



**ESCUELA
DE ENFERMERÍA
Y FISIOTERAPIA**



SAN JUAN DE DIOS

Grado en Fisioterapia

Trabajo Fin de Máster

Datos normativos de fuerza isocinética de rodilla y tobillo en jugadores de baloncesto adolescentes.

Alumno: Andrés Paramio Santamaría

Tutor: M.^a Jesús Martínez Beltrán

Madrid, 19 de junio de 2022

Índice

Resumen	3
Abstract	4
1. Antecedentes.....	5
2. Objetivos	13
3. Metodología.....	16
3.1. Diseño	16
3.2. Sujetos de Estudio.....	16
3.3. Variables	17
3.4. Procedimiento de recogida de datos	18
3.5. Cronograma	21
3.6. Análisis de datos.....	22
3.7. Consideraciones éticas	22
4. Resultados	24
4.1. Estadística Descriptiva.....	24
4.2. Estadística Inferencial	32
5. Discusión.....	42
6. Conclusión.....	45
7. Bibliografía.....	47
8. Anexos	51

Resumen

Introducción: El baloncesto es un deporte de intensidad alta en el que se realizan muchos cambios de velocidad y saltos, siendo un deporte con un riesgo de lesión elevado. El tobillo, seguido de la rodilla es la articulación que más se lesiona en este deporte. Por ello, conocer en la población asignada las situaciones de normalidad y contrastar estos datos con lo actualmente publicado nos permitirá concretar aspectos importantes sobre la normalidad y desviaciones de la misma que puedan ser indicativas de disfunciones en los distintos grupos poblaciones.

Objetivo: El objetivo principal de la realización de este estudio es la obtención de valores normativos de fuerza máxima en la articulación de la rodilla y tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia. El objetivo secundario es la valoración de posibles diferencias significativas entre el lado dominante y no dominante.

Metodología: Se realizó un estudio observacional en el que se media a 27 sujetos todos hombres con una media de edad de 15.07 años, que jugasen a baloncesto. En las mediciones se utilizó el dinamómetro isocinético Primus RS BTE, para medir la fuerza máxima isocinética de rodilla a 30°/seg, 120°/seg, 180°/seg y de tobillo a 30°/seg, 90°/seg y 120°/seg.

Resultados: Se obtuvieron los datos de normalidad isocinéticos de rodilla y tobillo y se evidencio que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza del lado dominante y del no dominante tanto en rodilla como en tobillo.

Conclusiones: Mediante este estudio se pueden establecer valores de referencia de la fuerza isocinética de rodilla y tobillo en los jugadores adolescentes de baloncesto con el fin de conocer su estado y poder hacer un seguimiento a lo largo de la temporada, ayudar a tratar lesiones y establecer un plan de entrenamiento. También se encontró que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre el lado dominante y no dominante en la rodilla y el tobillo.

Palabras clave: Baloncesto, Dinamómetro de Fuerza Muscular, Adolescente, Articulación de Rodilla y Articulación de Tobillo.

Abstract

Introduction: Basketball is a high-intensity sport in which many speed changes and jumps are made, being a sport with a high risk of injury. The ankle, followed by the knee, is the most injured joint in this sport. For this reason, learning about normal values in the population and contrasting these data with what is currently published will allow us to specify important aspects of normality. Deviations from it may be indicative of dysfunctions in the different population groups.

Objective: The main objective of this study is to obtain normative values of maximum strength in the knee and ankle joint of adolescent basketball players according to dominance. The secondary objective is the assessment of possible significant differences between the dominant and non-dominant side.

Methodology: An observational study was carried out in which 27 subjects, all men with a mean age of 15.07 years, who played basketball, were measured. In the measurements, the Primus RS BTE isokinetic dynamometer was used to measure the maximum isokinetic force of the knee at 30°/sec, 120°/sec, 180°/sec and of the ankle at 30°/sec, 90°/sec and 120°/sec.

Results: The isokinetic normality data of the knee and ankle were obtained and it was shown that there are no statistically significant differences between the strength of the dominant and non-dominant side in both the knee and the ankle.

Conclusions: Through this study, it is possible to establish a series of reference values for the isokinetic strength of the knee and ankle in adolescent basketball players in order to know their state of strength and to be able to monitor it throughout the season and help treat injuries and establish a training plan. It was also found that there were no statistically significant differences between the dominant and non-dominant sides at the knee and ankle.

Keywords: Basketball, Muscle Strength Dynamometer, Adolescent, Knee Joint and Ankle Joint.

1. Antecedentes

El baloncesto es un deporte de equipo de 5 contra 5 en el que se hacen transiciones repetidas tanto en ataque como en defensa. En él, se requiere, no solo de una buena condición física para aguantar los periodos de alta y media intensidad, sino también de una potente musculatura y ligamentos para soportar los saltos y giros que se dan durante sus partidos (1). Esto conlleva a un aumento del riesgo de lesión, en gastos en salud, reducción en el tiempo en pista y aumento de nuevas lesiones (2).

Las lesiones en el baloncesto, como en cualquier deporte, son algo común (3). Se dice que, entre los adolescentes, las lesiones en el baloncesto están presentes en un rango de 22.7 y 33.1 lesiones por 100 jugadores y un rango de 2.64 y 4.03 lesiones por 1000 horas de juego de cada jugador. Teniendo en cuenta las diferencias anatómicas y fisiológicas entre jugadores y jugadoras, sus tasas de lesión pueden variar, además se debe tener en cuenta los cambios hormonales en los adolescentes ya que en los hombres producirá un aumento de la masa muscular (4) y un efecto protector sobre los ligamentos frente a lesiones, mientras que en mujeres, el ciclo menstrual produce una fluctuación de hormonas que producen una reducción en la síntesis de fibroblastos y de colágeno y un aumento en la síntesis de relaxina, afectando a la fuerza que poseen los ligamentos y tendones. Las mujeres tienen una tasa de lesión de LCA de 3-6 veces mayor que en los hombres (5).

En el baloncesto, las lesiones suponen un problema en la salud pública ya que pueden derivar en artritis de rodilla y de tobillo tras sus respectivas lesiones (6).

La articulación del tobillo es la más propensa a padecer una lesión en atletas, siendo la torcedura del tobillo la lesión más común, seguida de la fractura de este (7-9). El baloncesto como tal, tiene un mayor riesgo de crear lesiones de tobillo frente a otros deportes, especialmente en mujeres, teniendo 5 veces más probabilidad de volver a causar una lesión de tobillo. Las lesiones de tobillo producen inestabilidad, dolor, crepitación y debilidad. Por esto es importante conseguir reducir las lesiones de tobillo para devolver a los atletas al juego (8).

Una posible secuela del esguince de tobillo es la inestabilidad crónica, la cual se relaciona con problemas sensoriomotoras y alteraciones biomecánicas. Los individuos con este

problema apoyan el pie con una posición con más inversión y flexión plantar. También se ha observado alteraciones cinéticas como mayores fuerzas de reacción del suelo y tasas de carga. Estas alteraciones aumentan el riesgo de lesión y degeneración de la articulación del tobillo (7).

Los jugadores de baloncesto que presentan un ROM disminuido de dorsiflexión de tobillo tras un esguince no solo tienen más posibilidades de volver a recaer en la misma lesión sino también de desarrollar una tendinopatía rotuliana (8).

Tras el tobillo, la rodilla es la articulación que más se lesiona, a pesar de que muchos autores señalen el tobillo como la articulación que más se lesiona, la rodilla es la que más sufre (2). En la revisión de Andreoli et al. (2), las lesiones de tobillo representaron el 25,6% y las lesiones de rodilla el 16,3% en la categoría de niños y adolescentes.

Se observa como las lesiones de rodilla sin contacto son un problema en auge en los deportes en los que se pivota con la pierna, como es el baloncesto. Este tipo de lesión suele ocurrir por movimientos rápidos como los cambios de dirección asociados con cargas (10).

Las lesiones graves de rodilla como la rotura del ligamento cruzado anterior (LCA), causaran grandes periodos de parón deportivo y graves problemas a nivel de salud, como una posible futura artritis. Es más, los deportistas con lesión previa de rodilla indican que tienen peor calidad de vida por la constante aparición de síntomas en esta y un aumento del índice de masa corporal (10).

El análisis biomecánico ofrece información sobre la cinemática y la cinética subyacentes de un ejercicio de entrenamiento, proporcionando a los entrenadores y atletas una comprensión conceptual para aportar objetividad a la selección de ejercicios específicos del deporte. Investigar la demanda musculoesquelética ejercida sobre las articulaciones del miembro inferior y del tronco pélvico es fundamental para los análisis biomecánicos de los ejercicios de entrenamiento de fuerza (11).

La contracción muscular voluntaria es vital para el funcionamiento humano, ya que los músculos generan fuerzas conjuntas necesarias para el movimiento, la estabilización de las articulaciones y el mantenimiento de la postura (12).

Por lo tanto, la evaluación de las capacidades musculares del individuo es importante para identificar posibles debilidades relacionadas enfermedades o lesiones y el

envejecimiento, y luego prescribir y controlar adecuadamente la progresión del programa de ejercicios (12).

Determinar la fuerza muscular puede significar algo más que importante para pacientes con problemas neurológicos o musculares, además tener dispositivos capaces de medir la fuerza de manera fiable sirven no solo para la investigación, sino que también para la clínica. Por eso, en los últimos años, el uso de dinamómetros isocinéticos ha ido creciendo en el mundo del deporte, clínica e investigación, especialmente por su fiabilidad en los miembros inferiores convirtiéndolo así en el “Gold standard”. Los dinamómetros computerizados muestran datos válidos y fiables de torque, posición y velocidad (12,13).

El movimiento isocinético es aquel en el que se mantiene una velocidad angular constante durante todo el rango de movimiento. Los dinamómetros actuales permiten evaluar el movimiento concéntrico y excéntrico mostrando los valores de fuerza realizados en ambos gestos de manera isométrica, isotónica e isométrica. El dato más importante que un dinamómetro computerizado te va a mostrar el pico de fuerza, es decir el momento dónde más fuerza se ha realizado en la prueba. Otro dato interesante que facilita es el trabajo que es el producto de la fuerza por la distancia recorrida, en este caso, el rango de movimiento (14).

Además del dinamómetro, hay que tener en cuenta la posición del paciente a la hora de medirlo ya que en función de la posición se obtendrán mejores o peores resultados. Según Chamorro et al (13) y Zapparoli y Riberto (15), no existe una posición estándar para medir. Muestran en su revisión hasta 4 posiciones distintas para medir los flexores y extensores de la cadera, mientras que Chamorro et al. (13) hablan de que para medir la rodilla, la mayoría de estudios utilizan la posición sentada pero hay algunos que colocan al paciente posición prono, sobre todo para evaluar la flexión de rodilla.

También se ha de tener en cuenta la velocidad utilizada en el dinamómetro para las pruebas, siendo 30°,60°,90°,120°,180° y 240°/seg (13,15–19), las más utilizadas en la literatura. Se ha de recordar que existe una relación inversamente proporcional velocidad-fuerza y es que con el mismo desplazamiento, a mayor velocidad, menos fuerza y viceversa (20). Según la revisión de Zapparoli y Riberto (15), velocidades inferiores a 180°/seg son utilizadas para evaluar el torque y el trabajo, mientras que velocidades superiores a los 180°/seg se utilizan para visualizar la potencia muscular.

Han sido muchos los dinamómetros isocinéticos utilizados en diferentes estudios como puede ser el Biodex, Cybex, Kin Com, Merac, Lido, iSam 9000 y Technogym's REV9000 (12). BTE PRIMUS RS, el cual fue utilizado por Lou et al. (21) como método de referencia para compararlo con un sistema portátil, indicando que es un sistema fiable para obtener datos de dinamometría.

El estudio de Muñoz-Bermejo et al. (14), sugiere que la dinamometría no solo tiene un uso para medir la fuerza muscular sino también para reeducar los patrones musculares en niños con o sin parálisis cerebral.

Algunos estudios indican la necesidad de un periodo de práctica y familiarización con los procedimientos del dinamómetro en niños (14,22) y en adultos (16,18,19,22,23) para después obtener unos resultados correctos, sin errores porque el paciente no sea capaz de entender el funcionamiento de las pruebas.

Hay estudios (12,17–19,22,23) que antes de utilizar el dinamómetro, utilizan unos minutos para realizar un calentamiento. Por ejemplo, el estudio de Kambič et al. (12) utilizan 8 minutos de bicicleta estática, seguidos de estiramientos y 10 repeticiones de sentadillas y hip thrust. Por otro lado, el estudio de Gonosova et al. (19) también utilizan la bicicleta solo que 5 minutos, con estiramientos dinámicos de miembros inferiores. Nagy et al. (18) utilizan un calentamiento de ballet de movilidad de tobillo para calentar antes de la prueba, sin el uso de bicicletas.

La rodilla es una de las articulaciones más estudiadas en la investigación de dinamometría, probablemente porque es fácil de evaluar usando un dinamómetro. La fuerza extensora y flexora de la rodilla tiene un papel importante para las tareas diarias como moverse, levantarse o sentarse, levantar pesas y subir escaleras (14).

No sólo es importante analizar los valores absolutos de flexión o extensión, sino también el equilibrio de ambos al mismo tiempo, es decir, si existe una adecuada relación agonista/antagonista (14).

La dinamometría isocinética ofrece claras ventajas sobre las mediciones simples para evaluar la fuerza muscular, como la medición continua y precisa de la producción de fuerza en un rango de velocidades de movimiento (14).

Vidmar et al. (23) presentan un estudio en el que, en vez de utilizar el dinamómetro para medir la fuerza de los sujetos, lo utilizan para realizar un entrenamiento isocinético

excéntrico en pacientes operados de ligamento cruzado anterior en comparación con un entrenamiento excéntrico normal con cargas, demostrando así otra de las funciones de los dinamómetros y obteniendo mejores resultados con el dinamómetro que el entrenamiento normal.

Otra investigación interesante es la de Coban et al. (16) en ella intentan establecer el número de repeticiones necesarias para las velocidades angulares 60°/seg y 180°/seg en la rodilla con un dinamómetro isocinético y establecer diferencias entre géneros. Los resultados demuestran que con 3 repeticiones para 60°/seg y 4 para 180°/seg son suficientes para obtener valores de torque máximo tanto en extensión como en flexión de rodilla. Además, los investigadores, añaden que se ha de tener en cuenta las diferencias de género a la hora de establecer protocolos de evaluación, como ya se comentó anteriormente con las diferencias producidas por las hormonas masculinas y femeninas.

Prosiguiendo con el tema de las hormonas, Vargas et al. (22) presentan un estudio que introduce la idea que en periodos de crecimiento femenino con el desarrollo de la musculatura se puede dar un desequilibrio en ratio agonista-antagonista entre flexores y extensores de rodilla, por esto, realizan un estudio en jugadoras de fútbol, observando resultados equilibrados, pero por debajo de lo recomendado en la literatura en cuanto al balance entre ratios en las diferentes categorías de edad, indicando un mayor riesgo de lesión.

En cuanto al tobillo, se presenta el estudio de Gonosova et al. (19) el cuál comprueba la fiabilidad de la utilización de un dinamómetro isocinético, el Isomed 2000, para medir la fuerza de flexión plantar y dorsal del tobillo y la inversión y eversión, dando resultados positivos acerca de su fiabilidad.

Las fuerzas que actúan alrededor de la articulación del tobillo se han estudiado ampliamente para comprender mejor la locomoción y la biomecánica del pie humano. El rango de movimiento del tobillo, los parámetros musculares y la relación entre el rango de movimiento y el torque alrededor de la articulación del tobillo podrían ayudar a explicar la función normal del pie y permitir una mejor comprensión de la marcha patológica (24).

El estudio de Drăgoi et al. (24) expone que no todo el mundo tiene acceso a un dinamómetro isocinético por lo que ellos mismos, crean un dinamómetro manual con una célula de carga para medir las fuerzas musculares del tobillo e indican que obtienen

resultados buenos y fiables frente a mediciones manuales de fuerza y que puede ser un instrumento útil para realizar mediciones portátiles. Pero aquí ocurre lo mismo que con los dinamómetros de mano, la exactitud que un dinamómetro isocinético te va a dar, no se puede comparar con el resto de dinamómetros.

Nagy et al. (18) hablan sobre la naturaleza lesiva del ballet, siendo el tobillo la articulación más lesionada y que todos los estudios anteriormente realizados en bailarines, solo medían la flexo-extensión, restringiendo la inversión y la eversión, que son los movimientos más lesivos. Para ello realizan un estudio valorando los movimientos de inversión y eversión con un dinamómetro isocinético a distintas velocidades (30°, 60°, 90° y 120°/seg) obteniendo resultados simétricos que se corresponden con la literatura, achacándolo al duro entrenamiento del ballet.

Continuando con estudios de biomecánica realizados en miembros inferiores (MMII), Bahadori y Wainwright (25) presentan en su artículo dos protocolos para realizar un análisis biomecánico de las extremidades inferiores, uno para analizar la marcha con marcadores y un entorno de realidad virtual, y otro para analizar la fuerza muscular a través de un dinamómetro, indicando que este último es el “Gold Standard” en miembros superiores (MMSS) pero que en MMII la evidencia no es clara, contradiciendo lo expuesto más arriba.

Además, Bahadori y Wainwright (25), demuestran en su estudio que dando ánimos verbales se puede conseguir una mejor puntuación y que las personas que nunca han realizado un estudio de este tipo, obtendrán mejores resultados cuantas más veces hagan el test, a pesar de que los resultados obtenidos la primera vez ya sean fiables.

Otro estudio, realizado por Pue et al. (17), utilizó el dinamómetro isocinético para determinar si existe una asociación mayor en la fuerza isocinética con la función de la rodilla que en la fuerza isotónica, con resultados que descartaban esta relación.

McKay et al. (26) Realizaron una investigación en la que midieron a 1000 personas tanto niños como adultos de ambos sexos para establecer valores de referencia en fuerza isométrica y de flexibilidad articular en 12 grupos musculares, valorando las diferencias entre grupos de edad y sexo. Entre sus conclusiones destacan el claro aumento de la fuerza muscular en todos los grupos musculares mientras los niños están en proceso de desarrollo a la etapa adulta y desde la etapa adulta la fuerza va disminuyendo lentamente en función de la edad y en la vejez esta disminución es muy clara y fuerte con el envejecimiento.

Desde los 10 años, los hombres son más fuertes en todos los grupos (los grupos se organizaban cada 10 años) de manera estadísticamente significativa, mientras que no se encontraron diferencias significativas en cuanto a la flexibilidad en función del género, indicando que es un factor que depende más de la edad.

Benfica et al. (27) hicieron una revisión sistemática de estudios que buscasen encontrar valores de referencia de fuerza muscular con unas conclusiones interesantes, indicando que la mayoría de ellos se centraban en adultos y personas mayores y no en niños o adolescentes, tampoco se hicieron estudios en países subdesarrollados y añaden que en el futuro debería de adaptarse los métodos y procedimientos de evaluación de la fuerza para que todos utilicen una metodología similar.

Risberg et al. (28) llevaron a cabo un estudio para establecer valores de normalidad en la fuerza de cuádriceps e isquiotibiales en mujeres practicantes de balonmano y fútbol, todo esto a través de un dinamómetro isocinético. A su vez, también realizaron una comparación en la fuerza de las piernas dominantes y no dominantes. Se obtuvieron los datos de normalidad y se demostró que tanto las jugadoras de balonmano, como las de fútbol obtienen mayores datos de fuerza en los isquiotibiales de la pierna dominante en comparación con la no dominante, pero sin ser estadísticamente significativo. En los cuádriceps, no se hallaron diferencias significativas. También se demostró que las jugadoras de balonmano tenían mayor fuerza en el cuádriceps en comparación con las de fútbol. Estos hallazgos son importantes puesto que en función del deporte que se realice se van a obtener unos datos de normalidad diferentes en cada musculatura y pierna dominante/no dominante.

DeLang et al. (29) investigaron sobre la frecuencia de lesiones en la pierna dominante en futbolistas para establecer una posible relación indicando que esta relación es cierta y que existen más lesiones en la pierna dominante que en la no dominante, independientemente del sexo, edad y nivel de juego. Esto es algo a tener en cuenta ya que, aunque el baloncesto se juegue con las manos, existen muchos saltos tanto para defender como para atacar, por lo que la pierna dominante también puede tener una mayor incidencia lesiva.

Abdelmohsen (30) mostró en su estudio a cerca de la fuerza muscular isocinética de la articulación de la cadera, que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de la pierna dominante y no dominante, es más, en su estudio es corroborado por varios autores que realizan lo mismo a nivel de cuádriceps y de isquiotibiales

obteniendo resultados iguales. Todos ellos concluyen que un desbalance estadísticamente significativo entre el miembro dominante y el no dominante, hace sospechar de una posible lesión.

Prosiguiendo con la dominancia, diferencias entre miembros dominantes y no dominantes son frecuentes tanto en personas sedentarias como deportistas, estas diferencias deben tenerse en cuenta ya que pueden complicar una lesión y disminuir el rendimiento deportivo del atleta. (31) Una menor del 10% de la fuerza es lo que utilizan algunos expertos para indicar cuando un miembro afectado está recuperado en comparación con el miembro sano. También se ha visto como en jugadores de fútbol con una diferencia entre dominante no dominante superior al 15% tiene un 2,5 más posibilidades de lesionarse. (32). Por lo que para muchos entrenadores va a ser muy importante no solo reducir el ratio H/Q, sino también reducir esa diferencia entre miembros dominantes y no dominantes, principalmente para prevenir lesiones y aumentar el rendimiento de sus jugadores.

Como se ve, ya existen estudios que realicen análisis biomecánicos, ya sea para analizar la fuerza de pacientes o para establecer la eficacia y fiabilidad de los dinamómetros, pero ninguno que busque establecer unos valores de normalidad en adolescentes que jueguen al baloncesto. La debilidad muscular y los problemas articulares predisponen a numerosas patologías que requieren intervención. Los datos de referencia juegan un papel importante en la identificación y cuantificación de estas deficiencias y evaluar la eficacia de las intervenciones. Por esto, el establecimiento de valores de normalidad es necesario para la prevención de lesiones, evitar recaídas y valorar la evolución y dirigir el tratamiento de un paciente. Debido a esto, se realizará esta investigación centrada en la búsqueda de datos de normalidad con test dinamométricos en hombres sanos jugadores de baloncesto de las articulaciones tobillo y rodilla.

2. Objetivos

Los objetivos del presente estudio se encuentran englobados dentro del objetivo conocer los valores normativos cinéticos y cinemáticos de sujetos sanos en el movimiento del cuerpo humano enmarcado dentro del proyecto marco “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” de la Universidad Pontificia Comillas.

Objetivo general:

- Conocer los valores normativos de fuerza máxima a través de test isocinéticos en la articulación de la rodilla y tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.

Objetivos específicos:

- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 180°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 180°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.

- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 90°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 90°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Obtener datos de normalidad de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes según la dominancia.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 180°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.

- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 180°/segundo con test isocinético en la articulación de la rodilla de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 90°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 90°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.
- Valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 120°/segundo con test isocinético en la articulación del tobillo de jugadores de baloncesto adolescentes.

3. Metodología

3.1. Diseño

Se ha realizado un estudio cuantitativo, analítico, observacional y de carácter transversal. No se aplicó ningún tratamiento, únicamente se tomaron medidas de los sujetos con un dinamómetro isocinético.

Para ello se estableció un convenio con el Club Baloncesto Getafe, para cedernos sujetos al estudio de las categorías inferiores de manera voluntaria.

3.2. Sujetos de Estudio

La población diana se basó en adolescentes masculinos sanos entre 12-18 años que practiquen baloncesto.

La población de estudio son adolescentes masculinos sanos entre 12-18 años que practiquen baloncesto pertenecientes al Club Baloncesto Getafe que cumplen los siguientes criterios de selección (Tabla 1):

Criterios Inclusión	Criterios Exclusión
Hombres	Alteración a nivel muscular o esquelético en MMII.
Sujetos Sanos	Cualquier afectación sistémica y/o mental.
Edad comprendida entre 12-18 años	Haber sido intervenido quirúrgicamente en el último año.
	Dolor inespecífico durante el último mes
	Miedo a alguna de las mediciones.
	Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición

Tabla 1. Criterios de Selección

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

Los pacientes han sido seleccionados mediante un anuncio a través del club, en el que se ofertaba la posibilidad de recibir un informe de biomecánica. El anuncio recogía a las categorías Cadete y Junior, y se apuntaron 41 sujetos en menos de un día, por lo que se

cerró la convocatoria. Entre estos 41 sujetos también hay mujeres por lo que han sido excluidas del estudio y 3 personas no pudieron acudir a la cita, por lo que también quedaron una muestra final de 27 hombres para analizar. Independientemente del sexo y sin discriminar, se les hizo el análisis biomecánico a todas las personas que se apuntaron ya que a otros investigadores les servía el sexo femenino para sus respectivos estudios

Para calcular el tamaño muestral se utilizó la calculadora online Granmo (Anexo 1). 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, utilizando el 10% de la media de fuerza (33). Se asume una desviación estándar de 47.445. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

3.3. Variables

Se realizó una clasificación de las variables en función de su naturaleza estadística y si eran dependientes o independientes.

Las variables utilizadas fueron:

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 180°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 180 °/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo: dependiente cuantitativa discreta medida en newtons a través del dinamómetro Primus RS.

Dominancia: independiente cualitativa nominal medida a través de cuestionario (1=dominante, 0= no dominante). Teniendo en cuenta que no es una variable real, cada una de las variables dependientes se recogieron para el lado dominante y no dominante.

3.4. Procedimiento de recogida de datos

Una vez dada la luz verde se inició el proyecto de investigación colocando un anuncio en las categorías inferiores del Club Baloncesto Getafe, concertando 4 citas cada martes y jueves, en un día se llenaron las listas por lo que se cerró y se comenzó con las mediciones.

Las mediciones se llevaron a cabo en las instalaciones de la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios, Universidad Pontificia Comillas, específicamente en el laboratorio de biomecánica. Av. San Juan de Dios, 1, 28350 Ciempozuelos, Madrid.

Para realizar el estudio se utilizó el dinamómetro isocinético PRIMUS RS BTE (Ilustración 1) utilizando el programa de isocinéticos.



Ilustración 1. Dinamómetro PRIMUS RS BTE

Lo primero que se hacía era pasar al sujeto al laboratorio de biomecánica acompañado de su padre/madre/tutor legal. Desde ese momento se le empezaba a explicar el procedimiento al menor, mientras que a la persona que los acompañaba se le facilitaban las hojas de información para padres/tutores (Anexo 2) y consentimiento informado padres/tutores (Anexo 3), asimismo al menor se le facilitaba una hoja de información para el menor (Anexo 4).

Una vez explicado todo se pasaba a la toma de los datos y dominancia a través del cuestionario de recogida de datos, (Anexo 5) y se procedía a iniciar las mediciones introduciendo los datos en el dinamómetro y sentando del paciente (Ilustración 2 y 3).



Ilustración 2. Posicionamiento medición rodilla

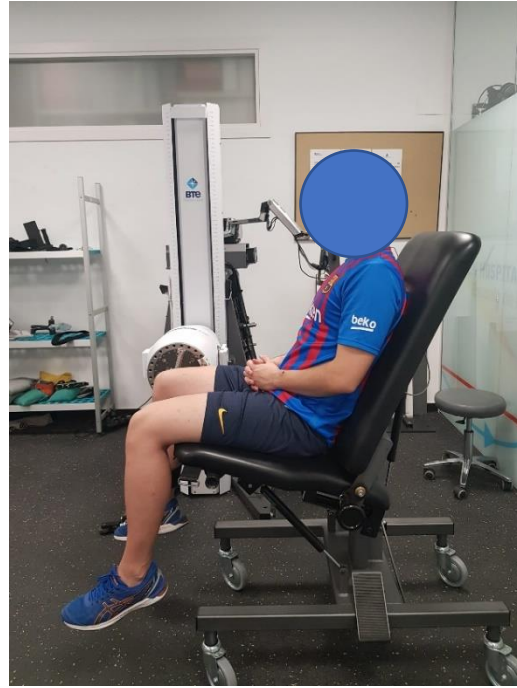


Ilustración 3. Posicionamiento medición rodilla

A la hora de sentar el paciente se ajustaba la silla a las características del paciente y se colocaba el brazo del dinamómetro a la altura del paciente con el eje en línea con el cóndilo externo de la rodilla a medir y con la herramienta 701 para medir rodilla con un brazo de palanca de 30 cm. Tras esto se le fijaba con una cincha a la herramienta del brazo de palanca y se iniciaban las mediciones dando ánimos verbales en todo momento para que el sujeto realizase en todo momento la mayor fuerza posible.

El programa de isocinéticos de rodilla constó de 3 test a distintas velocidades y repeticiones, utilizando una primera de prueba para que el usuario se familiarizase con el dispositivo y utilizase esta prueba a modo de calentamiento. Todo esto se hizo de manera bilateral en ambas rodillas.

Los 3 test eran:

- Un test de calentamiento de flexión y extensión de rodilla a 90°/seg 5 veces.
- Test de flexión y extensión de rodilla a 30°/seg 3 veces.
- Test de flexión y extensión de rodilla a 120°/seg 5 veces.
- Test de flexión y extensión de rodilla a 180°/seg 10 veces.

Estos test se hacían a fuerza máxima constante.

En cuanto al tobillo, se realizó un procedimiento similar, utilizando otra herramienta, la 701 con el suplemento inversor, para fijar el tobillo con un brazo de palanca de 17 cm a

90° (Ilustración 4 y 5). Tras esto se le cinchaba el pie y se iniciaban las mediciones, esta vez, sin una de prueba por que el paciente ya sabía cómo funcionaba el dinamómetro tras haber realizado previamente las pruebas de rodilla. Todo se realizó de manera bilateral.



Ilustración 4. Posicionamiento medición tobillo



Ilustración 5. Posicionamiento medición tobillo

Los 3 test eran:

- Test de eversión e inversión a 30°/seg 3 veces.
- Test de eversión e inversión a 90°/seg 5 veces.
- Test de eversión e inversión a 120°/seg 10 veces.

3.5. Cronograma

	Octubre-Diciembre	Enero-Febrero	Marzo-Abril	Mayo-Junio
Búsqueda Bibliográfica y planteamiento del proyecto				
Antecedentes, objetivos y variables				
Metodología				
Mediciones				
Resultados y discusión/conclusión				

Tabla 2. Cronograma

3.6. Análisis de datos

Todos los datos obtenidos en las valoraciones serán registrados en bases de datos con el programa estadístico SPSS para Windows, versión 26.0.

Para los objetivos relacionados con los datos normativos se realizará una estadística descriptiva. Los datos de normalidad se presentarán en tablas con datos de media, mínimo, máximo y desviación típica.

Para los objetivos relacionados con valorar las diferencias se realizará una estadística inferencial. En caso de normalidad realizaremos el contraste de hipótesis midiendo la media de las diferencias entre los dos grupos a través de una T de Student para muestras relacionadas para cada una de las variables. Si esto no sucede realizaremos lo mismo mediante la prueba de Wilcoxon.

3.7. Consideraciones éticas

La investigación realizada se encuentra recogida dentro del proyecto Marco de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia “San Juan de Dios” “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” de la Universidad Pontificia que posee el visto bueno del CEIC- Unidad de Coordinación de Ensayos Clínicos – Hospital Clínico San Carlos con el número de expediente 15.416-E Aprobado el 11 de Septiembre de 2015 y actualizado en 2020 (Anexo 6).

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 al paciente o la Hoja de información para padres/tutores (Anexo 2) y Hoja informativa para el menor (Anexo 4) en el caso en el que el sujeto de estudio sea menor de edad, en donde se les expondrán todas las características del estudio, y se estará a su disposición para resolver las dudas que le puedan surgir y respetando 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 comprendida la hoja de información al paciente según el

principio de autonomía, firmaran el consentimiento informado (Anexo 3) para formar parte del estudio.

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.

El Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios perteneciente a la Universidad Pontificia de Comillas (Ciempozuelos, Madrid) donde se realizaron las mediciones de este estudio, cuenta con un seguro de responsabilidad civil y las correspondientes licencias y autorizaciones aprobadas por la Comunidad de Madrid para realizar esta actividad.

4. Resultados

4.1. Estadística Descriptiva

A continuación, se procederá con el estudio de las variables dependientes para establecer datos normativos de fuerza, contando con 27 sujetos, todos ellos hombres con una media de edad de 15,07 y una desviación estándar de 0,616. Entre estos 27 sujetos, 6 sujetos eran zurdos y 21 eran diestros.

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Los datos de Flexión Máxima a 30°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 1) son una media de 188,41 N y una desviación estándar de 38,459, mientras que en el miembro dominante (Figura 2) la media está en 197,7 N y la desviación estándar en 62,805, según la Tabla 3. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 4,7% a favor del lado dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza flex max 30°/sg no dominante	27	135	268	188,41	38,459
Fuerza flex max 30°/sg dominante	27	136	479	197,70	62,805

Tabla 3. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de flexión de rodilla a 30°/seg

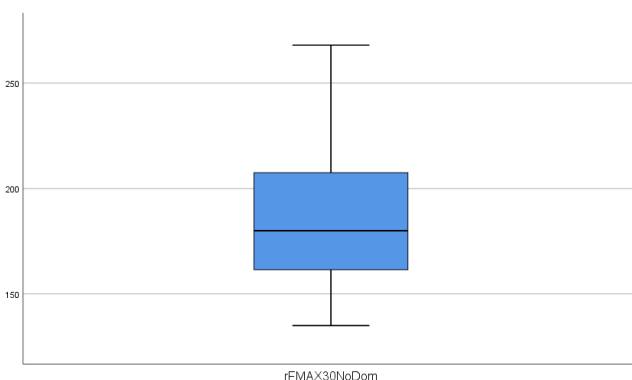


Figura 1. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de flexión a 30°/seg del lado no dominante

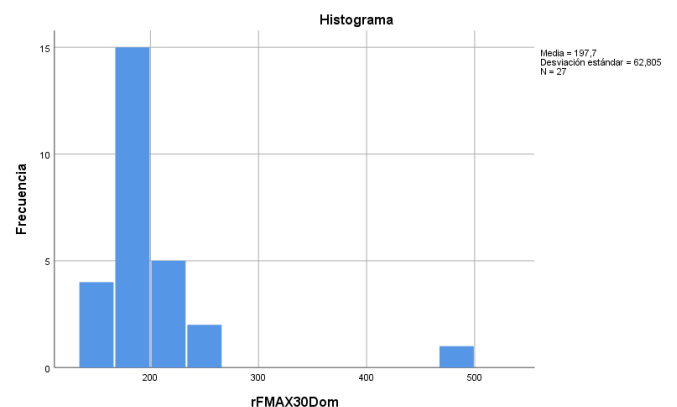


Figura 2. Diagrama barras de Fuerza Máxima de flexión a 30°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Los datos de Flexión Máxima a 120°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 3) son una media de 177,81 N y una desviación estándar de 42,937, mientras que en el miembro dominante (Figura 4) la media está en 175,33 N y la desviación estándar en 44,475, según la Tabla 4. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 1,39% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza flex max 120ª/sg no dominante	27	126	298	177,81	42,937
Fuerza flex max 120ª/sg dominante	27	113	308	175,33	44,475

Tabla 4. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de flexión de rodilla a 120°/seg

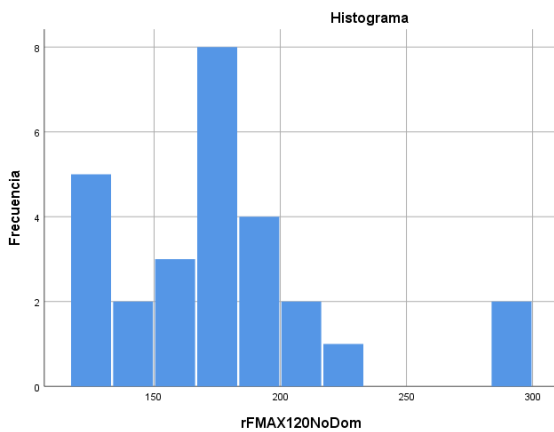


Figura 3. Diagrama barras de Fuerza Máxima de flexión a 120°/seg del lado no dominante

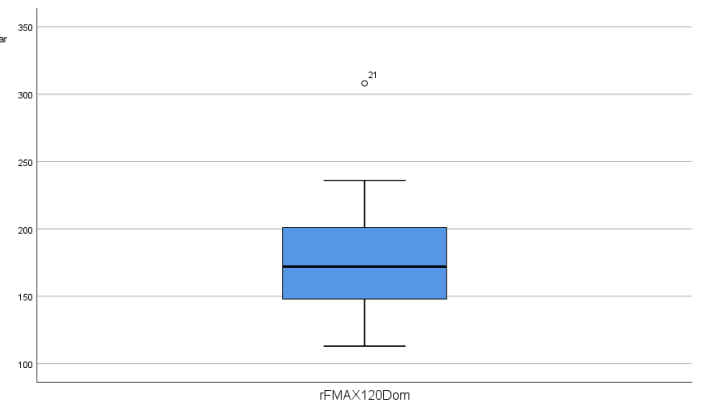


Figura 4. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de flexión a 120°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 180°/segundo

Los datos de Flexión Máxima a 180°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 5) son una media de 189,41 N y una desviación estándar de 44,577, mientras que en el miembro dominante (Figura 6) la media está en 187,89 N y la desviación estándar en 52,291, según la Tabla 5. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 0,8% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza flex max 180°/sg no dominante	27	131	293	189,41	44,577
Fuerza flex max 180°/sg dominante	27	120	358	187,89	52,291

Tabla 5. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de flexión de rodilla a 180°/seg

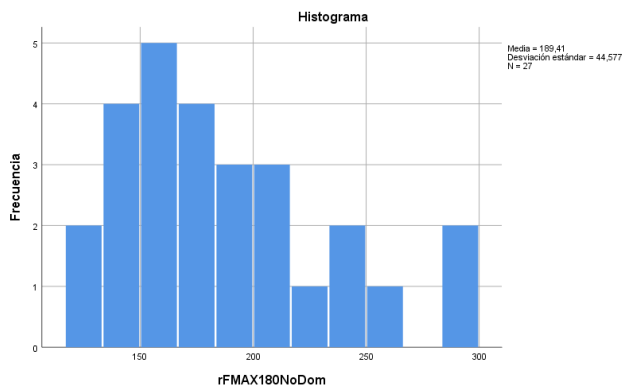


Figura 5. Diagrama barras de Fuerza Máxima de flexión a 180°/seg del lado no dominante

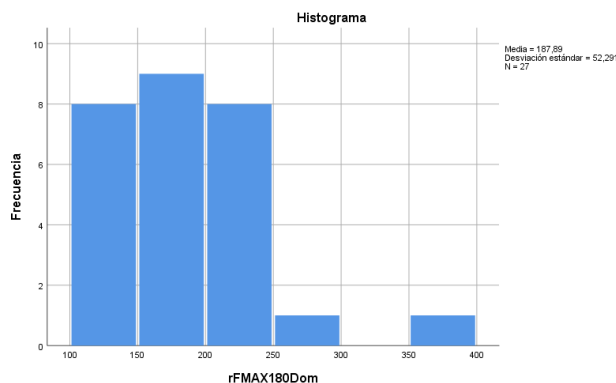


Figura 6. Diagrama de barras de Fuerza Máxima de flexión a 180°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Los datos de Extensión Máxima a 30°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 7) son una media de 350,67 N y una desviación estándar de 73,641, mientras que en el miembro dominante (Figura 8) la media está en 361,56 N y la desviación estándar en 73,189, según la Tabla 6. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 3,11% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ext max 30°/sg no dominante	27	185	485	350,67	73,641
Fuerza ext max 30°/sg dominante	27	252	495	361,56	73,189

Tabla 6. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de extensión de rodilla a 30°/seg

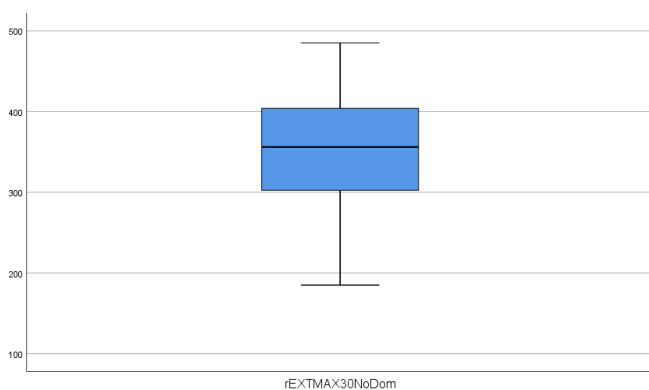


Figura 7. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 30°/seg del lado no dominante

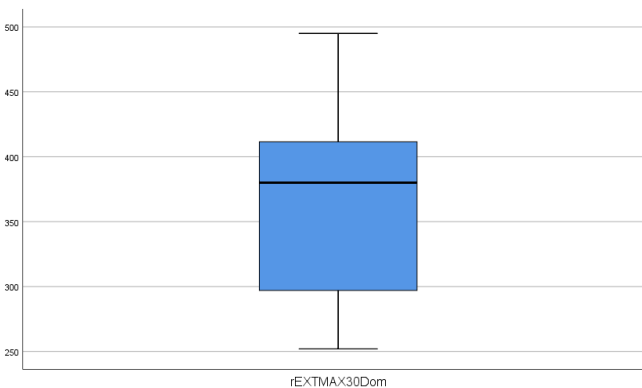


Figura 8. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 30°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Los datos de Extensión Máxima a 120°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 9) son una media de 272,67 N y una desviación estándar de 70,387, mientras que en el miembro dominante (Figura 10) la media está en 267,04 N y la desviación estándar en 68,945, según la Tabla 7. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 2,06% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ext max 120°/sg no dominante	27	155	379	272,67	70,387
Fuerza ext max 120°/sg dominante	27	166	392	267,04	68,945

Tabla 7. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de extensión de rodilla a 120°/seg

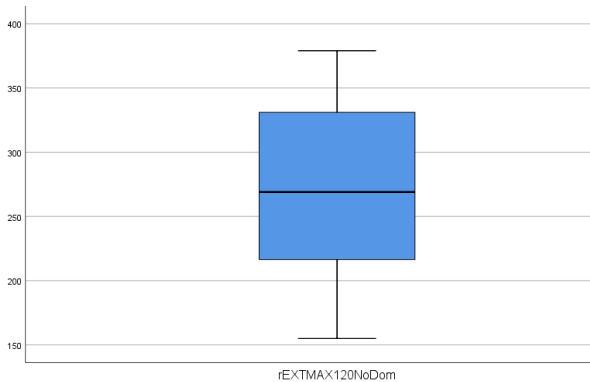


Figura 9. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 120°/seg del lado no dominante

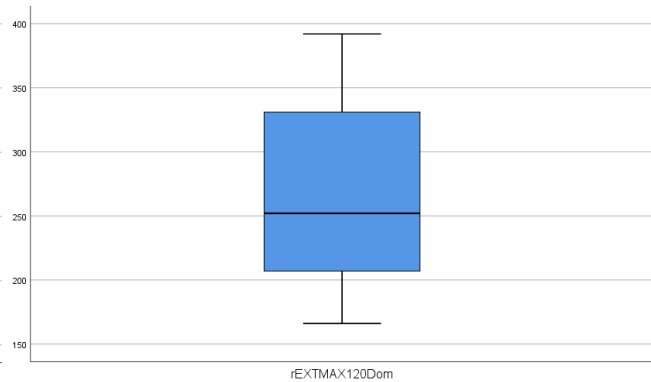


Figura 10. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 120°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 180 °/segundo

Los datos de Extensión Máxima a 180°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 11) son una media de 258,59 N y una desviación estándar de 57,544, mientras que en el miembro dominante (Figura 12) la media está en 257,70 N y la desviación estándar en 68,136, según la Tabla 8. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 0,34% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ext max 180º/sg no dominante	27	165	359	258,59	57,544
Fuerza ext max 180º/sg dominante	27	146	390	257,70	68,136

Tabla 8. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de extensión de rodilla a 180º/seg

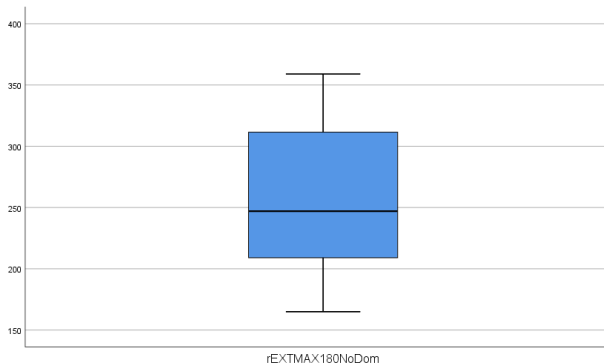


Figura 11. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 180º/seg del lado no dominante

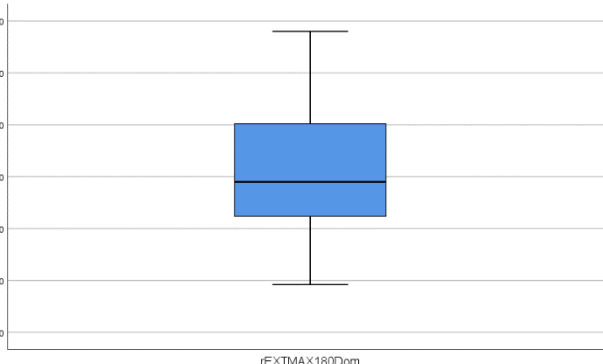


Figura 22. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de extensión a 180º/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30º/segundo

Los datos de Inversión Máxima a 30º/seg del miembro inferior no dominante (Figura 13) son una media de 126,04 N y una desviación estándar de 35,686, mientras que en el miembro dominante (Figura 14) la media está en 127,96 N y la desviación estándar en 41,469, según la Tabla 9. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 1,52% a favor del lado dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza inv max 30º/sg no dominante	27	57	196	126,04	35,686
Fuerza inv max 30º/sg dominante	27	72	212	127,96	41,469

Tabla 9. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de inversión de tobillo a 30º/seg

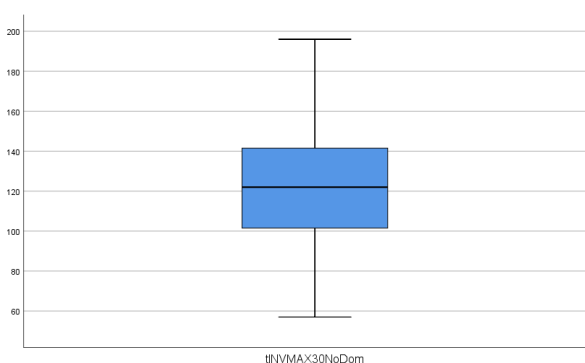


Figura 13. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de inversión a 30º/seg del lado no dominante

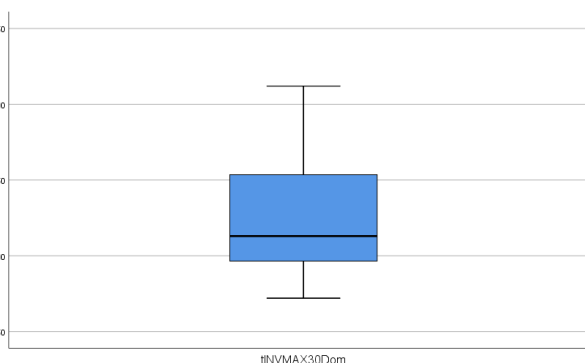


Figura 14. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de inversión a 30º/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90°/segundo

Los datos de Inversión Máxima a 90°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 15) son una media de 113,07 N y una desviación estándar de 45,646, mientras que en el miembro dominante (Figura 16) la media está en 115,44 N y la desviación estándar en 47,445, según la Tabla 10. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 2,10% a favor del lado dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza inv max 90 ^º /sg no dominante	27	59	222	113,07	45,646
Fuerza inv max 90 ^º /sg dominante	27	57	216	115,44	47,445

Tabla 10. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de inversión de tobillo a 90°/seg

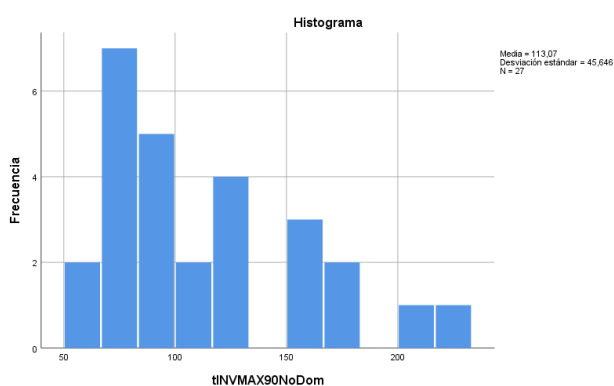


Figura 15. Diagrama barras de Fuerza Máxima de inversión a 90°/seg del lado no dominante

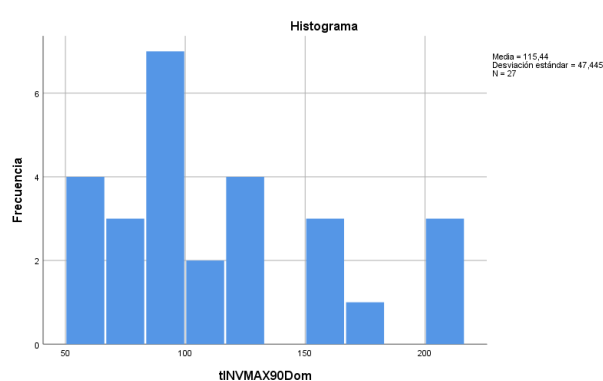


Figura 16. Diagrama barras de Fuerza Máxima de inversión a 90°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Los datos de Inversión Máxima a 120°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 17) son una media de 145,59 N y una desviación estándar de 39,588, mientras que en el miembro dominante (Figura 18) la media está en 140,70 N y la desviación estándar en 47,414, según la Tabla 11. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 3,36% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza inv max 120 ^º /sg no dominante	27	73	224	145,59	39,588
Fuerza inv max 120 ^º /sg dominante	27	75	251	140,70	47,414

Tabla 11. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de inversión de tobillo a 120°/seg

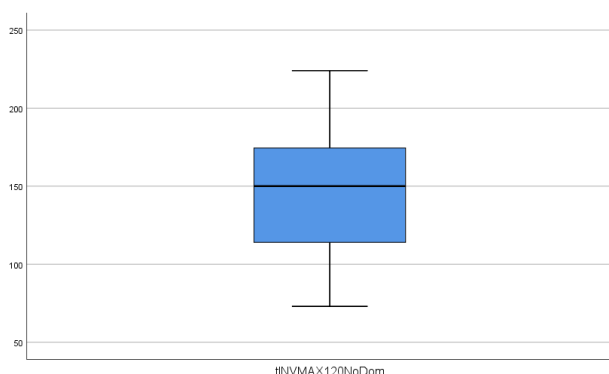


Figura 17. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de inversión a 120°/seg del lado no dominante

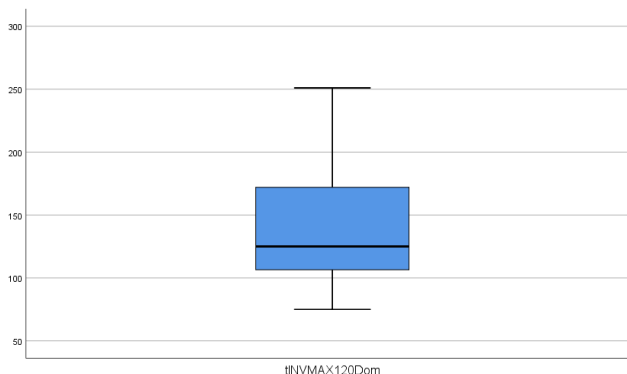


Figura 18. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de inversión a 120°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Los datos de Eversión Máxima a 30°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 19) son una media de 128,93 N y una desviación estándar de 36,190, mientras que en el miembro dominante (Figura 20) la media está en 131,48 N y la desviación estándar en 37,799, según la Tabla 12. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 1,98% a favor del lado dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ev max 30ª/sg no dominante	27	75	218	128,93	36,190
Fuerza ev max 30ª/sg dominante	27	46	204	131,48	37,799

Tabla 12. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de eversión de tobillo a 30°/seg.

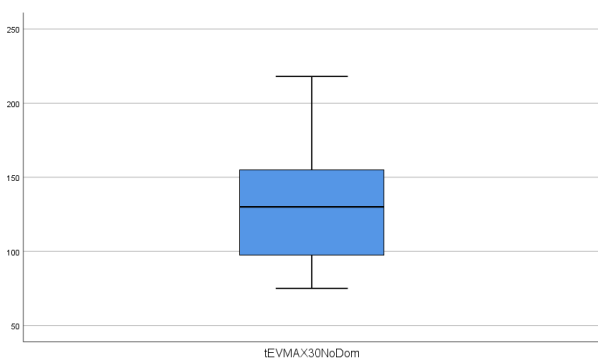


Figura 19. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de eversión a 30°/seg del lado no dominante

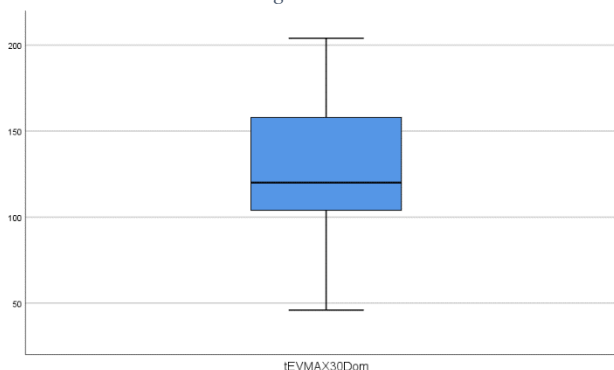


Figura 20. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de eversión a 30°/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90°/segundo

Los datos de Eversión Máxima a 90°/seg del miembro inferior no dominante (Figura 21) son una media de 106,11 N y una desviación estándar de 34,623, mientras que en el

miembro dominante (Figura 22) la media está en 108,07 N y la desviación estándar en 40,427, según la Tabla 13. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 1,85% a favor del lado dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ev max 90º/sg no dominante	27	59	178	106,11	34,623
Fuerza ev max 90º/sg dominante	27	59	191	108,07	40,427

Tabla 13. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de eversión de tobillo a 90º/seg

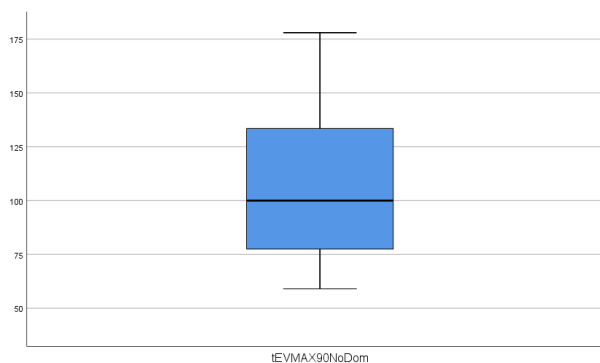


Figura 21. Diagrama cajas y bigotes de Fuerza Máxima de eversión a 90º/seg del lado no dominante

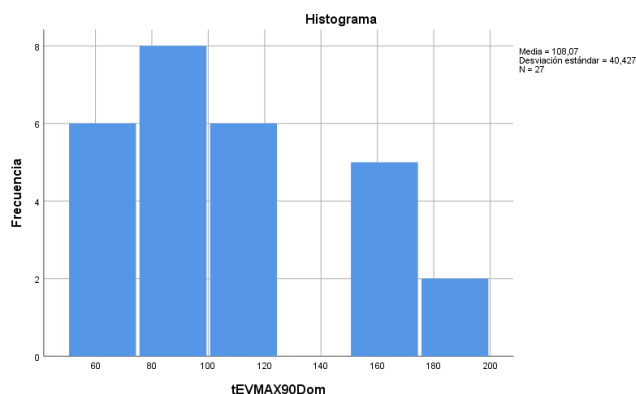


Figura 32. Diagrama de barras de Fuerza Máxima de eversión a 90º/seg del lado dominante

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120º/segundo

Los datos de Eversión Máxima a 120º/seg del miembro inferior no dominante (Figura 23) son una media de 128,07 N y una desviación estándar de 36,567, mientras que en el miembro dominante (Figura 24) la media está en 127,26 N y la desviación estándar en 40,149, según la Tabla 14. Entre el lado dominante y el no dominante existe una diferencia del 0,63% a favor del lado no dominante.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Fuerza ev max 120º/sg no dominante	27	77	204	128,07	36,567
Fuerza ev max 120º/sg dominante	27	70	221	127,26	40,149

Tabla 14. Estadísticos Descriptivos de Fuerza Máxima de eversión de tobillo a 120º/seg

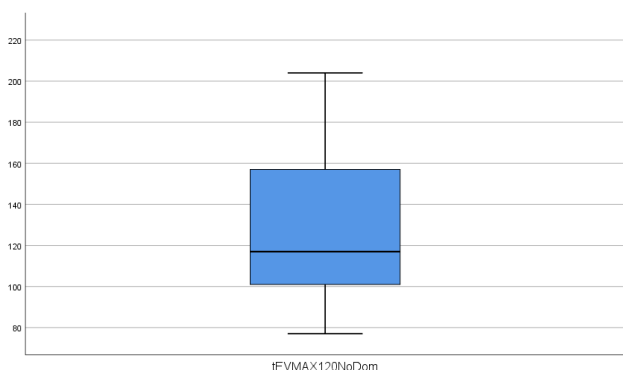


Figura 23. Diagrama de barras de Fuerza Máxima de eversión a 120°/seg del lado no dominante

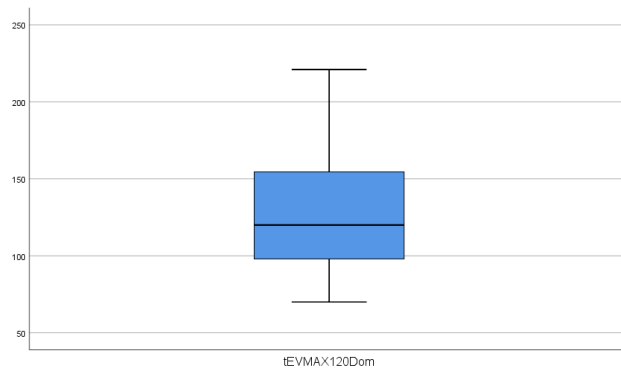


Figura 24. Diagrama de barras de Fuerza Máxima de eversión a 120°/seg del lado dominante

4.2. Estadística Inferencial

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 15). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando una variable una significancia $p < 0,05$ y otra $p > 0,05$, por lo que como solo una variable sigue una distribución normal, por lo que en este caso se realizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rFMAX30NoDom	,132	27	,200*	,932	27	,075
rFMAX30Dom	,209	27	,004	,610	27	,000

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 15. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de flexión de rodilla a 30°/seg

El valor de sig. Asintótica (bilateral) es mayor a 0,05 (Tabla 16) por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de flexión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 30°/seg.7

Estadísticos de prueba^a

	rFMAX30Dom – rFMAX30NoDom
Z	-,409 ^b
Sig. Asintótica(bilateral)	,683

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Tabla 16. Prueba de Wilcoxon para fuerza máxima de flexión de rodilla a 30°/seg

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 17). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando una variable una significancia $p < 0,05$ y otra $p > 0,05$, por lo que como solo una variable sigue una distribución normal, por lo que en este caso se realizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rFMAX120NoDom	,146	27	,143	,882	27	,005
rFMAX120Dom	,106	27	,200*	,942	27	,135

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

32. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 17. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de flexión de rodilla a 120°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 18), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de flexión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 120°/seg.

Estadísticos de prueba^a

	rFMAX120NoDo
	m –
	rFMAX120Dom
Z	-,925 ^b
Sig. Asintótica(bilateral)	,355

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Tabla 18. Prueba de Wilcoxon para fuerza máxima de flexión de rodilla a 120°/seg

Fuerza Máxima de Flexión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 19). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p < 0,05$, por lo que siguen una distribución no normal y se realizará la prueba de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rFMAX180NoDom	,142	27	,171	,922	27	,044
rFMAX180Dom	,122	27	,200*	,893	27	,009

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 19. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de flexión de rodilla a 180°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 20), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de flexión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 180°/seg.

Estadísticos de prueba^a

	rFMAX180NoDo
	m -
	rFMAX180Dom
Z	-,445 ^b
Sig. asintótica(bilateral)	,657

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Tabla 20. Prueba de Wilcoxon para fuerza máxima de flexión de rodilla a 180°/seg

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 21). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rEXTMAX30NoDom	,116	27	,200*	,981	27	,889
rEXTMAX30Dom	,166	27	,053	,932	27	,078

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 21. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de extensión de rodilla a 30°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 22), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de extensión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 30°/seg.

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	rEXTMAX30NoDom - rEXTMAX30Dom	-10,889	54,257	10,442	-32,352	10,575	-1,043	26	,307

Tabla 22. Prueba de T de Student de fuerza máxima de extensión de rodilla a 30°/seg

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 23). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rEXTMAX120NoDom	,128	27	,200*	,946	27	,170
rEXTMAX120Dom	,145	27	,151	,930	27	,069

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 23. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de extensión de rodilla a 120°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 24), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de extensión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 120°/seg.

		Prueba de muestras emparejadas							
		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior	Superior				
Par 1	rEXTMAX120NoDom - rEXTMAX120Dom	5,630	48,804	9,392	-13,677	24,936	,599	26	,554

Tabla 24. Prueba de T de Student de fuerza máxima de extensión de rodilla a 120°/seg

Fuerza Máxima de Extensión en la Articulación de la Rodilla, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 180°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 25). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
rEXTMAX180NoDom	,156	27	,089	,933	27	,081
rEXTMAX180Dom	,231	27	,001	,925	27	,051

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 25. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de extensión de rodilla a 180°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 26), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de extensión del miembro dominante y no dominante en rodilla a 180°/seg.

Prueba de muestras emparejadas

Par 1	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
				Inferior	Superior			
rEXTMAX180NoDom - rEXTMAX180Dom	,889	57,196	11,007	-21,737	23,515	,081	26	,936

Tabla 26. Prueba de T de Student de fuerza máxima de extensión de rodilla a 180°/seg

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 27). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tINVMAX30NoDom	,118	27	,200*	,965	27	,478
tINVMAX30Dom	,159	27	,076	,926	27	,056

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 27. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de inversión de tobillo a 30°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 28), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de inversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 30°/seg.

		Prueba de muestras emparejadas							
		Diferencias emparejadas							
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Par 1	tINVMAX30NoDom - tINVMAX30Dom	-1,926	36,605	7,045	-16,406	12,554	-,273	26	,787

Tabla 28. . Prueba de T de Student de fuerza máxima de inversión de tobillo a 30º/seg

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90º/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 29). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p < 0,05$, por lo que siguen una distribución no normal y se realizará la prueba de Wilcoxon.

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tINVMAX90NoDom	,131	27	,200 [*]	,914	27	,029
tINVMAX90Dom	,146	27	,145	,907	27	,020

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 29. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de inversión de tobillo a 90º/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 30), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de inversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 90º/seg.

Estadísticos de prueba^a

	tINVMAX90Dom
	-
	tINVMAX90NoDom
	om
Z	-,276 ^b
Sig. asintótica(bilateral)	,782

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos negativos.

Tabla 30. Prueba de Wilcoxon de fuerza máxima de inversión de tobillo a 90º/seg

Fuerza Máxima de Inversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 31). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tINVMAX120NoDom	,102	27	,200*	,976	27	,765
tINVMAX120Dom	,150	27	,121	,926	27	,055

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 31. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de inversión de tobillo a 120°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 32), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de inversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 120°/seg.

Prueba de muestras emparejadas

Par 1		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	tINVMAX120NoDom - tINVMAX120Dom	4,889	39,657	7,632	-10,799	20,576	,641	26	,527

Tabla 32. Prueba de T de Student de fuerza máxima de inversión de tobillo a 120°/seg

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 30°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 33). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tEVMAX30NoDom	,137	27	,200*	,954	27	,269
tEVMAX30Dom	,151	27	,118	,931	27	,071

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 33. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de eversión de tobillo a 30°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 34), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de eversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 30°/seg.

Prueba de muestras emparejadas

	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
				Inferior	Superior			
Par 1 tEVMAX30NoDom - tEVMAX30Dom	-2,556	27,278	5,250	-13,346	8,235	-,487	26	,630

Tabla 34. Prueba de T de Student de fuerza máxima de eversión de tobillo a 30°/seg

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 90°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 35). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando una variable una significancia $p < 0,05$ y otra $p > 0,05$, por lo que como solo una variable sigue una distribución normal, por lo que en este caso se realizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tEVMAX90NoDom	,126	27	,200*	,938	27	,109
tEVMAX90Dom	,222	27	,001	,873	27	,003

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

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 35. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de eversión de tobillo a 90°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 36), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de eversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 90°/seg.

Estadísticos de prueba^a

	tEVMAX90NoDo
	m –
	tEVMAX90Dom
Z	-,419 ^b
Sig. Asintótica(bilateral)	,675

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

Tabla 36. Prueba de Wilcoxon de fuerza máxima de eversión de tobillo a 90°/seg

Fuerza Máxima de Eversión en la Articulación del Tobillo, Concéntrico-Concéntrico a velocidad 120°/segundo

Para esta prueba primero comprobaremos la normalidad de las variables (Tabla 37). Como el número de sujetos es 27, siendo menor que 30, se utilizará Shapiro-Wilk para comprobar la distribución, dando ambas variables una significancia $p > 0,05$, por lo que siguen una distribución normal y se realizará la prueba de T de Student de muestras relacionadas.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
tEVMAX120NoDom	,163	27	,063	,932	27	,078
tEVMAX120Dom	,159	27	,079	,941	27	,128

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 37. Prueba de Normalidad de fuerza máxima de eversión de tobillo a 120°/seg

El valor de sig. (bilateral) es mayor que 0,05 (Tabla 38), por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza de eversión del miembro dominante y no dominante en tobillo a 120°/seg.

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior	Superior				
Par 1	tEVMAX120NoDom - tEVMAX120Dom	,815	27,068	5,209	-9,893	11,523	,156	26	,877

Tabla 38. Prueba de T de Student de fuerza máxima de eversión de tobillo a 180°/seg

5. Discusión

En este estudio se llevó a cabo la obtención de datos normativos de fuerza isocinética en hombres adolescentes que jugasen a baloncesto y su posterior comparación entre miembros dominantes y no dominantes. Este estudio es el primer paso para establecer unos valores normativos de fuerza dentro de un deporte para ayudar a la recuperación y prevención de lesiones de deportistas ya que se puede monitorizar a lo largo de la temporada a jugadores e ir comprobando sus valores de fuerza y si hay desniveles o diferencias en los niveles de fuerza y en los ratios H/Q para así establecer un programa de ejercicios para fortalecer en aquellas mediciones en las que no se sigan los valores normativos.

En cuanto a las mediciones, muchos estudios mencionados anteriormente, realizan un calentamiento previo (12,17–19,22,23) y sesiones de familiarización (14,16,18,19,22,23). En este estudio se realizó una sesión de calentamiento y de familiarización conjunta, que pudo llegar a ser insuficiente debido al escaso tiempo de calentamiento. Según algunos autores (9,34–36) un buen calentamiento cerca de la intensidad deseada mejora el rendimiento deportivo y previene lesiones. Esto es algo a tener en cuenta en futuras investigaciones ya que existe la posibilidad de encontrarnos con valores de fuerza aún más altos. Otro dato a resaltar es que algunos autores mencionados anteriormente, también realizan estiramientos previos a las mediciones, esto no debería ser así ya que según Barbosa et al. (37) los estiramientos disminuyen la fuerza y no sirven como método de protección frente a las lesiones, por lo que los valores obtenidos en el proceso de medición se encontrarán disminuidos.

Entre los datos de dominancia y no dominancia, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas ni en rodilla ni en tobillo, esto concuerda con Risberg et al. (28) donde comparan la fuerza de rodilla dominante y no dominante y Abdelmohsen et al. (30) donde en su investigación sobre la fuerza de musculatura flexora y extensora de cadera, tampoco encuentra diferencias significativas. También menciona otros estudios en su investigación donde realizan test en rodilla y tampoco encuentran diferencias.

Que no existan diferencias significativas puede ser debido a que realicen deporte por lo que están en constante entrenamiento. En baloncesto, por ejemplo, cuando entran a canasta, dependiendo del tipo de bandeja, ya sea con intención de hacer un “Euro Step”,

un aro pasado, un mate, etc.... y con la presencia o no de rivales en la zona para proteger el balón de una forma u otra, entrar de frente o por los lados a la canasta, con todo esto, el jugador realizará los pasos, el salto y la caída con la pierna dominante y la no dominante, con el orden de piernas dependiendo del tipo de jugada y de lo que esté ocurriendo en el partido, por lo que también se consigue que ambos miembros participen activamente en el juego. Además de que para realizar una bandeja se necesita de una correcta fuerza y explosividad en el miembro inferior (38,39). Esta idea la refuerza el estudio de Nagy et al. (18) donde indica que en movimiento de tobillo de inversión-eversión y flexión-extensión de las bailarinas de ballet no existen diferencias estadísticamente significativas debido al extenso entrenamiento al que son sometidas. Esto habría que comprobarlo en una población joven sedentaria ya que durante la adolescencia, en la etapa de crecimiento y maduración los adolescentes se vuelven más torpes debido a que su cuerpo está en constante desarrollo y no son capaces de adaptarse de manera adecuada (40,41), por lo que en estos casos sí sería posible la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre el lado dominante y el no dominante, pero habría que investigarlo.

En cuanto a los datos de normalidad obtenidos, no se pueden comparar con otros estudios ya que no existen investigaciones de adolescentes hombres que jueguen baloncesto pero sí que hay estudios similares en otros deportes y con diferentes rangos de edad, en el de Risberg et al. (28) se realiza el estudio en jugadoras de fútbol y balonmano con un rango de edad superior al que se realiza el estudio y únicamente a 60°/seg. Comparando sus datos con los de este estudio a 120°/seg, recordando que a mayor velocidad, menor fuerza se realiza, se puede ver una clara diferencia en los niveles de fuerza a favor de los jugadores de baloncesto, esto puede ser debido a la diferencia en el género, pero debería ser contrarrestado por la edad, ya que la media de edad de este estudio se sitúa sobre los 15 y la de Risberg et al. (28) sobre los 20, por lo que esto debería ser un punto para investigar. McKay et al (26). realizan un estudio a toda la población sin indicar si son deportistas o no y con varios rangos de edad, pero de manera isométrica. En su estudio ellos realizan la prueba en los flexores y extensores de tobillo, en cambio en este estudio se realiza en los inversores y eversores y como en el de Nagy et al. (18). Esto último reside en la especificidad del deporte ya que en el baloncesto el tobillo es la articulación que más se lesiona (2), especialmente en los esguinces (7-9). Por lo que sería interesante

que en función de cada deporte se realizasen unas pruebas de dinamometría específicas para las articulaciones que más se lesionan.

A pesar de que estos test hayan sido realizados con un dinamómetro isocinético, muchas personas y clubes del ámbito deportivo no se lo pueden permitir como menciona Drăgoi (24) por lo que un dinamómetro portátil puede servir para llevar a cabo estas mediciones aunque no sean tan precisas y para tener un control de los pacientes, pero antes habría que compararlo con otras herramientas para establecer su fiabilidad.

Este estudio cuenta con varias limitaciones, siendo una de ellas el número de su muestra que es pequeño y que podría ser más amplio, también se podría haber investigado el ratio H/Q agonista-antagonista para conocer su estado y relación. Otra limitación es el escaso tiempo de calentamiento que podría ser más amplio y separarse de la familiarización. Por último y la más importante es la dependencia del dinamómetro isocinético ya que es una herramienta bastante útil y precisa, pero a la vez bastante cara.

6. Conclusión

Atendiendo al objetivo de obtener datos de normalidad de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 120°/segundo y 180° con test isocinético en la articulación de la rodilla.

- Se informa de que se han podido establecer los valores de normalidad de fuerza máxima de flexión en la articulación de la rodilla a distintas velocidades.

Atendiendo al objetivo de obtener datos de normalidad de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 120°/segundo y 180° con test isocinético en la articulación de la rodilla.

- Se informa de que se han podido establecer los valores de normalidad de fuerza máxima de extensión en la articulación de la rodilla a distintas velocidades.

Atendiendo al objetivo de obtener datos de normalidad de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 90°/segundo y 120° con test isocinético en la articulación del tobillo.

- Se informa de que se han podido establecer los valores de normalidad de fuerza máxima de inversión en la articulación del tobillo a distintas velocidades.

Atendiendo al objetivo de obtener datos de normalidad de fuerza máxima de eversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 90°/segundo y 120° con test isocinético en la articulación del tobillo.

- Se informa de que se han podido establecer los valores de normalidad de fuerza máxima de eversión en la articulación del tobillo a distintas velocidades.

Respecto al objetivo de valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de flexión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 120°/segundo y 180° con test isocinético en la articulación de la rodilla.

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el miembro dominante y no dominante en la articulación de la rodilla a distintas velocidades.

Respecto al objetivo de valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de extensión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 120°/segundo y 180° con test isocinético en la articulación de la rodilla.

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el miembro dominante y no dominante en la articulación de la rodilla a distintas velocidades

Respecto al objetivo de valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 90°/segundo y 120° con test isocinético en la articulación del tobillo.

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el miembro dominante y no dominante en la articulación del tobillo a distintas velocidades.

Respecto al objetivo de valorar las diferencias en la dominancia de fuerza máxima de inversión concéntrico-concéntrico a velocidad 30°/segundo, 90°/segundo y 120° con test isocinético en la articulación del tobillo.

- Se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el miembro dominante y no dominante en la articulación del tobillo a distintas velocidades.

A modo de conclusión, indicar que el establecimiento de estos datos de normalidad en jugadores adolescentes masculinos son el primer paso para conseguir valorar adecuadamente a jugadores a lo largo de la temporada, ayudar en los planes de entrenamiento y en la recuperación y prevención de lesiones. También cabe mencionar que en un futuro sería conveniente realizar estudios con una mayor muestra, con varios rangos de edad y con ambos sexos.

7. Bibliografía

1. Stojanović E, Stojiljković N, Scanlan AT, Dalbo VJ, Berkelmans DM, Milanović Z. The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Med Auckl NZ*. 2018;48(1):111-35.
2. Andreoli CV, Chiamonti BC, Biruel E, Pochini A de C, Ejnisman B, Cohen M. Epidemiology of sports injuries in basketball: integrative systematic review. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2018;4(1).
3. Allen AN, Wasserman EB, Williams RM, Simon JE, Dompier TP, Kerr ZY, et al. Epidemiology of Secondary School Boys' and Girls' Basketball Injuries: National Athletic Treatment, Injury and Outcomes Network. *J Athl Train*. 2019;54(11):1179-86.
4. Fink J, Schoenfeld BJ, Nakazato K. The role of hormones in muscle hypertrophy. *Phys Sportsmed*. 2018;46(1):129-34.
5. Herzberg SD, Motu'apuaka ML, Lambert W, Fu R, Brady J, Guise JM. The Effect of Menstrual Cycle and Contraceptives on ACL Injuries and Laxity: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med*. 2017;5(7):2325967117718781.
6. 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*. 2020;30(12):2466-76.
7. Panagiotakis E, Mok KM, Fong DTP, Bull AMJ. Biomechanical analysis of ankle ligamentous sprain injury cases from televised basketball games: Understanding when, how and why ligament failure occurs. *J Sci Med Sport*. 2017;20(12):1057-61.
8. Ardakani MK, Wikstrom EA, Minoonejad H, Rajabi R, Sharifnezhad A. Hop-Stabilization Training and Landing Biomechanics in Athletes With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *J Athl Train*. 2019;54(12):1296-303.
9. Padua E, D'Amico AG, Alashram A, Campoli F, Romagnoli C, Lombardo M, et al. Effectiveness of Warm-Up Routine on the Ankle Injuries Prevention in Young Female Basketball Players: A Randomized Controlled Trial. *Med Kaunas Lith*. 2019;55(10).
10. Leppänen M, Parkkari J, Vasankari T, Äyrämö S, Kulmala JP, Krosshaug T, et al. Change of Direction Biomechanics in a 180-Degree Pivot Turn and the Risk for Noncontact Knee Injuries in Youth Basketball and Floorball Players. *Am J Sports Med*. 2021;49(10):2651-8.
11. Brazil A, Needham L, Palmer JL, Bezodis IN. A comprehensive biomechanical analysis of the barbell hip thrust. *PLoS ONE*. 2021;16(3).
12. Kambič T, Lainščak M, Hadžić V. Reproducibility of isokinetic knee testing using the novel isokinetic SMM iMoment dynamometer. Li Y, editor. *PLOS ONE*. 2020;15(8)

13. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-Analysis. *Open Med.* 2017;12:359-75.
14. Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, Collado-Mateo D, Villafaina S, Adsuar JC. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE.* 2019;14(12).
15. Zapparoli FY, Riberto M. Isokinetic Evaluation of the Hip Flexor and Extensor Muscles: A Systematic Review. *J Sport Rehabil.* 2017;26(6):556-66.
16. Coban O, Yildirim NU, Yasa ME, Akinoglu B, Kocahan T. Determining the number of repetitions to establish isokinetic knee evaluation protocols specific to angular velocities of 60°/second and 180°/second. *J Bodyw Mov Ther.* 2021;25:255-60.
17. Pua YH, Ho JY, Chan SAS, Khoo SJ, Chong HC. Associations of isokinetic and isotonic knee strength with knee function and activity level after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective cohort study. *The Knee.* 2017;24(5):1067-74.
18. Nagy P, Brogden C, Greig M. Isokinetic ankle eversion and inversion strength profiling of female ballet dancers. *J Sports Sci.* 2021;39(1):1-9.
19. Gonosova Z, Linduska P, Bizovska L, Svoboda Z. Reliability of Ankle–Foot Complex Isokinetic Strength Assessment Using the Isomed 2000 Dynamometer. *Medicina (Mex).* 2018;54(3):43.
20. Picerno P. Good Practice Rules for the Assessment of the Force-Velocity Relationship in Isoinertial Resistance Exercises. *Asian J Sports Med.* 2017;8(3).
21. Lou N, Diao Y, Chen Q, Ning Y, Li G, Liang S, et al. A Portable Wearable Inertial System for Rehabilitation Monitoring and Evaluation of Patients With Total Knee Replacement. *Front Neurobotics.* 2022;16:836184.
22. Vargas VZ, Motta C, Peres B, Vancini RL, Andre Barbosa De Lira C, Andrade MS. Knee isokinetic muscle strength and balance ratio in female soccer players of different age groups: a cross-sectional study. *Phys Sportsmed.* 2020;48(1):105-9.
23. Vidmar MF, Baroni BM, Michelin AF, Mezzomo M, Lugokenski R, Pimentel GL, et al. Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther.* 2020;24(5):424-32.
24. Drăgoi II, Popescu FG, Petrița T, Tatu RF, Bondor CI, Tatu C, et al. A Custom-Made Lower Limb Dynamometer for Assessing Ankle Joint Torque in Humans: Calibration and Measurement Procedures. *Sensors.* 2021;22(1):135.
25. Bahadori S, Wainwright TW. Lower Limb Biomechanical Analysis of Healthy Participants. *J Vis Exp JoVE.* 2020;(158).

26. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology*. 2017;88(1):36-43.
27. Benfica P do A, Aguiar LT, Brito SAF de, Bernardino LHN, Teixeira-Salmela LF, Faria CDC de M. Reference values for muscle strength: a systematic review with a descriptive meta-analysis. *Braz J Phys Ther*. 2018;22(5):355-69.
28. Risberg MA, Steffen K, Nilstad A, Myklebust G, Kristianslund E, Moltubakk MM, et al. Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *J Strength Cond Res*. 2018;32(8):2314-23.
29. DeLang MD, Salamh PA, Farooq A, Tabben M, Whiteley R, van Dyk N, et al. The dominant leg is more likely to get injured in soccer players: systematic review and meta-analysis. *Biol Sport*. 2021;38(3):397-435.
30. Abdelmohsen AM. Leg Dominance Effect on Isokinetic Muscle Strength of Hip Joint. *J Chiropr Med*. 2019;18(1):27-32.
31. Arevalo JA, Lynn SK, Bagley JR, Brown LE, Costa PB, Galpin AJ. Lower-Limb Dominance, Performance, and Fiber Type in Resistance-trained Men. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(5):1054-60.
32. 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.
33. Anumula SK, Beku C, Murthy YSN. Measurement of Reliability in Grip Strength. *Indian J Physiother Occup Ther- Int J*. 2014;8(2):115-9.
34. Zmijewski P, Lipinska P, Czajkowska A, Mróz A, Kapuściński P, Mazurek K. Acute Effects of a Static Vs. a Dynamic Stretching Warm-up on Repeated-Sprint Performance in Female Handball Players. *J Hum Kinet*. 2020;72:161-72.
35. Zhai SS, Wen DT, Liu TY, Hou WQ. A warm-up performed with proper-weight sandbags on the leg improves the speed and RPE performance of 100 m sprint in collegiate male sprinters. *J Sports Med Phys Fitness*. 2021;61(1):10-7.
36. Pinfold SC, Harnett MC, Cochrane DJ. The acute effect of lower-limb warm-up on muscle performance. *Res Sports Med Print*. 2018;26(4):490-9.
37. Barbosa GM, Trajano GS, Dantas GAF, Silva BR, Vieira WHB. Chronic Effects of Static and Dynamic Stretching on Hamstrings Eccentric Strength and Functional Performance: A Randomized Controlled Trial. *J Strength Cond Res*. 2020;34(7):2031-9.
38. Candra O. Contribution of Leg Muscle Explosive Power and Flexibility on Lay-Up Shoot in Basketball. *En Atlantis Press*; 2018
39. Chakraborty S, Mondal DP. Biomechanical factors contributing to effective layup shot in basketball: A review study. *Int J Phys Educ Sports Health*. 2019;6(3):86-9.

40. McQuilliam SJ, Clark DR, Erskine RM, Brownlee TE. Free-Weight Resistance Training in Youth Athletes: A Narrative Review. *Sports Med Auckl NZ.* de 2020;50(9):1567-80.
41. Newell KM, Wade MG. Chapter Seven - Physical Growth, Body Scale, and Perceptual-Motor Development. En: Plumert JM, editor. *Advances in Child Development and Behavior.* JAI; 2018. p. 205-43. (Studying the Perception-Action System as a Model System for Understanding Development; vol. 55).

8. Anexos

ANEXO 1

Cálculo muestral de todas las variables

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

05/06/2022 19:32:03 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 94 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 19.7 unidades. Se asume una desviación estándar de 62.805. 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

05/06/2022 19:36:17 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 60 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 17.53 unidades. Se asume una desviación estándar de 44.475. 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

05/06/2022 19:37:23 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 72 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 18.789 unidades. Se asume una desviación estándar de 52.291. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO
Version 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

05/06/2022 19:44:31 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 38 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 36.156 unidades. Se asume una desviación estándar de 73.189. 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

05/06/2022 19:45:35 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 62 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 26.704 unidades. Se asume una desviación estándar de 68.945. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO

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

05/06/2022 19:54:16 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 65 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 25.77 unidades. Se asume una desviación estándar de 68.136. 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

05/06/2022 19:54:59 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 97 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 12.796 unidades. Se asume una desviación estándar de 41.469. 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

05/06/2022 19:55:54 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

05/06/2022 19:57:00 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 105 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 14.07 unidades. Se asume una desviación estándar de 47.414. 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

05/06/2022 19:57:35 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 77 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 13.148 unidades. Se asume una desviación estándar de 37.799. 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

05/06/2022 19:58:18 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 130 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 10.807 unidades. Se asume una desviación estándar de 40.427. 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

05/06/2022 19:58:57 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%.

ANEXO 2

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 informativa 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: Andrés Paramio Santamaría

Centros: 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: 91 893 37 69

Datos de la investigación

“Datos normativos de fuerza isocinética de rodilla y tobillo en jugadores de baloncesto adolescentes”.

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

Se realizará la medición de la fuerza máxima en las articulaciones rodilla y tobillo a través de test isocinéticos con el dinamómetro PRIMUS RS para establecer valores de normalidad del cuerpo humano. Los test realizados serán especificados en el apartado “Procedimiento del Estudio”.

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:

- Hombres.
- Edad comprendida entre los 12 y los 19 años.
- Sujetos Sanos.

Criterios de Exclusión:

- Alteración a nivel muscular o esquelético en MMII.
- Cualquier afectación sistémica.
- Cualquier afectación mental.
- Haber sido intervenido quirúrgicamente en el último año.
- Dolor inespecífico durante el último mes.
- Miedo a alguna de las mediciones.
- Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición

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, agrupándolos por dominancia

Para ello, en primer lugar, se le van a tomar las siguientes medidas:

Nombre y Apellidos

Fecha de Nacimiento.

Dominancia

Las pruebas cinéticas, 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.

Las pruebas cinéticas consistirán en movimientos de:

Flexión/Extensión en la articulación de la rodilla a distintas velocidades y repeticiones:

- 30°/segundo x 3 repeticiones.
- 120°/segundo x 5 repeticiones
- 180°/segundo x 10 repeticiones.

Inversión/Eversión en articulación del tobillo a distintas velocidades y repeticiones:

- 30°/segundo x 3 repeticiones.
- 90°/segundo x 5 repeticiones
- 120°/Segundo x 10 repeticiones.

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 habitual a la ejecución de un movimiento del paciente similares a las que puede 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 estos datos 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.

ANEXO 3

**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
PADRES/TUTORES**

Datos del estudio para el que se otorga el consentimiento:

Nombre y Apellidos: Andrés Paramio Santamaría

Centros: 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: 91 893 37 69

Datos de la investigación

“Datos normativos de fuerza isocinética de rodilla y tobillo en jugadores de baloncesto adolescentes”.

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 _____

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

ANEXO 4. Hoja informativa para el menor

TÍTULO DEL ESTUDIO: “Datos normativos de fuerza isocinética de rodilla y tobillo en jugadores de baloncesto adolescentes”.

INVESTIGADOR PRINCIPAL:
(Teléfono de contacto).....

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 (se realizará una breve explicación en lenguaje comprensible para el menor dependiendo de la prueba seleccionada):

.....

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. Podemos cantary hablar de muchas cosas interesantes y divertidas mientras lo hacemos.

Déjanos tu autógrafo,

En Ciempozuelos, a día..... de..... de 20.....

ANEXO 5

Cuestionario de Recogida de Datos

ID Paciente	
Nombre	
Apellidos	
Edad y Fecha de Nacimiento	
Teléfono de Contacto	
Anamnesis	
Valoración	
Observaciones	

ANEXO 6. Aprobación CEIC



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