mantienen constante para cada velocidad (25,27).

Hemos utilizado feedback durante la prueba, para facilitar que el sujeto la realizase de manera adecuada además de para instarle a desarrollar su máxima fuerza. Respecto a esto existe disparidad, algunos autores lo emplean (19,25,26) mientras que otros no (24,27). Nagy et al. (25) no proporcionó feedback ni siguió un orden lineal en las velocidades del test, para minimizar el efecto de aprendizaje.

Se realizó un calentamiento de 3 repeticiones a 30°/seg , que además servía para que el sujeto conociera la dinámica de la prueba. Zhao et al. realizan un calentamiento de 2-3 minutos y 1 repetición submáxima para familiarizarse con el procedimiento del

test. Vosburg et al. (21) realizan un intento de práctica al 50% del esfuerzo percibido en su estudio y Esmaeli et al. (19) implementan un calentamiento de 10 minutos con ergómetro.

Se ha establecido 1 minuto de descanso entre las diferentes pruebas para minimizar la fatiga, al igual que han hecho en el estudio de Vosburg et al. (21). Por otro lado, Esmaeli et al. (19) establecieron un descanso de 2 minutos, mientras que Zhao et al. (26), que evaluó tanto la eversión-inversión como la flexión dorsal-flexión plantar, estableció 3 minutos de descanso entre ambos sets de movimiento. En varios estudios no se especifica este dato (24,25,27).

Los grados de movimiento se fijaron en función del rango activo de cada paciente al igual que realizan Zhao et al. (26) en su investigación. Otros autores deciden estandarizar el protocolo y establecen los mismos grados de movimiento para cada individuo. Nagy et al. (25) fijaron el rango total de movimiento en 40° mientras que Wisthoff et al. (27) lo hacen en 45°.

Si hablamos del posicionamiento del paciente empleado, descrito en el apartado de procedimiento de recogida de datos (ver apartado 3.7), fue similar al definido en estudios previos (25–27). Si buscamos diferencias con dichos estudios, Zhao et al. (26) emplearon cinchas para estabilizar el tronco y la cadera. Nagy et al. (25) también cincharon a nivel del tronco y a nivel del tercio medio de la parte anterior del muslo del miembro no involucrado. Otros no lo hicieron o no lo reflejan (24,27). En nuestro caso, no se ha cinchado ninguna estructura más allá del tobillo, pero hemos dado al paciente una serie de pautas a fin de evitar compensaciones y aislar el movimiento de esta articulación.

Enfocándonos en los resultados, de acuerdo con lo que se podría esperar, vemos que existe mayor fuerza a favor de los hombres para todas las variables de fuerza máxima isocinética de inversión y de fuerza máxima isocinética de eversión a las distintas velocidades angulares analizadas. Se han encontrado estudios de dinamometría en la articulación del tobillo que contienen en su muestra tanto hombres como mujeres (21,24,27), pero por lo general, no analizan las diferencias de fuerza entre ambos géneros en los resultados. Además, no existen estudios en sujetos sanos que evalúen las diferencias en la fuerza máxima isocinética entre hombres y mujeres. Wisthoff et

al. (27) lo hicieron en la inestabilidad funcional de tobillo: observaron que todos los datos de fuerza, tanto excéntrica como concéntrica a 30 y 120°/seg, fueron significativamente mayores en los hombres ($p < .001$). Siguiendo en esta línea de resultados de fuerza favorables al hombre, en el estudio de Nagai et al. (22) encontraron que la fuerza de la musculatura isquiosural y del cuádriceps, de jugadores de baloncesto adolescentes, se vuelve más evidente a favor del hombre con la edad.

Respecto a las diferencias en la fuerza máxima isocinética a 30, 90 y 120°/seg entre el lado dominante y no dominante dentro de cada género, no se han observado diferencias estadísticamente significativas, a excepción de en la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg en mujeres ($p = 0,041$). Por su relación directa con este dato, en el ratio eversión-inversión a 30°/seg en mujeres, también se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,018$) entre el lado dominante y no dominante. Debido a que el número de mujeres de nuestra muestra es muy reducido no podemos sacar conclusiones con relación a estos datos, y viendo además que a 90 y 120°/seg no sucede lo mismo. Por tanto, los porcentajes de asimetría observados en ambos géneros son en su mayoría inferiores al 10%, tal y como recomiendan Aktug et al. (20) en su estudio en relación a la prevención de lesiones.

En consecuencia, semeja que en el baloncesto, a pesar de ser un deporte con una lateralidad dominante, a nivel de miembro inferior parece existir una tendencia que no refleja grandes asimetrías entre miembros, lo que puede indicar que se están realizando programas de entrenamiento compensados y que las propias acciones deportivas demandan de forma similar a ambos miembros inferiores. Esto es similar a lo encontrado por Nagy et al. (25) en bailarinas de ballet, en las que los resultados no reflejaron asimetría entre miembros para ninguna de las variables de fuerza isocinética estudiadas y que se fundamenta en el trabajo técnico que realizan. Se precisan más estudios con un tamaño muestral apropiado para confirmar o descartar esta tendencia en el baloncesto.

Si hablamos de la influencia de la velocidad angular en los valores de fuerza, la literatura existente indica que la fuerza muscular isocinética disminuye con el aumento la velocidad angular como se demuestra en los estudios de Nagy et al. (25) y Zhao et

al. (26), entre otros. Si comprobamos los resultados de nuestra estadística descriptiva (ver apartado 4.1.) vemos que esto también sucede en el presente estudio, aunque no del todo y sin un descenso lineal de la fuerza ante el aumento de la velocidad angular. Por ejemplo, en el caso de las variables de fuerza máxima isocinética de eversión, analizando los datos de los hombres, vemos efectivamente que la fuerza alcanza sus valores más altos a 30°/seg, después decrece a 90°/seg, pero vuelve a aumentar a 120°/seg. Como mencionábamos anteriormente, se precisa de una muestra más grande para poder confirmar o descartar estos primeros hallazgos.

Respecto a los valores de ratio eversión-inversión obtenidos, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre lado dominante y no dominante, excepto en el ratio eversión-inversión a 30°/seg en mujeres ($p=0,018$). Esto concuerda con los resultados de Vosburg et al. (21) donde tampoco se encontraron diferencias entre lado dominante y no dominante. Analizaron 44 jugadores de baloncesto obteniendo una ratio eversión-inversión de 0.97 en jugadores no lesionados, contabilizando hombres y mujeres. Cabe destacar que sus mediciones fueron realizadas con un dinamómetro de mano y en nuestro caso con un dinamómetro isocinético. En nuestro estudio hemos obtenido valores cercanos, siendo nuestro valor medio de ratio eversión: inversión a 30°/seg, sin diferenciación de género, de 1,04.

En cuanto a la influencia de la velocidad angular en los valores de ratio eversión-inversión, vemos que esta desciende con el aumento de la velocidad angular, es decir, se comporta de la misma manera que la fuerza muscular isocinética. No existen estudios previos con los que podamos comparar este fenómeno en la ratio eversión: inversión a distintas velocidades angulares, pero sí los hay si hablamos de ratio h-q. En contraposición a lo visto en nuestro estudio, Esmaeli et al. (19) concluyeron que a mayor velocidad angular mayor ratio h-q y que la velocidad no afecta a la asimetría de la ratio H:Q entre el miembro dominante y no dominante.

Con relación a las nueve variables de diferencia entre lado dominante y no dominante analizadas, no se han obtenido diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las variables. Es decir, no se han encontrado diferencias en la variación de la fuerza máxima isocinética de eversión, en la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo y en la ratio eversión-inversión a diferentes velocidades angulares

del lado dominante y no dominante según género. No hemos localizado artículos previos que aborden esto, por lo que, no podemos establecer una comparativa con otros autores.

Por último, hay que destacar que este trabajo no está exento de limitaciones y aspectos a mejorar. Una de las más evidentes, por tratarse de un estudio piloto, es que manejamos una muestra pequeña y, por tanto, no podemos extrapolar los datos a nuestra población de referencia. Además, dentro de la misma, el número de mujeres es muy escaso. Otra limitación es que no se han acotado los grados de movimiento para estandarizar más el protocolo en todos los participantes o, en su defecto, se podría haber incluido el rango de movimiento como otra variable dependiente.

6. Conclusión

Atendiendo al objetivo de determinar los datos de normalidad de fuerza máxima isocinética de eversión e inversión de tobillo a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género.

- Se han obtenido valores normativos de fuerza máxima isocinética de eversión a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y género
- Se han obtenido valores normativos de fuerza máxima isocinética de inversión a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y género

Atendiendo al objetivo de determinar los datos de normalidad de la ratio eversión-inversión de tobillo a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género:

- Se han obtenido valores normativos de ratio eversión-inversión de tobillo a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y género

Atendiendo al objetivo de analizar las diferencias en la fuerza máxima isocinética a 30, 90 y 120 grados por segundo de eversión e inversión de tobillo en función de la dominancia y género:

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en las variables de fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y el género.
- Se concluye que existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0,041$) entre la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a 30°/seg del lado dominante y no dominante en mujeres.
- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en el resto de las variables de fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y el género.

Atendiendo al objetivo de analizar las diferencias en la ratio eversión-inversión a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo en función de la dominancia y género:

- Se concluye que existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0,018$)

entre la ratio eversión-inversión a 30^o/seg de tobillo del lado dominante y no dominante en mujeres.

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en el resto de las variables de ratio eversión-inversión de tobillo a diferentes velocidades angulares en función de la dominancia y el género.

Atendiendo al objetivo de analizar las diferencias en la variación de la fuerza máxima isocinética a 30, 90 y 120 grados por segundo de eversión e inversión de tobillo del lado dominante y no dominante según género:

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en la variación de la fuerza máxima isocinética de eversión de tobillo a diferentes velocidades angulares del lado dominante y no dominante según género.
- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en la variación de la fuerza máxima isocinética de inversión de tobillo a diferentes velocidades angulares del lado dominante y no dominante según género.

Atendiendo al objetivo de analizar las diferencias en la variación de la ratio eversión-inversión a 30, 90 y 120 grados por segundo de tobillo del lado dominante y no dominante según género:

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas en la variación de la ratio eversión-inversión de tobillo a diferentes velocidades angulares del lado dominante y no dominante según género.

7. Bibliografía

1. Andreoli CV, Chiaramonti BC, Biruel E, Pochini A de C, Ejnisman B, Cohen M. Epidemiology of sports injuries in basketball: integrative systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. December 1, 2018;4(1):e000468.
2. Guan Y, Bredin SSD, Taunton J, Jiang Q, Wu N, Li Y, et al. Risk Factors for Non-Contact Lower-Limb Injury: A Retrospective Survey in Pediatric-Age Athletes. *J Clin Med*. July 19, 2021;10(14):3171.
3. Mateos Conde J, Cabero Morán MT, Moreno Pascual C. Prospective epidemiological study of basketball injuries during one competitive season in professional and amateur Spanish basketball. *Phys Sportsmed*. June 30, 2021;1–10.
4. Owoeye OBA, Palacios-Derflingher LM, Emery CA. Prevention of Ankle Sprain Injuries in Youth Soccer and Basketball: Effectiveness of a Neuromuscular Training Program and Examining Risk Factors. *Clin J Sport Med*. July 2018;28(4):325–31.
5. Brown KA, Patel DR, Darmawan D. Participation in sports in relation to adolescent growth and development. *Transl Pediatr*. July 2017;6(3):150–9.
6. Costa E Silva L, Teles J, Fragoso I. Sports injuries patterns in children and adolescents according to their sports participation level, age and maturation. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. March 9, 2022;14(1):35.
7. Schepens C, Vanden Bossche L, Steyaert A, De Wilde L, Cools A, Van Tongel A. A demographic study of acute injuries in basketball players. *Acta Orthop Belg*. June 2020;86(2):177–84.
8. Owoeye OBA, Ghali B, Befus K, Stilling C, Hogg A, Choi J, et al. Epidemiology of all-complaint injuries in youth basketball. *Scand J Med Sci Sports*. December 2020;30(12):2466–76.
9. Morris SN, Chandran A, Lempke LB, Boltz AJ, Robison HJ, Collins CL. Epidemiology of Injuries in National Collegiate Athletic Association Men's Basketball: 2014-2015 Through 2018-2019. *J Athl Train*. July 1, 2021;56(7):681–7.
10. Lempke LB, Chandran A, Boltz AJ, Robison HJ, Collins CL, Morris SN. Epidemiology of Injuries in National Collegiate Athletic Association Women's Basketball: 2014-2015 Through 2018-2019. *J Athl Train*. July 1, 2021;56(7):674–80.
11. Jover FS, Conesa AAG. Relación entre planificación del entrenamiento y lesiones deportivas, en jugadores de baloncesto federados de 12 a 15 años. *Journal of sport and health research*. 2018;10(2):279–94.
12. Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS. A prospective investigation to evaluate risk factors for lower extremity injury risk in male youth

- soccer players. *Scand J Med Sci Sports*. March 2018;28(3):1244–51.
13. Baxter-Jones ADG, Barbour-Tuck EN, Dale D, Sherar LB, Knight CJ, Cumming SP, et al. The role of growth and maturation during adolescence on team-selection and short-term sports participation. *Ann Hum Biol*. June 2020;47(4):316–23.
 14. Holden S, Doherty C, Boreham C, Delahunt E. Sex differences in sagittal plane control emerge during adolescent growth: a prospective investigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. February 2019;27(2):419–26.
 15. Post EG, Rosenthal MD, Root HJ, Rauh MJ. Sport Specialization Behaviors Are Associated With History of Reported Injury in Youth Basketball. *J Pediatr Orthop*. September 1, 2021;41(8):507–13.
 16. DiCesare CA, Montalvo A, Foss KDB, Thomas SM, Hewett TE, Jayanthi NA, et al. Sport Specialization and Coordination Differences in Multisport Adolescent Female Basketball, Soccer, and Volleyball Athletes. *J Athl Train*. October 2019;54(10):1105–14.
 17. Walters BK, Read CR, Estes AR. The effects of resistance training, overtraining, and early specialization on youth athlete injury and development. *J Sports Med Phys Fitness*. September 2018;58(9):1339–48.
 18. Caldemeyer LE, Brown SM, Mulcahey MK. Neuromuscular training for the prevention of ankle sprains in female athletes: a systematic review. *Phys Sportsmed*. November 2020;48(4):363–9.
 19. Esmaeili H, Sharifi A. Bilateral asymmetry of hamstring to quadriceps isokinetic torque ratio in different angular velocities in professional basketball players. *Knee*. June 1, 2022;37:3–9.
 20. Aktug ZB. Do the exercises performed with a theraband have an effect on knee muscle strength balances? *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2020;33(1):65–71.
 21. Vosburg E, Hinkey M, Meyers R, Csonka J, Salesi K, Siesel T, et al. The association between lower extremity strength ratios and the history of injury in collegiate athletes. *Phys Ther Sport*. May 2022;55:55–60.
 22. Nagai T, Bates N, McPherson A, Hale R, Hewett T, Schilaty ND. Effects of Sex and Age on Quadriceps and Hamstring Strength and Flexibility in High School Basketball Athletes. *Int J Sports Phys Ther*. 2021;16(5):1302–12.
 23. Handelsman DJ, Hirschberg AL, Bermon S. Circulating Testosterone as the Hormonal Basis of Sex Differences in Athletic Performance. *Endocr Rev*. October 1, 2018;39(5):803–29.
 24. Park YH, Park SH, Kim SH, Choi GW, Kim HJ. Relationship Between Isokinetic Muscle Strength and Functional Tests in Chronic Ankle Instability. *J Foot Ankle Surg*. November 2019;58(6):1187–91.
 25. Nagy P, Brogden C, Greig M. Isokinetic ankle eversion and inversion strength profiling of female ballet dancers. *J Sports Sci*. January 2021;39(1):1–9.

26. Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Katayama Y, Ogiso K, Takenaka M, et al. Mild-to-Moderate Hallux Valgus Does Not Decrease Ankle Muscle Strength in Middle-Aged Japanese Women: A Comparative Study. *J Foot Ankle Surg.* December 2018;57(6):1157–60.
27. Wisthoff B, Matheny S, Struminger A, Gustavsen G, Glutting J, Swanik C, et al. Ankle Strength Deficits in a Cohort of College Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehabil.* September 1, 2019;28(7):752–7.
28. Hody S, Croisier JL, Bury T, Rogister B, Leprince P. Eccentric Muscle Contractions: Risks and Benefits. *Front Physiol.* 2019;10:536.

8. Anexos

8.1. ANEXO 1. Aprobación CEIC



Hospital Clínico San Carlos



Informe Dictamen Protocolo Favorable

C.P. - C.I. 15/416-E

11 de septiembre de 2015

CEIC Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 09/09/2015, acta 9.1/15 ha evaluado la propuesta del promotor/investigador referida al estudio:

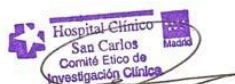
Título: "Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva".

Que en este estudio:

- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa legal aplicable en función de las características del estudio.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto por el **Dr. D. Néstor Pérez Mallada** como investigador.

Lo que firmo en Madrid, a 11 de septiembre de 2015



Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

Hospital Clínico San Carlos

Doctor Martín Lagos, s/n. Madrid 28040 Madrid España

Tel. 91 330 34 13 Fax. 91 330 32 99 Correo electrónico ceic.hcsc@salud.madrid.org

8.2. ANEXO 2. Cálculo muestral

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

07/08/2022 18:07:39 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **76** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 13.296 unidades. Se asume una desviación estándar de 37.912. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

07/08/2022 18:09:21 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **130** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 10.815 unidades. Se asume una desviación estándar de 40.522. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

07/08/2022 18:14:18 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **92** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 12.726 unidades. Se asume una desviación estándar de 40.149. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:04:32 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **98** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 12.789 unidades. Se asume una desviación estándar de 41.528. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:02:39 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **156** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 11.544 unidades. Se asume una desviación estándar de 47.445. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:05:53 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **111** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 14.148 unidades. Se asume una desviación estándar de 48.979. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:08:26 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **67** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 0.1073 unidades. Se asume una desviación estándar de 0.28719. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:10:13 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **86** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 0.09896 unidades. Se asume una desviación estándar de 0.30057. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

Riesgo Alfa: 0.05 0.10 Otro

Tipo de contraste: unilateral bilateral

Riesgo Beta: 0.20 0.10 0.05 0.15 Otro

Desviación estándar de las diferencias:

Diferencia mínima a detectar:

Proporción prevista de pérdidas de seguimiento:

calcula

08/08/2022 12:12:14 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)
Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan **102** sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 0.09756 unidades. Se asume una desviación estándar de 0.32289. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

8.3. ANEXO 3. Hoja de información para padres/tutores

A su hijo/a o tutelado/a legal se le está invitando a participar en este estudio de investigación clínica. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados.

Antes de que usted acepte participar en este estudio, se le presenta este documento de nombre “Hoja de información y consentimiento informado para padres/tutores”, que tiene como objetivo comunicarle de los posibles riesgos y beneficios para que usted pueda tomar una decisión informada. Debe leerlo atentamente y consultar todas las dudas que se le planteen.

Le recordamos que, para poder formar parte del mismo, deberá firmar el consentimiento informado que se presenta a continuación.

Datos del investigador

Nombre y Apellidos: Hugo Lamas Sánchez.

Centros: Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas.

Dirección de contacto:

Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

Teléfono y forma de Contacto:

Del Laboratorio de Biomecánica: 918 93 37 69

Datos de la investigación

“Valoración biomecánica de tobillo en jugadores de baloncesto.”

Este proyecto cuenta con el informe favorable de la Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia de Comillas y el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital de San Carlos de Madrid.

Se realizará la medición de las variables del cuerpo humano a través de un sistema de valoración biomecánica dinamométrica (BTE Primus) para obtener datos de normalidad del movimiento del cuerpo humano en sujetos sanos, según el género.

Aclaración: Todos los miembros del equipo investigador poseen el certificado de ausencia de delitos sexuales requerido para estar en contacto con menores.

Criterios de Inclusión:

- Sujetos sanos.
- Edad: 12-18 años.
- Jugadores de baloncesto federados.

Criterios de Exclusión:

- Cualquier afectación sistémica.
- Cualquier alteración mental.
- Cualquier afectación articular o muscular.
- Haber sido operado en el último año.
- Dolor inespecífico durante el último mes.
- Miedo a alguna de las mediciones/intervenciones.
- Mujeres embarazadas.
- Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición y/o intervención.

Todas las contraindicaciones de la evaluación mediante equipos de biomecánica se encuentran enmarcadas como criterios de exclusión.

Procedimiento del Estudio

El estudio al cual decide incorporarse tiene la finalidad de conocer y medir datos de las capacidades funcionales (es decir, cuanto y como puede moverse o desarrollar fuerza) de distintos movimientos del cuerpo humano, según el género.

Para ello, en primer lugar, se le van a tomar los siguientes datos:

- Nombre y Apellidos
- Fecha de Nacimiento.
- Género (hombre/mujer)

Las pruebas dinamométricas son un conjunto de mediciones que se realizan a través de equipos que NO son invasivos.

Una vez cumplimentados los datos, rogamos lea detenidamente los procedimientos a los cuales podrá ser sometido. Al igual que en el caso anterior, el fisioterapeuta le podrá responder a todas las dudas sobre los procedimientos que posteriormente no conozca.

Los movimientos funcionales que se le podrán pedir serán los siguientes:

- Movimientos del complejo pie-tobillo, registrados a través de pruebas dinamométricas.

Apenas hay efectos secundarios al realizar estas pruebas, sin embargo, si durante la prueba aparece dolor se le entregará al sujeto de estudio un interruptor remoto de cierre “slap” con el que podrá parar la prueba o bien simplemente dejar de moverse lo que parará la prueba y las mediciones automáticamente sin más consecuencias sobre el paciente.

En cuanto a la medición pueden ocurrir molestias en la ejecución del movimiento similares a las que pueden ocurrir al andar, sentarse o subir escaleras. Las reacciones descritas no requieren de ningún tratamiento adicional salvo la parada inmediata de la actividad y suceden en un número muy limitado de casos ya que la acción siempre está ligada a su propia funcionalidad.

En cuanto a los beneficios de formar parte de este estudio serán los que estamos comprobando con el sistema de biomecánica, para conocer datos de normalidad de los sujetos y su posterior incorporación en una base de datos global sobre la cual puedan ser usados para estudios posteriores.

Tiene derecho a abandonar el estudio en cualquier momento y sin ninguna

justificación, sin perjuicio de su atención sanitaria y puede decidir el destino de sus datos personales en caso de decidir retirarse del estudio

Tiene la posibilidad de contactar con el investigador en cualquier momento.

Para asegurar la anonimización de los datos, se contará con dos bases de datos: una con el nombre completo del paciente y un código asignado a cada uno de ellos, a la que sólo tendrá acceso el Investigador principal, y otra segunda con el código de cada paciente y sus datos personales y clínicos.

Toda la información relacionada con el estudio es estrictamente confidencial y tratada de acuerdo con el Reglamento Europeo 2016/679 del 27 de abril del 2016 y Ley Orgánica 3/2018, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales y Ley de Investigación Biomédica 14/2007.

Solo aquellos datos de la historia clínica que estén relacionados con el estudio serán objeto de comprobación. Esta comprobación se hará a través del Investigador Principal, responsable de garantizar la confidencialidad de todos los datos de las historias clínicas de los sujetos participantes en el estudio piloto. Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código y solo el investigador principal podrá relacionar dichos datos con su historia clínica.

8.4. ANEXO 4. Hoja de información para el menor

Título del estudio: “Valoración biomecánica de tobillo en jugadores de baloncesto”.

Investigador principal: Hugo Lamas Sánchez .

El estudio se realizará en las instalaciones de la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios, Universidad Pontificia Comillas y/o en los centros habilitados para tal fin. Av. San Juan de Dios, 1, 28350 Ciempozuelos, Madrid. Teléfono: 915 42 28 00.

En primer lugar, me gustaría agradecerte que nos ayudes en este estudio, ya que sin tú ayuda no sería posible realizarlo. Si en algún momento no quieres participar o necesitas cualquier cosa (ir al baño, beber agua...) no dudes en decírnoslo.

Si tú y tus padres estáis de acuerdo con participar en esta investigación, tendrás que hacer lo siguiente:

- Tres pruebas de tobillo con una máquina que medirá la fuerza que tienes.

Es posible que tengas alguna molestia por participar: como que sea un poco largo o que te sientas incómodo, dinos en cualquier momento si esto sucede. Prometemos cuidarte mucho durante el estudio y hacer todo lo posible para que no tengas ningún problema.

Intentaremos tardar lo menos posible para que no sea muy aburrido, solo tienes que realizar lo que te hemos explicado, y antes de que te des cuenta ya habremos terminado.

Escribe tu nombre y apellidos

.....
.....

Déjanos tu firma,

En Ciempozuelos, a día..... de..... de 2022

8.5. ANEXO 5. Consentimiento informado para padres/tutores

Datos del estudio para el que se otorga el consentimiento

Nombre y Apellidos: Hugo Lamas Sánchez.

Centro: Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

Dirección de contacto:

Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

Teléfono y forma de Contacto:

Del Laboratorio de Biomecánica: 918 93 37 69

Datos de la investigación

“Valoración biomecánica de tobillo en jugadores de baloncesto”.

Datos del participante

Don/Dña.

.....
.....

como padre/madre/ tutor o representante legal de

.....
.....

Declaro que he leído la Hoja de Información al Participante sobre el estudio citado.

Se me ha entregado una copia de la Hoja de Información al Participante y una copia de este Consentimiento Informado, fechado y firmado. Se me han explicado las características y el objetivo del estudio, así como los posibles beneficios y riesgos del mismo.

He contado con el tiempo y la oportunidad para realizar preguntas y plantear las dudas que poseía. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.

Se me ha asegurado que se mantendrá la confidencialidad de mis datos, “Ley Orgánica 3/2018, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales y Ley de Investigación Biomédica 14/2007”.

El consentimiento lo otorgo de manera voluntaria y sé que soy libre de retirarme del estudio en cualquier momento del mismo, por cualquier razón y sin que tenga ningún efecto sobre mi tratamiento futuro.

Doy/ No doy mi consentimiento para la participación en el estudio propuesto. Firmo por duplicado, quedándome con una copia.

Fecha

Firma del padre/madre/tutor

Firma del hijo/a

Fecha

Firma del investigador

Cumplimentar en caso de renuncia a la participación en el estudio

Mediante el presente escrito, comunico mi decisión de abandonar el proyecto de investigación en el que estaba participando y que se indica en la parte superior de este documento.

Fecha

Firma del padre/madre/tutor

Fecha

Firma del investigador

Derecho de oposición

Los datos recabados, conforme a lo previsto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en el presente consentimiento informado serán incluidos en el Fichero denominado “Proyecto Funcionalidad” cuya titularidad pertenece a “Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios”

Estos datos serán almacenados en nuestro fichero durante el tiempo imprescindible y necesario para el cumplimiento de la causa que motivó su recogida y dejando a salvo los plazos de prescripción legal existentes. La finalidad de esta recogida de datos de carácter personal es: la ejecución y cumplimiento de la relación surgida entre el titular de los datos y “La Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios” y su gestión administrativa, así como el cumplimiento de las obligaciones derivadas con el Reglamento Europeo 2016/679 del 27 de abril del 2016 y Ley Orgánica 3/2018, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales y Ley de Investigación Biomédica 14/2007.

En consecuencia, UD. da, como titular de los datos, su consentimiento y autorización al Responsable de los Ficheros para la inclusión de los mismos en el Fichero antes detallado. Asimismo, puede UD. en todo caso ejercitar los derechos que le asisten y que se especifican en el siguiente párrafo.

El titular de los datos declara estar informado de las condiciones y cesiones detalladas en la presente cláusula y, en cualquier caso, podrá ejercitar gratuitamente los derechos ARCO: acceso, rectificación, cancelación y oposición (siempre de acuerdo con los supuestos contemplados por la Legislación vigente) dirigiéndose a Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia “San Juan de Dios” mediante correo electrónico a la dirección sjuandedios@comillas.edu o por correo ordinario a:

Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

indicando en la comunicación la concreción de la petición y acompañada de los documentos acreditativos. Por todo ello, para que conste a los efectos oportunos, UD. muestra su conformidad con lo en esta cláusula detallado, de acuerdo con la firma estampada en el documento al que esta cláusula figura anexionado. En caso de que se oponga a la cesión de sus datos en los términos previstos marque una cruz en esta casilla. En caso contrario, se entenderá que presta su consentimiento tácito a tal efecto.

Me opongo a la cesión de mis datos en los términos previstos

Fdo. Titular de los datos

8.6. ANEXO 6. Ficha de recogida de datos

ID Paciente	
Nombre	
Apellidos	
Edad y Fecha de Nacimiento	
Teléfono de Contacto	
Observaciones: Género Antecedentes: <ul style="list-style-type: none"> • Cirugías • Lesiones Peso, Altura, Dominancia, Posición de juego	

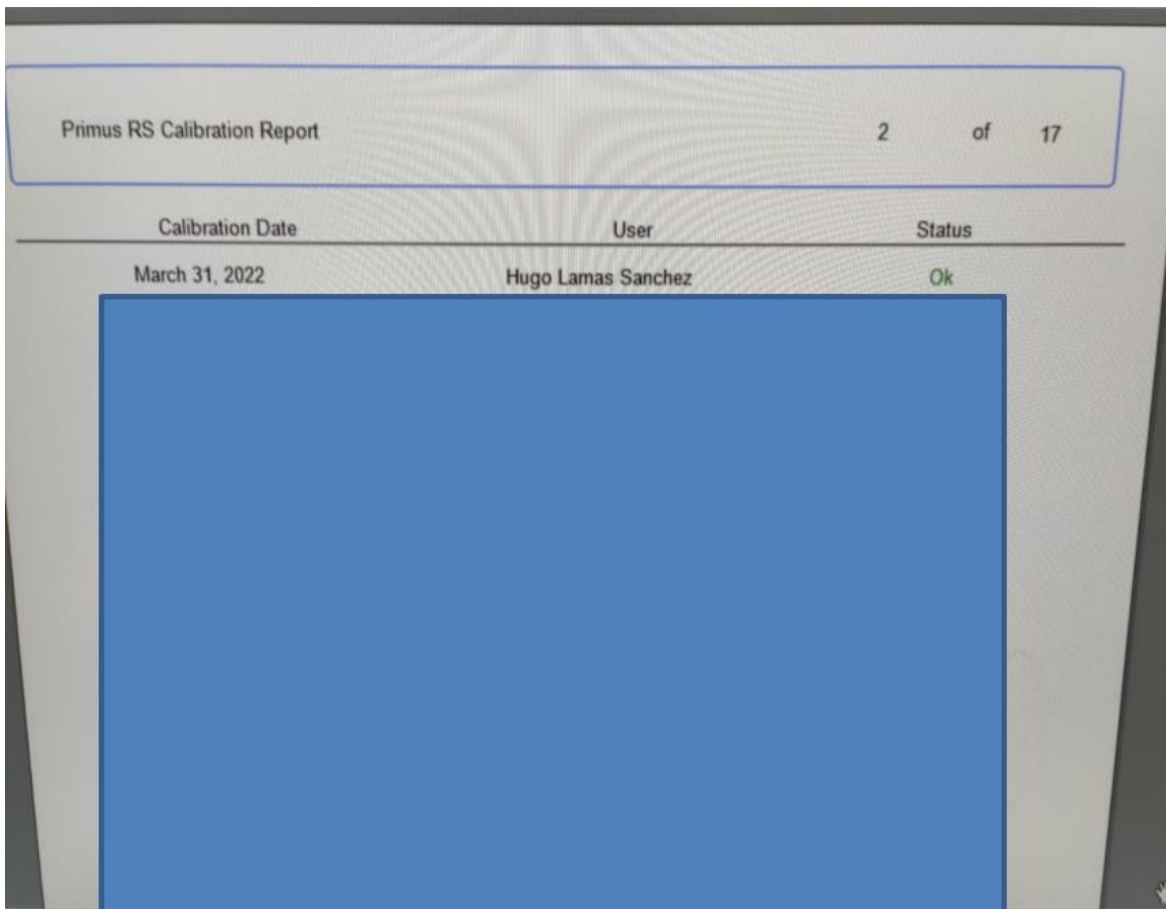
DATOS ISOCINÉTICOS DE TOBILLO

Eversión	Izquierdo	Derecho	Variación %
F Max 30º/seg			
F Max 90º/seg			
F Max 120º/seg			
Inversión	Izquierdo	Derecho	Variación %
F Max 30º/seg			
F Max 90º/seg			
F Max 120º/seg			
Eversión-Inversión	Izquierdo	Derecho	Variación %
ROM			
Trabajo 30º/seg			
Trabajo 90º/seg			
Trabajo 120º/seg			
Ratio Agonista-Antagonista	Izquierdo	Derecho	Variación %
30º/seg			
90º/seg			
120º/seg			

8.7. ANEXO 7. Modelo de autoverificación

Se presenta el dato de auto-verificación realizado el día de la prueba, donde se aprecia su correcto funcionamiento durante los últimos meses de trabajo, así como el día de la medición.

Se eliminan los nombres de otros evaluadores que han verificado el sistema por LPDO.



Calibration Date	User	Status
March 31, 2022	Hugo Lamas Sanchez	Ok

Dato de autoverificación del 31 de marzo de 2022, uno de los días de medición.