

Raúl
Coto
Martín

**Análisis biomecánico de la fuerza de rodilla en jugadores de baloncesto:
comparación en función del sexo y su relación con lesiones de ligamento
cruzado anterior**



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA



Escuela Internacional de Doctorado

Programa de Doctorado en Salud, Bienestar y Bioética

**Análisis biomecánico de la fuerza de
rodilla en jugadores de baloncesto:
comparación en función del sexo y su
relación con lesiones de ligamento
cruzado anterior**

Autor: Raúl Coto Martín

Director: Juan Manuel Arribas Marín

Codirectora: María Jesús Martínez Beltrán

Codirector: Néstor Pérez Mallada

MADRID | Enero 2026



A mi familia

Agradecimientos

En este momento de conclusión de esta tesis, deseo dedicar unas palabras para expresar mi más sincero agradecimiento a todas aquellas personas que han contribuido, de manera directa o indirecta, a la realización de este trabajo. Cada uno de ustedes ha tenido un papel esencial a lo largo de esta travesía, y es con gran respeto y aprecio que hago mis agradecimientos.

A Juan Manuel Arribas Marín, mi director, por guiarme y acompañarme a lo largo de todo el proceso.

A María Jesús Martínez Beltrán, por su inmensa paciencia y por estar siempre dispuesta a ayudar.

A Néstor Pérez Mallada, por transmitirme su pasión por la fisioterapia y la biomecánica, y por ser mi referente como profesional.

A Elisa Benito Martínez, por ser la primera en darme la oportunidad de dedicarme a la docencia.

A Julio de la Torre Montero, por creer en mí y darme la oportunidad de disfrutar de una beca predoctoral.

A Lucía Cuéllar Marín, por su infinita positividad y por su esfuerzo para lograr mis primeras publicaciones científicas.

A Adela, Carlos y Ricardo, por ser grandes profesores y por todo lo que me han enseñado.

A mis estudiantes de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios, porque dais sentido a todo el esfuerzo que ponemos en nuestro trabajo.

A Sonia y Ana, por su ayuda en la búsqueda de libros, artículos y recursos necesarios para la realización de esta tesis.

A mis padres, Esther y Emilio, por todo lo que sacrificaron por sus hijos y, sobre todo, por enseñarme lo que es el amor incondicional.

A mis hermanos, Gonzalo y Daniel, por ser referentes y ejemplo a seguir.

A mi mujer, Inma, por su apoyo constante en todas mis decisiones vitales y por hacerme mejor persona. Eres mi camino al cielo.

Y a mi hija, Olivia, por iluminarnos la vida y por ayudarme a dar el último empujón con tus desvelos nocturnos. Perdón por el tiempo que te he robado.

Resumen

Introducción

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las lesiones de rodilla más comunes y graves que se producen en el ámbito deportivo. Existe una mayor incidencia en deportes en los que se producen continuos cambios de dirección, como es el baloncesto. Además, ocurre de 3 a 6 veces con mayor frecuencia en el deporte femenino. Factores biomecánicos como déficits en la fuerza muscular de flexión de rodilla o la ratio de fuerza isquiotibiales/cuádriceps (H/Q) pueden aumentar el riesgo de padecer dicha lesión. A pesar de los numerosos estudios sobre los factores de riesgo, la lesión del LCA aumenta su prevalencia un 1,3% anualmente. Por ello, en el presente estudio se pretende evaluar un perfil de fuerza de rodilla exhaustivo y comparar las diferencias entre jugadores de baloncesto femenino y masculinos, con el fin de establecer un protocolo de medición que sea capaz de predecir estas lesiones antes de que se produzcan.

Metodología

Se realiza un estudio cuantitativo observacional transversal de carácter descriptivo y comparativo, en el que se analizan diferencias entre sexos en 52 jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior, 23 femeninos y 29 masculinos, del perfil de fuerza concéntrica isocinética e isométrica de flexores y extensores de rodilla (isquiotibiales y cuádriceps), así como ratios de fuerza relacionado con la predicción de lesiones de ligamento cruzado anterior.

Resultados

Se encontraron diferencias significativas entre sexos ($p \leq 0,05$) en el 91% de las variables de fuerza flexora, en el 56% de las variables de fuerza extensora y en el 65% de las ratios H/Q evaluadas, siendo las deportistas femeninas las que presentaron valores inferiores en todos los casos respecto a los deportistas masculinos.

Conclusiones

Las jugadoras de baloncesto de las categorías cadete y junior presentan unos perfiles de fuerza inferiores que los de los jugadores masculinos, lo que podría explicar la mayor incidencia en lesiones de LCA.

Palabras clave

Ligamento cruzado anterior, isquiotibiales, cuádriceps ratio H/Q, fuerza muscular, prevención de lesiones, baloncesto.

Abstract

Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most common and severe knee injuries in sports. It has a higher incidence in sports such as basketball, where frequent changes of direction occur. Moreover, ACL injuries happen three to six times more frequently in female athletes compared to their male counterparts. Biomechanical factors such as deficits in knee flexor strength or the hamstring/quadriceps (H/Q) strength ratio can increase the risk of this injury. Despite the numerous studies on risk factors, the prevalence of ACL injuries continues to rise by approximately 1.3% annually. Therefore, the present study aims to conduct a comprehensive assessment of knee strength profiles and compare the differences between male and female basketball players, with the goal of establishing a testing protocol capable of predicting these injuries before they occur.

Methodology

A cross-sectional observational quantitative study with a descriptive and comparative design was conducted. Differences between sexes were analyzed in 52 basketball players at the cadet and junior levels, 23 females and 29 males, focusing on the isokinetic concentric and isometric strength profiles of the knee flexor and extensor muscles (hamstrings and quadriceps), as well as strength ratios related to the prediction of anterior cruciate ligament injuries.

Results

Significant differences between sexes ($p \leq 0.05$) were found in 91% of the flexor strength variables, 56% of the extensor strength variables, and 65% of the H/Q ratios analyzed, with female athletes showing lower values than male athletes in all cases.

Conclusions

Female basketball players in the cadet and junior categories present lower strength profiles than their male counterparts, which could partly explain the higher incidence of ACL injuries in this population.

Keywords

Anterior cruciate ligament, hamstrings, quadriceps, H/Q ratio, muscular strength, injury prevention, basketball.

Producción científica y académica resultante de esta tesis

Artículos científicos publicados

- **Coto Martín R**, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Ríos Arroyo I, Cuéllar Marín L. Influence of knee angle on hamstring/quadriceps strength ratio in male soccer players. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(6):3040. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/app15063040>
- **Coto Martín R**, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Cuéllar Marín L, Borrás Luján PJ, Otín Arroyo O, et al. Differences in strength, muscle work, and hamstring/quadriceps ratio in professional and junior elite basketball players according to sex. *J Funct Morphol Kinesiol* [Internet]. 2025;10(2):204. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/jfmk10020204>
- **Coto Martín R**, Martínez Beltrán MJ, Pérez Mallada N, Cuéllar Marín L, Otín Arroyo O, Borrás Luján PJ, et al. Dynamometer resistance pad position influences knee strength and hamstring/quadriceps ratio in professional basketball players: Retrospective observational study. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(7):4000. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/app15074000>

Estas publicaciones están disponibles en los **Anexos VI, VII y VIII** de la presente tesis.

Pósteres en eventos científicos nacionales e internacionales

- **Coto Martín R**, Pérez-Mallada N, Martínez-Beltrán MJ, Cuéllar-Marín L, Benito-Martínez E, Rodríguez García S. Influencia del ciclo menstrual en el equilibrio postural en las mujeres deportistas” II Congreso Internacional de Nutrición Aplicada a la Mujer Deportista RED NAMUD. 27 y 28 de noviembre de 2025, Universidad Pontificia Comillas, Campus de Cantoblanco, Madrid, España.

Comunicaciones orales en eventos científicos nacionales e internacionales

- **Coto Martín R.** Valoración dinamométrica con dispositivo Easytech y su relación con la lesión del ligamento cruzado anterior. XI Jornada Internacional de Fisioterapia Deportiva. Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios. 25 de marzo de 2025, Universidad Pontificia Comillas, Madrid, España.
- **Coto Martín R,** Arribas Marín JM, Martínez-Beltrán MJ, Pérez-Mallada N, Cuéllar-Marín L. Diferencias en la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) entre jugadores de baloncesto según el sexo. XX Congreso Internacional de la Sociedad Española de Medicina del Deporte. 27 al 29 de noviembre de 2025, Colegio de Médicos de Vizcaya, Bilbao, España,

Contenido

Agradecimientos	i
Resumen	iii
Abstract	v
Producción científica y académica resultante de esta tesis	vii
Índice de tablas	xii
Índice de figuras	xviii
Índice de gráficos	xx
Tabla de abreviaturas	xxix
Capítulo 1	2
1.1. Estado de la cuestión	2
1.1.1. Antecedentes y estado actual del tema	2
1.1.1.1. Rodilla	2
1.1.1.1.1. Anatomía de la rodilla	2
1.1.1.1.2. Fisiología articular de la rodilla	7
1.1.1.1.3. Epidemiología de lesiones de rodilla en el deporte	10
1.1.1.2. Ligamento cruzado anterior	11
1.1.1.2.1. Anatomía del LCA	11
1.1.1.2.2. Fisiología articular del LCA	13
1.1.1.2.3. Clasificación y mecanismo lesional LCA (Fisiopatología)	14
1.1.1.2.4. Epidemiología lesiones LCA	17
1.1.1.2.5. Factores de riesgo lesión LCA	22
1.1.1.2.6. Factores de riesgo para recaída de una lesión de LCA	38
1.1.1.2.7. Factores de riesgo para lesión LCA contralateral	39
1.1.1.2.8. Complicaciones asociadas de la lesión de LCA	40
1.1.1.2.9. Prevención de lesiones de LCA	42
1.1.1.2.10. Tratamiento y tiempo de recuperación tras una lesión de LCA	44
1.1.1.3 Dinamometría	48
1.1.1.3.1. Evaluación de la fuerza muscular	48
1.1.1.3.2. Ratios de fuerza isquiotibiales/cuádriceps	49
1.1.1.3.3. Momento de fuerza o torque	50
1.1.1.3.4. Protocolo de medición para la evaluación de fuerza de rodilla	51
1.2. Justificación	52
Capítulo 2	55
2.1. Objetivos	55

2.1.1. <i>Objetivo principal</i>	55
2.1.2. <i>Objetivos secundarios</i>	55
2.2. <i>Hipótesis</i>	58
2.2.1. <i>Hipótesis principal</i>	58
2.2.2. <i>Hipótesis secundarias</i>	58
Capítulo 3	62
3.1. <i>Metodología</i>	62
3.1.1. <i>Diseño</i>	62
3.1.2. <i>Sujetos de estudio</i>	62
3.1.2.1. <i>Criterios de selección</i>	62
3.1.2.2. <i>Muestreo</i>	63
3.1.2.3. <i>Cálculo del tamaño muestral</i>	63
3.1.3. <i>Variables</i>	64
3.1.4. <i>Procedimiento de recogida de datos</i>	70
3.1.5. <i>Recogida y análisis de datos</i>	74
3.1.6. <i>Equipo investigador</i>	81
3.1.7. <i>Lugar de realización del proyecto de investigación</i>	82
3.1.8. <i>Cronograma</i>	82
3.1.9. <i>Aspectos éticos</i>	82
Capítulo 4	85
4.1. <i>Resultados</i>	85
4.1.1. <i>Análisis descriptivo de las variables independientes en función del sexo</i> 85	
4.1.2. <i>Análisis inferencial de las variables independientes en función del sexo</i> 91	
4.1.3. <i>Análisis descriptivo e inferencial de las variables dependientes en función del sexo</i>	92
4.1.3.1. <i>Ángulo de producción fuerza máxima en pruebas isocinéticas</i>	92
4.1.3.2. <i>Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales</i>	96
4.1.3.3. <i>Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales con relación al peso corporal</i>	103
4.1.3.4. <i>Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales con relación al índice de masa corporal</i>	110
4.1.3.5. <i>Fuerza extensora isocinética de cuádriceps</i>	117
4.1.3.6. <i>Fuerza extensora isocinética de cuádriceps con relación al peso corporal</i>	123
4.1.3.7. <i>Fuerza extensora isocinética de cuádriceps con relación al índice de masa corporal</i>	129

4.1.3.8. Ratios H/Q de fuerza isocinética	136
4.1.3.9. Ratios H/Q de fuerza isocinética de protección de lesión de LCA ..	142
4.1.3.10. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales.....	147
4.1.3.11. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales con relación al peso corporal.....	150
4.1.3.12. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales con relación al índice de masa corporal.....	152
4.1.3.13. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps.....	155
4.1.3.14. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps con relación al peso corporal.....	157
4.1.3.15. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps con relación al índice de masa corporal.....	159
4.1.3.16. Ratios H/Q de fuerza isométrica	162
4.1.3.17. Tasa de desarrollo de fuerza (RFD)	164
4.1.3.18. Tasa de desarrollo de fuerza (RFD) con relación al peso y al índice de masa corporal	166
Capítulo 5	172
5.1. Discusión	172
5.1.1. Fortalezas del estudio	186
5.1.2. Limitaciones de estudio.....	186
5.1.3. Futuras líneas de investigación	187
Capítulo 6	189
6.1. Conclusiones.....	189
Capítulo 7	192
7.1. Bibliografía	192
Anexo I. Cálculo muestral mediante calculadora Granmo.....	205
Anexo II. Aprobación Comité Ético de Investigación Clínica	206
Anexo III. Documento de información al paciente.....	208
Anexo IV. Consentimiento informado.....	211
Anexo V. Hoja de revocación	213
Anexo VI. Publicación 1	214
Anexo VII. Publicación 2	224
Anexo VIII. Publicación 3.....	237

Índice de tablas

Tabla 1. Musculatura implicada en la articulación de la rodilla.	9
Tabla 2. Clasificación de lesiones LCA según mecanismo lesional.	14
Tabla 3. Incidencia lesional de LCA según tipo de deporte.	18
Tabla 4. Incidencia de lesión de LCA según rango de edad.	21
Tabla 5. Factores de riesgo para el desarrollo de LCA.	22
Tabla 6. Criterios de selección para participar en el estudio.	63
Tabla 7. Variables independientes de estudio.	65
Tabla 8. Variables dependientes de fuerza isocinética medidas en el estudio en las diferentes velocidades (v).	66
Tabla 9. Variables dependientes de fuerza isométrica medidas en el estudio.	68
Tabla 10. Orden de mediciones y número de repeticiones de cada una de ellas.	71
Tabla 11. Protocolo de medición isocinético utilizado en el estudio.	74
Tabla 12. Cronograma del proyecto.	82
Tabla 13. Comparación de la edad, el peso, la altura y el índice de masa corporal (IMC) entre los grupos de estudio.	92
Tabla 14. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los músculos isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), en prueba isocinética a $40^{\circ}/s$, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).	93
Tabla 15. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los músculos isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), en prueba isocinética a $120^{\circ}/s$, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).	94
Tabla 16. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los músculos isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), en prueba isocinética a $180^{\circ}/s$, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).	95

Tabla 17. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etlica a 40\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	97
Tabla 18. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etlica a 120\textsuperscript\circ/s en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	99
Tabla 19. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etlica a 180\textsuperscript\circ/s en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	101
Tabla 20. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etlica a 40\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	104
Tabla 21. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etlica a 120\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	106
Tabla 22. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etlica a 180\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	108
Tabla 23. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \ndice de masa corporal (IMC) en prueba isocin\etlica a 40\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	111
Tabla 24. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \ndice de masa corporal (IMC) en prueba isocin\etlica a 120\textsuperscript\circ/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	113

Tabla 25. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00cdndice de masa corporal (IMC) en prueba isocin\etica a 180\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	115
Tabla 26. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 40\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	117
Tabla 27. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 120\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	119
Tabla 28. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 180\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	121
Tabla 29. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etica a 40\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	123
Tabla 30. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etica a 120\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	125
Tabla 31. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etica a 180\textsuperscript{\textcircled{r}}/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	127
Tabla 32. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al	

índice de masa corporal en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 130

Tabla 33. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00edndice de masa corporal en prueba isocin\etica a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3)..... 132

Tabla 34. Comparaci3n de la de fuerza m\axima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00edndice de masa corporal en prueba isocin\etica a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3)..... 134

Tabla 35. Comparaci3n de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 136

Tabla 36. Comparaci3n de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 138

Tabla 37. Comparaci3n de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 140

Tabla 38. Comparaci3n de las ratios H/Q de protecci3n de ligamento cruzado anterior en distintos \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 142

Tabla 39. Comparaci3n de las ratios H/Q de protecci3n de ligamento cruzado anterior en distintos \angulos de flexi3n de rodilla (θ) en prueba isocin\etica a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 144

Tabla 40. Comparación de las ratios H/Q de protección de ligamento cruzado anterior en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	146
Tabla 41. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	148
Tabla 42. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	150
Tabla 43. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	153
Tabla 44. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).	155
Tabla 45. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	157
Tabla 46. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).....	160
Tabla 47. Comparación de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en ambas	

piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 162

Tabla 48. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 164

Tabla 49. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 166

Tabla 50. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3). 168

Tabla 51. Resumen de los resultados de estudio. 170

Índice de figuras

Figura 1. Visión superolateral (A) y sección sagital paramediana (B) de la membrana sinovial y de las bolsas sinoviales de la articulación de la rodilla.	3
Figura 2. Visión anterior (A) y posterior (B) de la membrana fibrosa de la rodilla.	4
Figura 3. Visión anterior de la articulación de la rodilla.	5
Figura 4. Visión posterior articulación de la rodilla.	5
Figura 5. Musculatura cara posterior del muslo.	6
Figura 6. Musculatura cara anterior del muslo.	7
Figura 7. Localización, según ángulo de flexión de rodilla, del eje rotacional de la tibia.	8
Figura 8. Haz anteromedial (AM) y haz posterolateral (PL) del LCA.	12
Figura 9. Mecanismo lesional sin contacto del LCA.	15
Figura 10. Concentración de estrógenos en hombres y mujeres durante la pubertad.	28
Figura 11. Niveles hormonales en mujeres durante el ciclo menstrual.	28
Figura 12. Medición del valgo dinámico de rodilla. ASIS (espina iliaca anterosuperior), LFC (cóndilo femoral lateral), MFC (cóndilo femoral medial).	29
Figura 13. Contacto inicial durante un aterrizaje tras salto en una posición segura (izquierda) y en una posición provocativa de lesión de LCA (derecha).	31
Figura 14. Interacción multidireccional de los factores de riesgo para lesiones de LCA en jugadores de baloncesto.	44
Figura 15. Sistema multinivel de factores relacionados con el regreso a la práctica deportiva en la lesión de LCA.	47
Figura 16. Dispositivo dinamométrico Easytech.	70
Figura 17. Cincha de sujeción en muslo.	72
Figura 18. Agarre del dispositivo en pierna (izquierda) y brazo de palanca de 30 cm (derecha).	73
Figura 19. Posición de medición.	73
Figura 20. Ejemplo de gráfica de fuerza concéntrica isocinética de rodilla a 40°/s.	76

Figura 21. Ejemplo de gráfica de fuerza flexora isométrica de rodilla con 30° de flexión de rodilla 76

Figura 22. (A) Patrón “normal” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (B) Patrón “valle” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (C) Patrón “caída” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (D) Patrón “sacudida” de la curva isocinética de extensores de rodilla 183

Figura 23. Brazo de momento pequeño al inicio del movimiento (A). A medida que se va produciendo movimiento en la articulación dicho brazo va aumentando (B)..... 184

Índice de gráficos

Gráfico 1. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de los participantes de estudio según sexo (femenino y masculino) incluidos en el estudio.....	85
Gráfico 2. Diagrama de cajas y bigotes de la edad biológica, en años, de los participantes de estudio según sexo.	86
Gráfico 3. Diagrama de cajas y bigotes del peso corporal, en kilogramos (kg), de los participantes de estudio según sexo.	86
Gráfico 4. Diagrama de cajas y bigotes de la altura, en centímetros (cm), de los participantes de estudio según sexo.	87
Gráfico 5. Diagrama de cajas y bigotes del índice de masa corporal (IMC), en kg/m ² de los participantes de estudio según sexo.....	87
Gráfico 6. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la dominancia de los participantes de estudio según sexo.	88
Gráfico 7. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la posición de juego de los participantes de estudio según sexo.....	89
Gráfico 8. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la superficie de la pista de entreno de los participantes de estudio según sexo.....	90
Gráfico 9. Gráfico de sectores de la distribución porcentual del tipo de entrenamiento de los participantes de estudio según sexo.....	91
Gráfico 10. Diagrama de cajas y bigotes del ángulo de flexión de rodilla (θ) dónde la musculatura flexora de rodilla (isquiotibiales (H)) y extensora (cuádriceps (Q)) producen la fuerza máxima isocinética a 40°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio según sexo.....	93
Gráfico 11. Diagrama de cajas y bigotes del ángulo de flexión de rodilla (θ) dónde la musculatura flexora de rodilla [isquiotibiales (H)] y extensora [cuádriceps (Q)] producen la fuerza máxima isocinética a 120°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio según sexo.....	95
Gráfico 12. Diagrama de cajas y bigotes del ángulo de flexión de rodilla (θ) dónde la musculatura flexora de rodilla (isquiotibiales (H)) y extensora (cuádriceps (Q)) producen la fuerza máxima isocinética a 180°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio según sexo.....	96

Gráfico 13. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	98
Gráfico 14. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	98
Gráfico 15. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	100
Gráfico 16. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	100
Gráfico 17. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	102
Gráfico 18. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	102
Gráfico 19. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	105
Gráfico 20. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	105
Gráfico 21. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal	

en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.	107
Gráfico 22. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.	107
Gráfico 23. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los los participantes de estudio.	109
Gráfico 24. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) los participantes de estudio.	109
Gráfico 25. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de de los participantes de estudio.....	112
Gráfico 26. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.....	112
Gráfico 27. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.	114
Gráfico 28. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.....	114
Gráfico 29. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.	116

Gráfico 30. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.....	116
Gráfico 31. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	118
Gráfico 32. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.....	118
Gráfico 33. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	120
Gráfico 34. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.....	120
Gráfico 35. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	122
Gráfico 36. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.....	122
Gráfico 37. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	124
Gráfico 38. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal	

en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 124

Gráfico 39. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 126

Gráfico 40. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 126

Gráfico 41. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 128

Gráfico 42. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los los participantes de estudio según sexo. 128

Gráfico 43. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 131

Gráfico 44. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo..... 131

Gráfico 45. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo..... 133

Gráfico 46. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo. 133

Gráfico 47. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.....	135
Gráfico 48. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	135
Gráfico 49. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 40°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	137
Gráfico 50. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 40°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	137
Gráfico 51. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 120°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	139
Gráfico 52. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 120°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	139
Gráfico 53. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 180°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	141
Gráfico 54. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 180°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.	141
Gráfico 55. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.....	143
Gráfico 56. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.....	143

Gráfico 57. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.....	145
Gráfico 58. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.....	145
Gráfico 59. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.....	146
Gráfico 60. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.....	147
Gráfico 61. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	149
Gráfico 62. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	149
Gráfico 63. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	151
Gráfico 64. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	151
Gráfico 65. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	154

Gráfico 66. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	154
Gráfico 67. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	156
Gráfico 68. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	156
Gráfico 69. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	158
Gráfico 70. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	158
Gráfico 71. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	161
Gráfico 72. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	161
Gráfico 73. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isométrica H/Q con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	163
Gráfico 74. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isométrica H/Q con 30° de flexión de rodilla en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	163

Gráfico 75. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	165
Gráfico 76. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	165
Gráfico 77. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	167
Gráfico 78. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	167
Gráfico 79. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	169
Gráfico 80. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.	169

Tabla de abreviaturas

Significado	Abreviatura
Antes de Cristo	a.C.
Asociación nacional de baloncesto	NBA
Bíceps femoral	BF
Comunidad de Madrid	CAM
Cóndilo femoral lateral	LFC
Cóndilo femoral medial	MFC
Dólar	\$
Escotadura intercondilea	EI
Espina iliaca anterosuperior	ASIS
Estados Unidos	EE. UU.
Facilitación neuromuscular propioceptiva	FNP
Federación Internacional de Baloncesto	FIBA
Haz anteromedial	HAM
Haz posterolateral	HPL
Índice de masa corporal	IMC
Índice de simetría	IS
Landing Error Scoring System	LESS
Lesión de ligamento cruzado anterior contralateral	LLCA - C
Ligamento cruzado anterior	LCA
Ligamento cruzado posterior	LCP
Milímetro	mm
Newton	N
Rango de movimiento pasivo	ROM - P
Ratio del índice de rendimiento	PIR
Ratio isquiotibiales/cuádriceps	Ratio H/Q
Retorno a la práctica deportiva	RTS
Tasa de desarrollo de fuerza	RFD
Momento de fuerza	T

Significado	Abreviatura
Asociación nacional de baloncesto femenino	WNBA
Milisegundo	ms
Metro	m
Kilogramo	kg
Segundo	s
Fuerza isométrica voluntaria máxima	FIVM
Fuerza de reacción del suelo	FRS
Centímetro	cm
Asamblea Médica Mundial	WMA
Hueso – tendón – hueso	HTH
Functional Movement Systems	FMS™
Coefficiente de variación	CoV
Picogramo	pg
Mililitro	mL
Comité Ético de Investigación Clínica	CEIm
Lesión ligamento cruzado anterior contralateral	LLCA-C
Desviación estándar	SD
Precisión	d
Reglamento General de Protección de Datos	RGPD
Nivel de significación	p
Tamaño del efecto	r

Capítulo 1

Estado de la cuestión

Capítulo 1

1.1. Estado de la cuestión

1.1.1. Antecedentes y estado actual del tema

1.1.1.1. Rodilla

1.1.1.1.1. Anatomía de la rodilla

Articulación de la rodilla

La articulación de la rodilla es una articulación de tipo sinovial formada, a su vez, por dos articulaciones: la femorotibial y la femoropatelar. Las superficies articulares, recubiertas de cartilago hialino, son los cóndilos femorales y tibiales para la articulación femorotibial y el fémur y la patela para la articulación femoropatelar (1).

La musculatura implicada en la articulación de la rodilla, así como los ligamentos que comprende, dotan a la rodilla de la estabilidad necesaria durante las demandas físicas (2).

Meniscos

Los meniscos medial y lateral son estructuras de fibrocartilago cuya función principal es mejorar la congruencia de la articulación tibiofemoral. El menisco lateral posee inserciones del músculo poplíteo, tiene mayor movilidad debido a que no está unido a la cápsula articular. El menisco medial se adhiere tanto a la cápsula articular como al ligamento colateral medial por lo que su movilidad está más restringida (1).

En cuanto a la cápsula articular cabe destacar que está compuesta por la parte interna de una membrana sinovial y por la parte externa de una membrana fibrosa (2).

Membrana sinovial

La membrana sinovial de la rodilla tiene sus inserciones en los bordes externos de los meniscos y en las superficies articulares. Los ligamentos

cruzados de la rodilla, de los cuales hablaremos con más detalle posteriormente, se encuentran fuera de esta membrana (1).

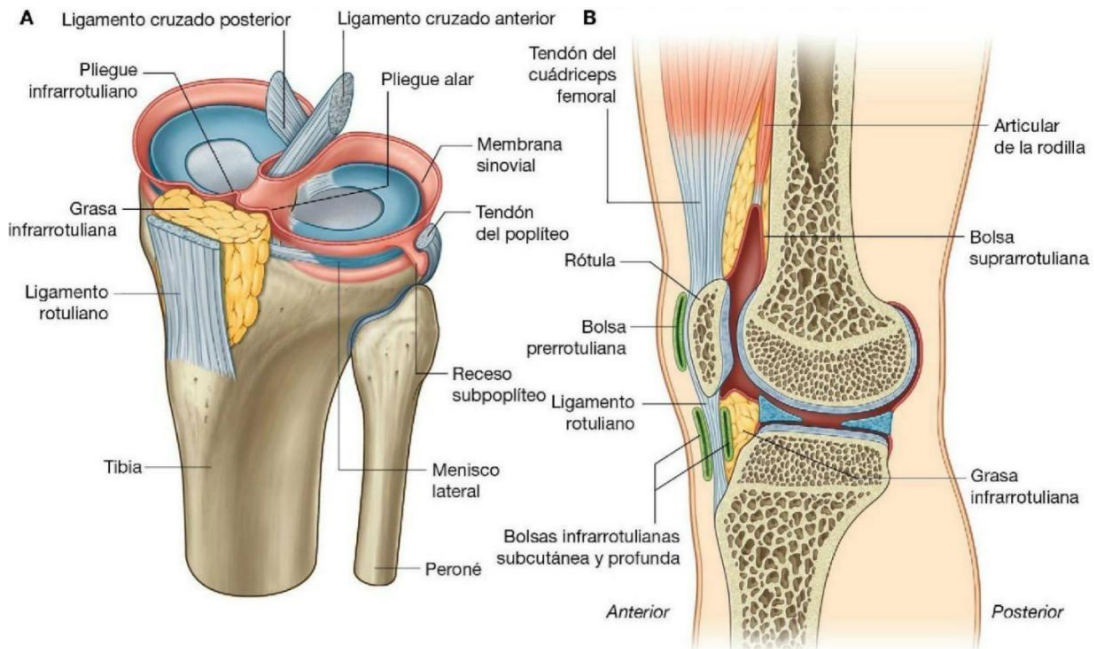


Figura 1. Visión superolateral (A) y sección sagital paramediana (B) de la membrana sinovial y de las bolsas sinoviales de la articulación de la rodilla.

Fuente: Imagen extraída del libro Gray. Anatomía Básica. Capítulo 6, figura 6.54 (1).

La membrana fibrosa abraza la cavidad articular y la región intercondílea y está reforzada por los tendones de la musculatura adyacente. Se inserta a los meniscos a nivel medial y lateral. A nivel anterior se inserta en la rótula (1).

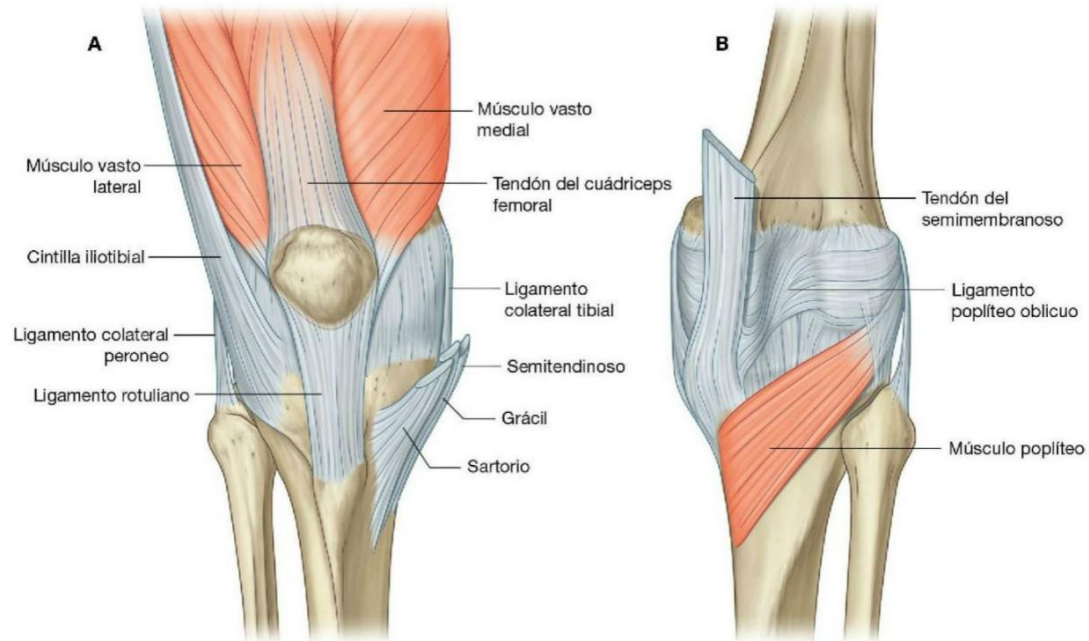


Figura 2. Visión anterior (A) y posterior (B) de la membrana fibrosa de la rodilla.

Fuente: Imagen extraída del libro Gray. Anatomía Básica. Capítulo 6, figura 6.54 (1).

Ligamentos

Los ligamentos principales que dotan de estabilidad a la rodilla son: el ligamento colateral medial (tibial), el ligamento colateral lateral (fibular), el ligamento poplíteo oblicuo, el ligamento poplíteo arqueado, el ligamento cruzado posterior (LCP) y el ligamento cruzado anterior (LCA) (Figuras 3 y 4) (2). Además, el ligamento anterolateral, estructura independiente de la cintilla iliotibial, aporta estabilidad rotacional a la rodilla principalmente ante déficits del LCA (3).



Figura 3. Visión anterior de la articulación de la rodilla.

Fuente: Imagen extraída del libro Principios de Anatomía y Fisiología 15ª edición. Página 285, capítulo 9, figura 9.15 (4).

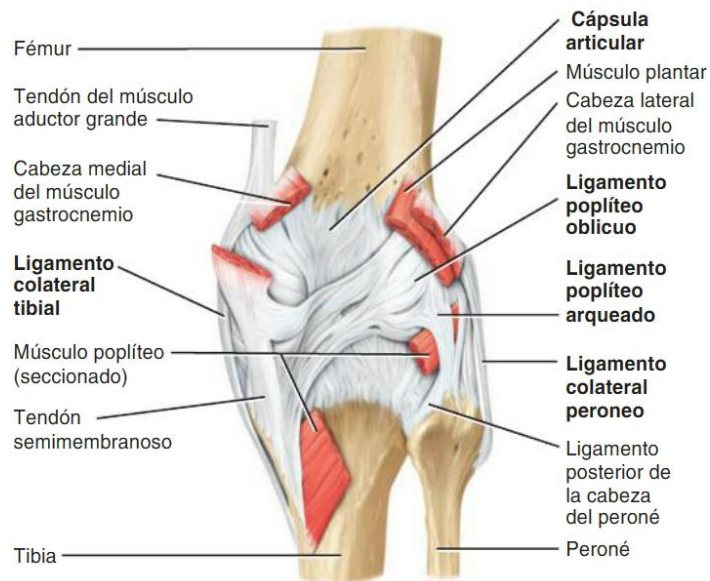


Figura 4. Visión posterior articulación de la rodilla.

Fuente: Imagen extraída del libro Principios de Anatomía y Fisiología 15ª edición. Página 286, capítulo 9, figura 9.15 continuación (e) (4).

Inervación e irrigación

La articulación de la rodilla recibe su inervación por ramos de cuatro nervios: femoral, tibial, fibular común y obturador. A su vez, la irrigación se lleva

a cabo a través de las ramas descendentes de las arterias poplítea, femoral, circunfleja femoral lateral y de las ramas recurrentes de la arteria tibial anterior (5).

Musculatura asociada

La musculatura implicada en los movimientos de la articulación se encuentra mencionada en la sección “*Biomecánica articular de la rodilla*”. En la sección actual se va a desarrollar la musculatura principal del muslo que participa en los movimientos de flexión (isquiosurales) y extensión (cuádriceps), los cuáles se estudiarán en el presente trabajo.

Los músculos isquiocrurales están formados por los músculos cabeza larga del bíceps femoral (BF), semitendinoso y semimembranoso, todos ellos tienen su inserción proximal en la tuberosidad isquiática. El cuarto músculo de la región posterior del muslo es la cabeza corta del BF, cuya inserción proximal se da en la línea áspera lateral del fémur. Todos ellos están inervados por el nervio ciático, realizan flexión de cadera. Además, los isquiocrurales participan en la extensión de cadera (2).

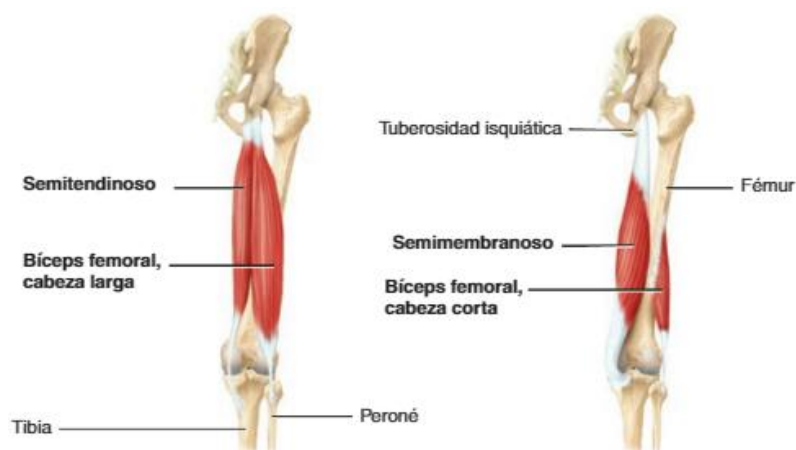


Figura 5. Musculatura cara posterior del muslo.

Fuente: Imagen extraída del libro Principios de Anatomía y Fisiología 15ª edición. Página 388, capítulo 11, figura 11.20 continuación (e) (4).

El músculo cuádriceps femoral, situado en la cara anterior del muslo, está formado por cuatro vientres musculares: vasto lateral, el vasto medial, el vasto intermedio y el recto femoral. A su vez está inervado por el nervio femoral. El vasto medial tiene su inserción proximal en la línea intertrocantérea del fémur y en el labio medial de la línea áspera; el vasto lateral en el trocánter mayor y en el labio lateral de la línea áspera; el vasto intermedio en la cara anterior y lateral del cuerpo femoral; por último, el recto femoral en la espina iliaca anteroinferior. Los cuatro vientres musculares se insertan distalmente en el tendón común del cuádriceps y participan en la extensión de rodilla. A su vez, el recto femoral ayuda durante la flexión de cadera (2).

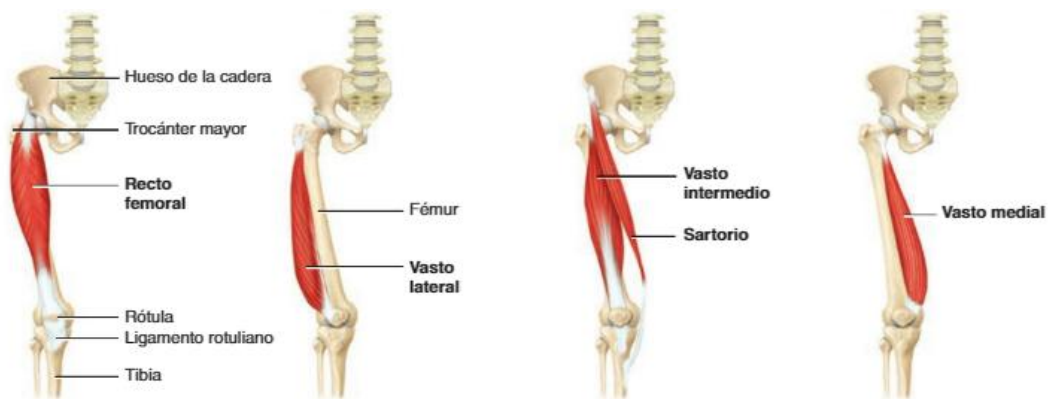


Figura 6. Musculatura cara anterior del muslo.

Fuente: Imagen extraída del libro Principios de Anatomía y Fisiología 15ª edición. Página 388, capítulo 11, figura 11.20 continuación (e) (4).

1.1.1.1.2. Fisiología articular de la rodilla

La rodilla, debido a la gravedad, es una articulación que trabaja en compresión. Se mueve principalmente en el plano sagital (movimientos de flexión y extensión), aunque en el plano transversal tiene movimientos accesorios de rotación (6).

Es una articulación que requiere a la vez de una buena estabilidad, una gran movilidad. Esta característica compleja hace que aumente el riesgo de sufrir esguinces y/o luxaciones (6). A su vez, los largos brazos de palanca que presenta incrementan el riesgo de sufrir algún tipo de lesión (7).

Los grados de movimiento de flexo-extensión van desde los 0° de flexión (extensión) a los 140° de flexión activa. Durante el movimiento de flexión el fémur describe un rodamiento posterior acompañado de un deslizamiento anterior sobre la tibia en cadena cinética cerrada. En este proceso el LCA se horizontaliza y se produce un desplazamiento de los meniscos hacia posterior (8). El LCA, junto al LCP impiden un excesivo rodamiento posterior (7). A su vez, la flexión de rodilla se acompaña de una rotación interna (medial) automática de entre 15° y 29° (a mayor carga menor grado de movilidad rotacional) (8) obteniendo su valor máximo cercano a los 30° de flexión. A su vez, durante la extensión de rodilla se produce una rotación externa tibial asociada (7). Con la rodilla cercana a la extensión completa, el LCA tiene un papel estabilizador importante a nivel rotacional. Dicha función disminuye a partir de los 30° de flexión (3). El eje rotacional de la tibia cambia conforme se va flexionando la rodilla. Con extensión completa se encuentra cerca de la inserción del LCA y va desplazándose hacia la inserción del LCP conforme se va flexionando la rodilla (Figura 7) (7).

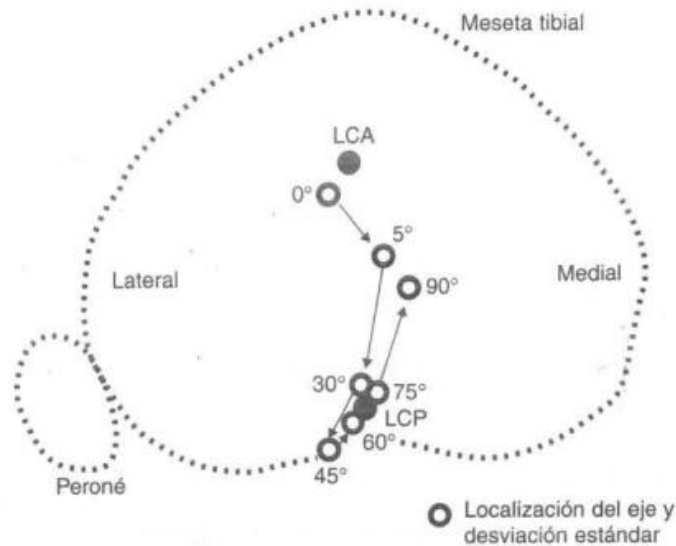


Figura 7. Localización, según ángulo de flexión de rodilla, del eje rotacional de la tibia.

Fuente: Imagen extraída del libro: Biomecánica Básica del sistema musculoesquelético (7).

El centro instantáneo, donde la velocidad es cero entre dos segmentos que se están moviendo, para el movimiento de flexo-extensión representa un

semicírculo que se mueve en sentido posterior a medida que se va flexionando la rodilla. Si la articulación se mueve respecto a un centro instantáneo anómalo aumentan las fuerzas de compresión y/o distracción aumentando la posibilidad de desarrollar futuras lesiones (7).

En cuanto a la articulación femorrotuliana, la rótula se desplaza caudalmente desde la extensión a medida que se va flexionando. Además, rota hacia externo a partir de los 90° de flexión (7).

En la tabla 1 podemos apreciar la musculatura implicada en cada movimiento en la articulación de la rodilla.

Tabla 1. Musculatura implicada en la articulación de la rodilla.

Músculo	Plano sagital	Plano transversal	Deslizamiento tibial
Semitendinoso	Flexión*	Rotación medial	Posterior
Semimembranoso	Flexión*	Rotación medial	Posterior
Bíceps femoral (cabeza larga)	Flexión*	Rotación lateral	Posterior
Bíceps femoral (cabeza corta)	Flexión	Rotación lateral	Posterior
Sartorio	Flexión	Rotación medial	Posterior
Grácil	Flexión	Rotación medial	Posterior
Gastrocnemio medial	Flexión*	Rotación medial	Anterior
Gastrocnemio lateral	Flexión*	Rotación lateral	Anterior
Poplíteo	Flexión**	Rotación medial	Anterior
Tracto iliotibial	Flexión***	Rotación lateral	Anterior
Vasto medial cuádriceps	Extensión	Rotación medial	Anterior
Vasto lateral cuádriceps	Extensión	Rotación lateral	Anterior
Vasto intermedio cuádriceps	Extensión	-	Anterior
Recto anterior del cuádriceps	Extensión	-	Anterior

*En conjunto y en cadena cinética cerrada producen extensión de rodilla; **Produce el desbloqueo de la extensión de rodilla; ***Ayuda a la flexión de rodilla cuando esta se ha iniciado.

Fuente: (5).

1.1.1.1.3. Epidemiología de lesiones de rodilla en el deporte

Uno de los deportes más extendidos y practicados en Estados Unidos (EE. UU.) es el baloncesto. Entre la década de 2004-2014 el número de estudiantes masculinos universitarios y de bachillerato que jugaban al baloncesto se incrementó en un 8,1% y un 3,7% respectivamente (9). En el caso de las mujeres dicho incremento fue de un 3,4% en el bachiller y de un 7,4% en la universidad (10). En 2019 la cifra de jugadoras de baloncesto femeninas que practicaban dicho deporte en el ámbito universitario ascendía a 16.500 (11). Según la Federación Internacional de Baloncesto (FIBA) hay 450 millones de personas en el mundo que practican el baloncesto (12).

En el baloncesto, tanto masculino como femenino, las lesiones de rodilla representan un alto porcentaje del total de lesiones que se producen en este deporte (9,10).

Si nos centramos en el baloncesto masculino, se observa que las lesiones de rodilla representan el 11,2% del total que se producen durante los entrenamientos y el 12,6% de las que se ocasionan durante la competición en las escuelas secundarias. Estas cifras son aún mayores en el caso de las ligas universitarias. En los entrenamientos, las lesiones de rodilla representan el 12,4% del total de lesiones y durante la competición la cifra aumenta hasta el 18,6%, siendo la segunda articulación más afectada por detrás del tobillo (24,3%). En competición se producen 1,64 lesiones de rodilla por cada 1.000 exposiciones al deporte (9).

En el caso del baloncesto femenino dicho porcentaje es aún mayor. Entre la década de 2004-2014, en el instituto, las lesiones de rodilla representaban en los entrenamientos y en la competición un 16,6% y un 19,2% del total respectivamente. En el caso de la liga universitaria dichos valores eran de 17,8% en entrenamientos y del 22,1% en competición, siendo la articulación con mayor porcentaje lesional. Se produjeron 1,78 lesiones de rodilla por cada 1.000 horas de exposiciones al deporte (10). Estas cifras siguen siendo muy parecidas en la actualidad, entre los años 2015–2019, el porcentaje de lesiones de rodilla en jugadoras universitarias de baloncesto femeninas era de un 15,48% durante los entrenamientos y de un 20,35% durante la competición (11).

Por otro lado, uno de los deportes más practicados en el mundo es el fútbol, con alrededor de 265 millones de participantes (dato del año 2006). Se trata de un deporte que está experimentando un importante crecimiento en países como EE. UU., con un aumento de la participación desde 2004 del 19,3% en el bachillerato y del 27,5% en la universidad (13).

Al igual que ocurre en el baloncesto, las lesiones de rodilla representan en el fútbol un alto porcentaje del total. En el caso de futbolistas masculinos, en bachillerato el porcentaje es de un 14,5% en entrenamientos y de un 13,8% en competición. En el caso de las ligas universitarias las cifras son ligeramente inferiores, 12% en entrenamientos y 11,8% en competición (13). En el fútbol femenino el porcentaje de lesiones de rodilla es mayor. En bachillerato por cada 1.000 horas de exposiciones en competición se producen 1,14 lesiones de rodilla (21,8% del total de lesiones) y en entrenamientos el porcentaje es del 15,2% del total. En las ligas universitarias la incidencia en los entrenamientos es similar a la observada en el bachillerato (15,4%) y durante la competición se observa un ligero descenso (18%). Sin embargo, las cifras de lesiones por horas de exposición aumentan de forma considerable (2,37 lesiones por cada 1000 horas de exposición) (14).

1.1.1.2. Ligamento cruzado anterior

1.1.1.2.1. Anatomía del LCA

La primera descripción anatómica del LCA, encontrada en un papiro egipcio, data del año 3000 antes de Cristo (a.C.). Desde entonces es una de las estructuras anatómicas más estudiadas del cuerpo humano (15).

El LCA es una banda de tejido conectivo formado en un 70% por fibras de colágeno (90% tipo I y 10% tipo III) que une al fémur y la tibia. Su inserción proximal, que mide en torno a 10–20 milímetros (mm) de grosor, se sitúa en el cóndilo femoral lateral, concretamente en la zona posterior de su cara medial (16). En esa zona se encuentra una pequeña muesca dónde se inserta el LCA cranealmente, más pequeña en mujeres que en hombres. El techo de dicha muesca se denomina línea de Blumensaat. El ángulo que forma dicha estructura con el eje longitudinal del fémur oscila entre los 23° y 60° (15). Desde ese punto

el LCA desciende hasta su inserción distal, más gruesa (10–30 mm) en el área intercondílea anterior de la tibia insertándose en el tubérculo medial (16). El LCA desciende con una angulación anterior de $26^{\circ} \pm 6^{\circ}$ respecto a la vertical (15). La longitud total del LCA es de aproximadamente 25–35 mm (17).

Está descrito que el LCA está compuesto por dos haces de fibras: el haz anteromedial (HAM) y el haz posterolateral (HPL) (Figura 8) (15,16,18). En cuanto a la inserción femoral, la del HAM se origina más proximal que la del HPL. En la inserción tibial el HAM se inserta más anterior y medial que el HPL. A su vez, en una vista frontal el HPL tiene una dirección más horizontalizada (55° con respecto a la interlínea articular) que el HAM (70°) (15).

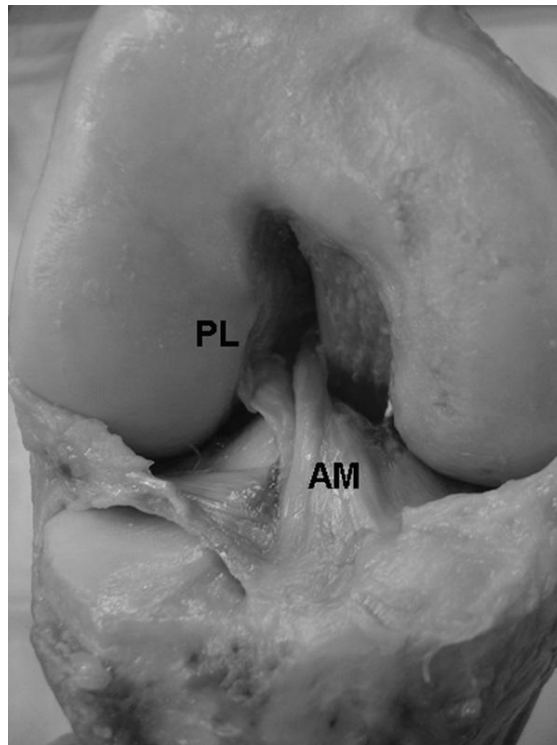


Figura 8. Haz anteromedial (AM) y haz posterolateral (PL) del LCA.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Petersen et al. (15)

Estos haces ya se encuentran diferenciados en el feto en la semana 24 de gestación (aunque en esa etapa los haces son más paralelos que en la edad adulta) (15).

Al tener su propia membrana sinovial, se considera al LCA un ligamento intraarticular, pero extrasinovial (15,18).

La irrigación del LCA se da principalmente a través de la arteria genicular media. En cuanto a la inervación, se da a través de las ramas posteriores del nervio tibial (16,18). A su vez, está compuesto de numerosos mecanorreceptores con una función propioceptiva importante (16,19). De media hay entre 12 y 69 mecanorreceptores por cada gramo de LCA. Los más abundantes son los corpúsculos de Pacini y en menor medida encontramos corpúsculos de Ruffini, órganos tendinosos de Golgi y terminaciones libres (19).

1.1.1.2.2. Fisiología articular del LCA

El LCA es uno de los principales estabilizadores de la articulación de la rodilla. Limita movimientos excesivos de la articulación, principalmente la translación anterior de la tibia y en menor medida las rotaciones tibiales (16). Esta función estabilizadora previene el daño estructural de los meniscos (18).

La traslación anterior de la tibia es mayor conforme aumenta el grado de flexión de rodilla. Con la rodilla a 0° de flexión la traslación anterior máxima es de 2 mm, mientras que a medida que aumentan los grados de flexión la traslación puede llegar hasta los 6 mm (valores con el LCA íntegro). Cuando el LCA sufre una lesión y sus fibras se encuentran parcial o totalmente rotas la traslación anterior de la tibia puede llegar hasta los 15 mm, siendo mayor entre los 15 y 40° de flexión de rodilla. La musculatura isquiosural tiene un papel protector de LCA ya que también limita dicha traslación (16). La contracción del cuádriceps produce una deformación en el LCA, que disminuye si se produce una co-contracción de los isquiotibiales, ya que esto genera mayor estabilidad en la articulación. Se considera a los músculos isquiotibiales como importantes estabilizadores de la articulación de la rodilla, principalmente en las rotaciones tibiales y en la traslación anterior de la tibia (7). En extensión completa el LCA soporta el 75% de la carga de dicha traslación que puede llegar al 85% en mayores grados de flexión (18). En este aspecto, la musculatura isquiotibial tiene un papel preventivo importante, ya que se produce un sinergismo LCA-

musculatura isquiotibial para, en movimientos con un gran momento extensor de rodilla, contrarrestar dicho movimiento de traslación (20).

De manera general, el HAM se tensa cuando la rodilla se flexiona y el HPL se tensa con la rodilla en extensión (15,18). La tensión máxima del HAM se produce a 60° de flexión de rodilla. En el HPL la tensión máxima se produce entre los 30° y la extensión completa (15).

A su vez, el LCA tiene un papel en la restricción de un exceso de rotación interna tibial, más aún en valores cercanos a la extensión completa de rodilla. En menor medida, tiene un papel limitante del movimiento de rotación externa tibial (16).

1.1.1.2.3. Clasificación y mecanismo lesional LCA (Fisiopatología)

Las lesiones de LCA se clasifican en lesiones sin contacto o lesiones con contacto que a su vez se subdividen en más grupos tal y como muestra la tabla 2.

Tabla 2. Clasificación de lesiones LCA según mecanismo lesional.

Lesiones LCA	
Con contacto	Directo
	Indirecto
Sin contacto	Salto y aterrizaje
	Cambio de dirección y frenada
	Otras

Fuente: Takahashi et al. (21).

Las lesiones de LCA por contacto se producen, como su propio nombre indican, por un contacto o choque directo en la articulación de la rodilla o indirecto en otra estructura corporal. En cambio, en las lesiones de LCA sin contacto no se produce ningún traumatismo (directo o indirecto), sino que es un gesto deportivo anómalo lo que provoca la lesión (21).

En la mayoría de los casos las lesiones de LCA son sin contacto (67,5%) cuyo mecanismo lesional son cambios de dirección, deceleraciones bruscas o movimientos rotacionales, especialmente en un aterrizaje tras un salto (12,22) que producen una carga externa muy elevada sobre la articulación (23). A su vez, un 25% del total corresponden a las lesiones por contacto directo y el 5% restante a las de contacto indirecto (16).

Las lesiones sin contacto ocurren entre los primeros 30 y 100 milisegundos (ms) desde que el pie contacta con el suelo al realizar un movimiento (24). A su vez, se producen cuando la rodilla se encuentra cercana a la extensión (de 15 a 27° de flexión de rodilla) (25). Dicha posición genera como compensación una excesiva extensión de cadera, una inclinación lateral de tronco y/o un aumento del valgo de rodilla (26). El 31% de las lesiones sin contacto ocurren en la primera fase del aterrizaje tras un salto, dónde las fuerzas de reacción con el suelo son mayores y deben ser absorbidas de forma correcta por la cadera, la rodilla y el tobillo (27). De manera visual podemos observar el mecanismo lesional indirecto del LCA en la figura 9.

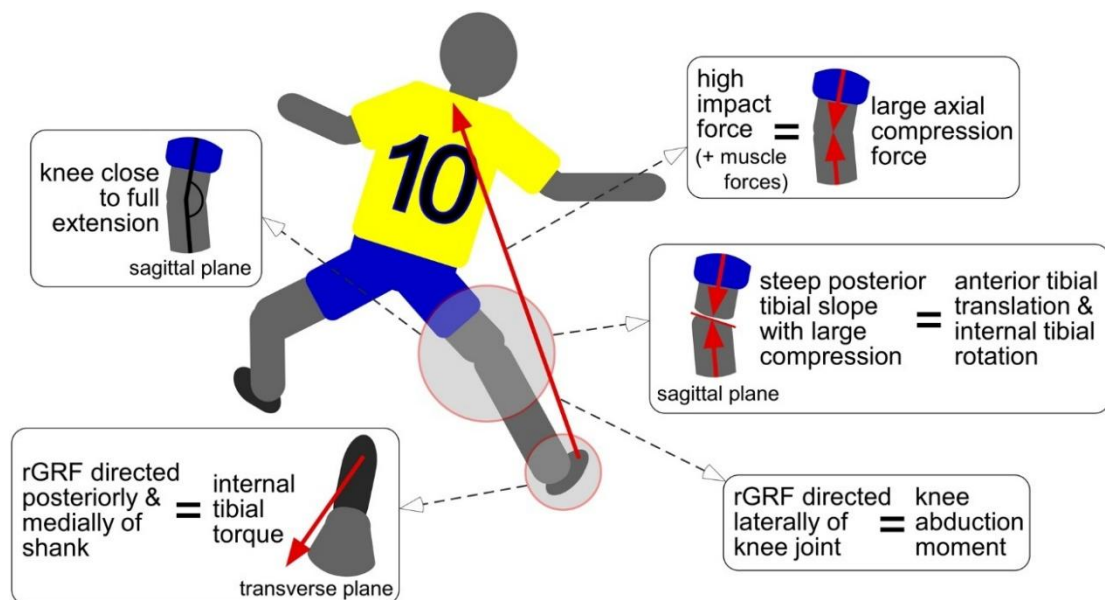


Figura 9. Mecanismo lesional sin contacto del LCA.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Beaulieu et al. (28).

En los cambios de dirección, la lesión de LCA se produce como consecuencia de determinados componentes tales como una perturbación o movimiento excesivo del tronco con el cuerpo desplazado hacia un miembro inferior, un mayor momento de abducción de rodilla y/o movimientos con la planta del pie fijada en el suelo (24). Leppänen et al. (23), con el fin de prevenir lesiones de LCA, midieron en su estudio a jugadores de baloncesto mientras realizaban un cambio de dirección de 180°. Los resultados mostraron que durante esta tarea los jugadores masculinos soportaban mayores momentos de fuerza en rotación interna y abducción ($0,5 \pm 0,2$ Newton (N) \times metro (m)/ kilogramo (kg) y $1,2 \pm 0,5$ N \times m/kg respectivamente) que las jugadoras femeninas ($0,4 \pm 0,2$ N \times m/kg y $1,1 \pm 0,4$ N \times m/kg). Sin embargo, en cuanto a los ángulos de lateroflexión de tronco y de valgo de rodilla los valores eran mayores en las mujeres ($1,6^\circ \pm 16,2^\circ$ y $13,9^\circ \pm 9,4^\circ$ respectivamente) que en los hombres ($-3,6^\circ \pm 19,2^\circ$ y $2^\circ \pm 8,5^\circ$).

En el 98% de las lesiones de LCA se producen hematomas óseos debido al choque entre el fémur y la tibia que puede durar hasta el tercer mes. Si este se localiza en el cóndilo femoral y/o parte lateral del platillo tibial se relaciona con un mecanismo lesional de hiperextensión y pivotaje. A su vez, recientes estudios mencionan la incidencia de hematomas óseos en la parte medial de la articulación entre un 26% y un 60% de los casos, lo que podría relacionarse con distintos mecanismos lesionales (29).

Se necesita aplicar una fuerza de alrededor 2.160 N (220 kg) para romper la estructura del LCA. En acciones como caminar o bajar escaleras la fuerza que soporta dicho ligamento es de 169 N (17 kg) y 445 N (45 kg) respectivamente (30).

Además, el mecanismo lesional del LCA podría ser diferente en hombres y en mujeres, especialmente si nos centramos en la posición de la rodilla del gesto deportivo en el plano frontal, donde habría un mayor valgo de rodilla en mujeres (24). Sin embargo, no hay evidencia concluyente de que el mecanismo lesional difiera entre géneros (26). En el estudio realizado por Axelrod et al. (31) observaron con análisis de vídeo las lesiones de LCA producidas en la Asociación Nacional de Baloncesto Femenina (WNBA por sus siglas en inglés) en EE. UU., donde concluyeron que en el 100% de los casos la rodilla se encontraba en flexión con valgo asociado.

Las lesiones de LCA se clasifican, como otras lesiones ligamentosas, en tres grados. Las lesiones de grado I se corresponde con el desgarramiento del 30% o menos de las fibras ligamentosas, la rodilla se encuentra estable y hay pequeños signos y síntomas de inflamación y sensibilidad. En el grado II ya existe una ruptura de fibras mayor, entre el 33% y el 66%. La rodilla presenta ligera inestabilidad, con una traslación anterior de la tibia entre 5 y 10 mm, hay mayor hinchazón, sensibilidad y dolor en la zona afectada. Por último, el grado III es el más grave ya que hay una ruptura de la totalidad de las fibras ligamentosas. Hay gran inestabilidad de rodilla con una traslación anterior de la tibia > 10 mm, presencia de mayor dolor e inflamación y hemartros (16).

1.1.1.2.4. Epidemiología lesiones LCA

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) es una de las lesiones de rodilla más comunes y graves que se producen en el ámbito deportivo (22,32-34). En el caso de EE. UU. se producen de media 250.000 lesiones anuales de LCA, en su mayoría en deportistas menores de 30 años (35). Las lesiones de LCA aumentan de forma anual un 1,3% (36). En Australia dicho aumento interanual es del 4% en los deportistas menores de 25 años (37).

En aquellos deportes en los que se producen continuos cambios de dirección, saltos y aterrizajes existe una mayor incidencia de la lesión (33).

Se estima que entre toda la población deportista hay una lesión de LCA por cada 3.500 deportistas. El baloncesto y el fútbol están entre los deportes con mayor índice de lesión de LCA. A su vez, en el deporte masculino, salvo en algunas excepciones, se producen un mayor número de casos de LCA por traumatismo directo, a diferencia de lo que ocurre en el deporte femenino que se producen un mayor número de lesiones de LCA sin contacto (22).

La lesión de LCA ocurre en mayor proporción en deportistas femeninas de edades comprendidas entre los 15 y los 19 años (37,38) y en deportistas masculinos de edades comprendidas entre los 20 y los 24 (38).

La incidencia total de lesión de LCA en deportistas femeninas es del 3,5% con una ratio de 0,15 lesiones por cada 1.000 horas de exposición al deporte. En deportistas masculinos dicha incidencia es del 2% con una ratio de 0,09

lesiones por cada 1.000 horas (39). La cifra asciende hasta el 5% en las deportistas de entre 16 y 18 años (24).

Dependiendo del tipo de deporte la incidencia va a variar (Tabla 3). En deportes de colisión (cómo el fútbol americano o el rugby) la incidencia en el deporte femenino es de 0,21 lesiones de LCA por cada mil exposiciones y en el masculino 0,11; en deportes de contacto (cómo el fútbol o el baloncesto) la incidencia en el deporte femenino es de 0,19 lesiones de LCA por cada mil exposiciones y en el masculino 0,087; en deportes con contacto limitado (cómo el beisbol o el voleibol) la incidencia en el deporte femenino es de 0,071 lesiones de LCA por cada mil exposiciones y en el masculino 0,029; en deportes sin contacto (cómo el esquí o el baile) la incidencia en el deporte femenino es de 0,036 lesiones de LCA por cada mil exposiciones y en el masculino 0,021; por último, en deportes de alto impacto de aterrizajes en rotación (cómo la gimnasia artística) la incidencia en el deporte femenino es de 0,48 lesiones de LCA por cada mil exposiciones y en el masculino 0,175 (40).

Tabla 3. Incidencia lesional de LCA según tipo de deporte.

Tipo de deporte	Femenino/masculino	Incidencia por cada mil exposiciones
Colisión	Femenino	0,21
	Masculino	0,11
Contacto	Femenino	0,19
	Masculino	0,087
Contacto limitado	Femenino	0,071
	Masculino	0,029
Sin contacto	Femenino	0,036
	Masculino	0,021
Alto impacto de aterrizajes en rotación	Femenino	0,48
	Masculino	0,175

Fuente: Datos obtenidos del estudio de Montalvo et al. (40).

En el baloncesto femenino las lesiones de LCA son un 35% por traumatismo (26% directo y 74% indirecto) y un 65% sin contacto (28% por

aterrizaje y salto, 51% por cambios de dirección y frenada y el resto por otras causas), en el baloncesto masculino las lesiones de LCA son un 31% por traumatismo (36% directo y 64% indirecto) y un 69% sin contacto (39% por aterrizaje y salto, 29% por cambios de dirección y frenada y el resto por otras causas) (21).

En el fútbol femenino las lesiones de LCA son un 47% por traumatismo (28% directo y 72% indirecto) y un 53% sin contacto (11% por aterrizaje y salto, 40% por cambios de dirección y frenada y el resto por otras causas). En el fútbol masculino las lesiones de LCA son un 59% por traumatismo (49% directo y 51% indirecto) y un 41% sin contacto (20% por aterrizaje y salto, 32% por cambios de dirección y frenada y el resto por otras causas) (21).

Dewig et al. (35) aporta en su estudio unos datos similares, aunque ligeramente diferentes. En el caso del baloncesto, en hombres el 52,17% de las lesiones son sin contacto y en mujeres lo son el 67,57%. En el fútbol, dichos porcentajes corresponden en un 54,84% en hombres y en un 47,46% en mujeres.

La lesión de LCA (ya sea por mecanismo directo o indirecto) ocurre de 3 a 6 veces con mayor frecuencia en deportistas femeninos que en masculinos (34), algunos estudios incluso hablan de una incidencia de hasta 10 veces mayor en el deporte femenino (21,32). Esta diferencia entre géneros empieza en la pubertad, alrededor de los 12 años. Antes de esta edad, aunque es raro este tipo de lesión, no hay diferencias en la incidencia entre grupos (41).

En el baloncesto femenino se producen 0,2 lesiones de LCA por cada mil horas de exposición (entrenamientos y partidos). En el caso del baloncesto masculino la cifra es de 0,07 lesiones por cada mil horas de exposición al deporte. Dicha incidencia cambia si nos centramos en el nivel competitivo del deportista. En jugadores de baloncesto amateurs (masculinos y femeninos) la incidencia es mucho menor que en jugadores semiprofesionales y profesionales (0,06; 0,16 y 0,25 por cada mil horas de práctica deportiva respectivamente). A su vez, la incidencia es distinta si nos centramos en el tipo de actividad (entrenamiento o competición). En jugadoras de baloncesto la incidencia es mucho mayor en partidos que en entrenamiento (0,27 y 0,03 por cada mil horas respectivamente). Lo mismo ocurre en el baloncesto masculino (0,06 y 0,01

respectivamente) (42). En el baloncesto profesional, la incidencia de lesiones durante la competición es mayor en la segunda mitad del partido (66,9%). Además, el momento de la temporada en el que ocurren más lesiones (41,8%) es entre enero y abril, seguido del periodo de inicio de temporada (de octubre a diciembre) con un 20,2% y de la pretemporada (agosto y septiembre) con un 17,5% (12). En cambio, en jugadores de baloncesto amateurs se produce un mayor índice de lesiones de LCA durante los primeros meses de competición (32%) (43).

Estas cifras difieren ligeramente si se analizan los datos obtenidos por Dewig et al. (35) en su estudio según datos de la Asociación de deportistas universitarios de EE. UU. Las lesiones de LCA en el baloncesto femenino siguen siendo más comunes que en el baloncesto masculino, produciéndose 0,174 y 0,048 lesiones por cada mil horas de práctica deportiva respectivamente, siendo mayor la cifra de lesiones en competición que en entrenamientos (0,421 y 0,094 lesiones por cada mil horas en mujeres; 0,107 y 0,03 en hombres).

Además, en la WNBA la lesión del ACL es la lesión de rodilla más común, y supone el 37% del total (31). Una jugadora de baloncesto femenina tiene un 5% de probabilidades de sufrir una lesión de LCA cada año de práctica deportiva (44).

La media de edad que tienen las jugadoras de baloncesto cuando se lesionan el LCA por primera vez es de 20 ± 4 años (12). En cuanto a la posición de juego, según datos extraídos de la WNBA, el 24% de los casos de lesión de LCA se producen en bases, el 30% en escoltas, el 27% en aleros, el 16% en alapivots y el 3% en pivots (31).

Por otro lado, en el fútbol hay una incidencia de 0,42 lesiones de LCA por cada mil horas de partido y 0,03 lesiones por cada mil horas de entrenamiento (datos obtenidos de la liga profesional italiana de fútbol masculino), produciéndose el mayor número de lesiones en octubre y marzo (meses con mayor número de partidos) (45). Estos datos difieren con otros estudios en los que se afirman que el mayor índice de lesiones en el fútbol profesional se da en pretemporada, entre los meses de julio y agosto (43).

En el caso de la Asociación Nacional Deportiva Universitaria de EE. UU., dichas cifras difieren con las mencionadas anteriormente. Al igual que ocurre en el baloncesto, las lesiones de LCA que se producen en el fútbol femenino es mucho mayor que en el fútbol masculino (0,26 y 0,093 lesiones por cada mil horas de práctica deportiva respectivamente). Estos datos son mucho más elevados en competición (0,686 en mujeres y 0,224 en hombres) que en entrenamiento (0,12 y 0,052 respectivamente) (35).

Por último, en otros deportes, como el fútbol americano masculino, existe una prevalencia muy alta de lesión de LCA, llegando a cifras de 0,74 lesiones por cada mil horas de competición (35). A su vez, la gimnasia artística femenina tiene también una alta prevalencia de lesiones de LCA (0,56 lesiones por cada mil horas de competición) (35).

En el ámbito deportivo en la escuela secundaria, la ratio de lesiones de LCA por cada mil deportistas va en aumento desde los 12 años, siendo el pico máximo entre los 16 y los 17 años (46) tal y como se muestra en la tabla 4.

Tabla 4. Incidencia de lesión de LCA según rango de edad.

Lesiones LCA por cada mil deportistas		
Edad	Deporte masculino	Deporte femenino
12-13 años	0,09	0,19
13-14 años	0,22	0,74
14-15 años	0,17	0,76
15-16 años	0,69	2,78
16-17 años	1,24	4,19
17-18 años	0,97	2,33

Fuente: Takahashi et al. (46).

Es de vital importancia reducir la incidencia de la lesión de LCA tanto por el coste económico que supone dicha lesión como por el déficit de rendimiento deportivo que supone en el deportista, acabando en muchos casos con la carrera profesional del mismo (33).

1.1.1.2.5. Factores de riesgo lesión LCA

Existen una serie de factores que pueden aumentar el riesgo de sufrir lesión del LCA.

En primer lugar, es necesario destacar que, aunque un deportista presente factores de riesgo que predisponen a sufrir cualquier tipo de lesión de LCA no por ello va a sufrir lesión alguna. Es necesario que se produzca un mecanismo lesional para que haya lesión (24).

Los factores que aumentan el riesgo de sufrir una lesión pueden clasificarse en intrínsecos y extrínsecos según provengan de la propia persona o del medio (47).

En la tabla 5 se muestra a modo de resumen todos los factores de riesgo descritos en la literatura para el desarrollo de la lesión de LCA.

Tabla 5. Factores de riesgo para el desarrollo de LCA.

Factores de riesgo LCA	
Historial de lesiones (Intrínsecos)	Lesión previa LCA
	Lesión ligamentaria de tobillo previa
	Historial familiar previo de lesión de LCA
Factores anatómicos (Intrínsecos)	Lesión de la pierna no dominante
	Hiperlaxitud
	Genu Recurvatum
	Disminución de la anchura del LCA
	Aumento de la longitud del LCA
	Disminución del volumen del LCA
	Aumento de la profundidad del platillo tibial medial
	Aumento de la profundidad del platillo tibial lateral
	Pendiente tibial más empinada
	Aumento del ángulo α
	Disminución de la profundidad del platillo tibial medial
	Disminución de la espina tibial medial
	Disminución de la espina tibial lateral
Disminución de la escotadura intercondílea	

Fuente: Pfeifer et al. (47).

Tabla 5. (continuación) Factores de riesgo para el desarrollo de LCA.

Factores de riesgo LCA	
Factores fisiológicos (Intrínsecos)	Sexo
	Edad
	Aumento del IMC
	Aumento del peso
	Aumento de la concentración de estrógenos
	Fase preovulatoria del ciclo menstrual
	Comienzo de la menarquia
Factores biomecánicos y neuromusculares (Intrínsecos)	Valgo dinámico
	Aumento del momento de fuerza de abducción en aterrizajes
	Disminución de rotación externa y/o interna de cadera
	Déficit de estabilizadores centrales
	Disminución de la fuerza de abducción de cadera
	Disminución de la fuerza rotadora externa de cadera
	Disminución de la fuerza de la musculatura isquiosural
Factores genéticos (Intrínsecos)	Alteración ratio H/Q
	Disminución de la resistencia a la fatiga
	COL3A1, COL12A1
	Polimorfismos genéticos de proteoglicanos
Otros (Extrínsecos)	Metaloproteinasas de matriz
	Tipo de deporte
	Nivel de competición
	Frecuencia semanal de práctica deportiva

Fuente: Pfeifer et al. (47).

El factor más predisponente de sufrir una lesión de LCA es una lesión previa de LCA (34). Las deportistas femeninas estudiantes de escuelas secundarias que han sufrido una lesión previa de LCA tienen, durante los primeros 12 meses tras la vuelta a la competición, 16 veces más de posibilidades de lesionarse el LCA que aquellas que no han sufrido lesión previa. Durante el segundo año tras la vuelta a la competición el riesgo disminuye a 4,5. En edad universitaria, el riesgo de sufrir una lesión de LCA es de 6,8 veces mayor para

aquellas deportistas con lesión previa (48). Otros autores mencionan un mayor riesgo de sufrir lesión de LCA en la pierna contralateral que sufrir una recidiva, siendo este, en el deporte de élite, de entre el 8 y el 12% (49).

Factores anatómicos

Hasta 17 alteraciones anatómicas pueden aumentar el riesgo de sufrir lesión de LCA. Se ha comprobado que tanto la anchura de la escotadura intercondílea (EI) como la anchura del índice EI crecen con la edad (32). Una menor anchura de la EI y/o del índice EI está relacionada con un mayor riesgo de lesión de LCA (32,50). En el estudio realizado por Hasoon y Al-Dadah (50) observaron que la anchura de la EI era de $193,6 \pm 23,5$ mm en los sujetos que habían sufrido lesión de LCA y de $211,9 \pm 24,8$ mm en el grupo control sin lesión. A su vez, el índice EI era de $0,26 \pm 0,03$ y $0,29 \pm 0,03$ respectivamente (50). A su vez, la tasa de lesión de LCA es 6,5 veces mayor en deportistas femeninas de raza blanca en comparación con la tasa en población de raza negra, observándose un EI mayor en estas últimas (51).

Por otro lado, Pradhan et al. (32) observaron en su estudio que una pendiente tibial más empinada está relacionada con un aumento del riesgo de lesión de LCA. Aquellos sujetos que desarrollaron lesión de LCA tenían un ángulo de la pendiente tibial medial y lateral mayor ($6,6 \pm 3,1^\circ$ y $7,7 \pm 2^\circ$ respectivamente) que el grupo control sin lesión ($3,9 \pm 2,5^\circ$ y $3,9 \pm 2,4^\circ$). Sin embargo, no se ha demostrado que sea un factor que se modifique con la edad o entre sexos.

También, se ha comprobado que la profundidad medial de la tibia aumenta con la edad y es menor en mujeres que en hombres. Una profundidad menor de la tibia aumenta el riesgo de lesión de LCA (32).

Además, la altura de la espina tibial (medial y lateral) es mayor en hombres que en mujeres y aumenta con la edad. Se asocia una menor altura de la espina tibial con un aumento del riesgo de lesión de LCA (32).

Hasoon y Al-Dadah (50) midieron también aspectos anatómicos relacionados con el cartílago articular. Un ángulo menor del cartílago lateral y medial aumenta el riesgo de sufrir lesión de LCA. Los sujetos con lesión de LCA

presentan una angulación de la pendiente del cartílago lateral de $82,9 \pm 3,6^\circ$ y del cartílago medial de $87,3 \pm 3,3^\circ$ frente a los $86,6 \pm 3,7^\circ$ y $88,9 \pm 2,9^\circ$ que presentaba respectivamente el grupo control sin lesión. Por último, los pacientes con lesión de LCA tenían una menor altura de la distancia que transcurre desde el ángulo superior del menisco medial hasta el cartílago tibial ($48,4 \pm 12,1$ mm frente a $53,9 \pm 14$ mm del grupo control).

Por otro lado, el grosor del LCA (menor en mujeres) y la laxitud articular (mayor en mujeres) pueden ser de riesgo para sufrir lesión (12). Una mayor laxitud articular puede contribuir negativamente en la estabilidad de la rodilla, ya que el LCA es uno de los mayores estabilizadores pasivos de la articulación. El 28% de las niñas púberes tienen hiperextensión de rodilla, frente al 10% que representan los niños en la misma etapa (41).

Factores fisiológicos

Otros factores de riesgo son el género y la edad. Las mujeres y los jóvenes tienen más riesgo de sufrir lesiones ligamentosas, y concretamente de LCA. Esto puede estar debido a los factores anatómicos, mencionados anteriormente, y/o fisiológicos, aunque no hay bibliografía concluyente al respecto (22,32,52). A su vez, Shimozaki et al. (53) encontraron en el índice de masa corporal (IMC) aumentado un factor de riesgo independiente. A su vez, estar por encima de la media de peso también puede ser considerado como factor de Riesgo (47).

El mayor riesgo de lesión en población joven puede estar ligado al proceso de maduración corporal. El pico de crecimiento máximo, que supone un aumento aproximado de la altura de 10 centímetros (cm) y de la longitud de la pierna de 4,5 cm en un año, se produce durante la pubertad, en torno a los 12 años en las chicas y a los 14 años en los chicos. A su vez, hasta los 18 años las mujeres aumentan el peso corporal en torno a los 5 kg anuales. Estos cambios producen un aumento del momento de inercia sobre los miembros inferiores, de hasta 10 veces mayor en niños entre los 6 y 14 años, que debe correlacionarse con un aumento de fuerza de la musculatura correspondiente. Si estas dos variables no van de la mano, el riesgo de sufrir lesión de LCA puede aumentar (41).

Por otro lado, hay que tener en cuenta que el rápido crecimiento que experimentan los huesos durante la pubertad no se corresponde con la velocidad de crecimiento muscular, que es menor, lo que puede suponer una pérdida de flexibilidad, que a su vez está relacionada con un mayor riesgo lesional. En mujeres el incremento de la fuerza en la musculatura flexoextensora de rodilla tras el pico máximo de crecimiento, además de ser menor, se ve retrasado con respecto a los hombres. Además, también en mujeres el incremento de la fuerza de la musculatura isquiosural es menor que el de la musculatura cuadrípital (41,54).

Por último, se ha comprobado que, debido a los patrones de aterrizaje, desde la pubertad las mujeres soportan valores mayores de la fuerza de reacción con el suelo (FRS) que los hombres, manifestado en el que el grado de aducción de cadera o valgo dinámico de rodilla es mayor (30° frente a los 20° que presentan los hombres). Dicha diferencia se mantiene en la edad adulta. También en el caso de las mujeres de entre 12 y 16 años, la FRS que soportan tras un aterrizaje es mayor que a partir de los 18 años debido a diferencias en los patrones de activación muscular (41).

Es necesario destacar que la coordinación en los niños adolescentes es deficitaria con respecto a la que obtienen en la edad adulta. Un hombre adulto durante un aterrizaje activa primero la musculatura isquiosural para prevenir el desplazamiento anterior de la tibia (41). Sin embargo, durante la pubertad, el *timing* de activación de los chicos durante un aterrizaje comienza con una co-contracción del bíceps femoral y el vasto medial del cuádriceps, seguida de una co-contracción del semitendinoso, el semimembranoso y el recto anterior del cuádriceps (55).

Además, se ha comprobado que los deportistas que desarrollan lesiones de LCA tenían, previo a la lesión, una disminución de las conexiones neuronales en la corteza sensorial primaria izquierda y en el lóbulo posterior derecho del cerebelo, áreas relacionadas con la propiocepción, equilibrio y coordinación. Una alteración de las funciones sensoriomotoras aumenta el riesgo de sufrir lesión de LCA. Aquellos deportistas que sufrieron lesión de LCA tardaban, previo a la lesión, 80 ms más en comenzar a andar tras un estímulo visual que aquellos que no desarrollaron lesión. A su vez, el tiempo de reacción visomotora es mayor en

mujeres que en hombres a la hora de realizar una fuerza isométrica máxima. Las deportistas tardan 587 ± 101 ms en empezar a realizar fuerza de flexión de rodilla tras un estímulo visual y 520 ± 81 ms en comenzar a ejercer fuerza de extensión, los hombres lo realizan respectivamente en 449 ± 52 ms y 465 ± 83 ms (56).

En cuanto a factores hormonales, aquellas mujeres que han pasado la menarquia tienen hasta 6,7 veces más riesgo de sufrir lesión de LCA que aquellas deportistas prepúberes que no han tenido la menstruación. Con relación a esto, cuando la mujer se encuentra en la fase preovulatoria del ciclo menstrual tiene entre 2 y 3 veces más de riesgo de sufrir la lesión en comparación a otras etapas del ciclo (47).

Altas concentraciones de estrógenos, como el estradiol, pueden afectar de forma negativa a la estructura ligamentosa y, por ende, a su función mecánica. Cuanto mayor sea el número de fibras de colágeno tipo I en el ligamento, mayor capacidad tendrá de soportar cargas. Someter al ligamento a cargas controladas, como caminar, favorece la formación de estas fibras de colágeno, sin embargo, en etapas en las que existen altas concentraciones de estrógenos dicha formación disminuye (41).

En el estudio realizado por Woodhouse et al. (57) en ratas se comprobó que mayor concentración de estrógenos (46,7 picogramos(pg)/mililitro(mL) frente a los 32,9 pg/mL que tenían aquellas que tomaban píldoras anticonceptivas) suponía un fallo estructural del ligamento con cargas menores. Algo parecido observaron Slauterbeck et al. (58) en su estudio realizado en conejos. Aquellos a los que le introdujeron suplementación hormonal de estrógenos (52 pg/mL frente a los 15 pg/mL del grupo control) soportaban cargas menores en el LCA antes del fallo estructural. Es decir, el LCA es capaz de soportar mayores cargas en los períodos de menor concentración de estrógenos.

En mujeres, estas altas concentraciones de estrógenos se dan tanto en la pubertad (Figura 10) (41) como en la fase de ovulación menstrual (Figura 11) (59).

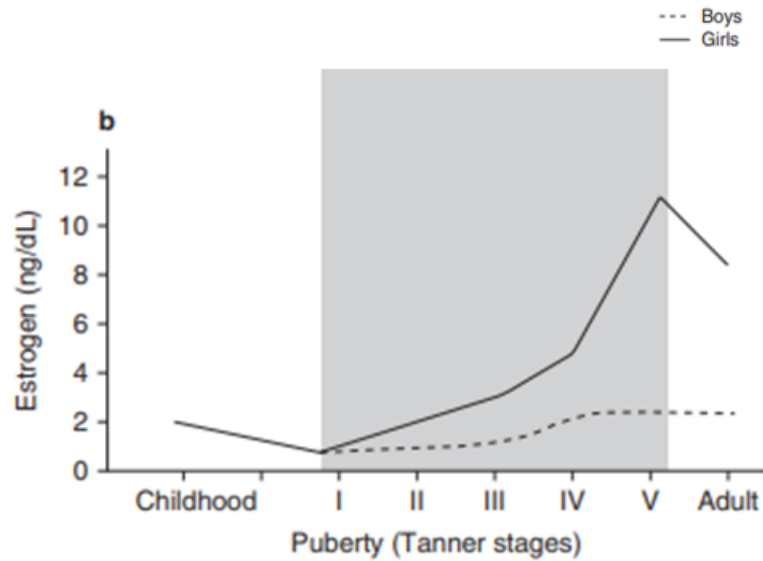


Figura 10. Concentración de estrógenos en hombres y mujeres durante la pubertad.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Wild et al. (41).

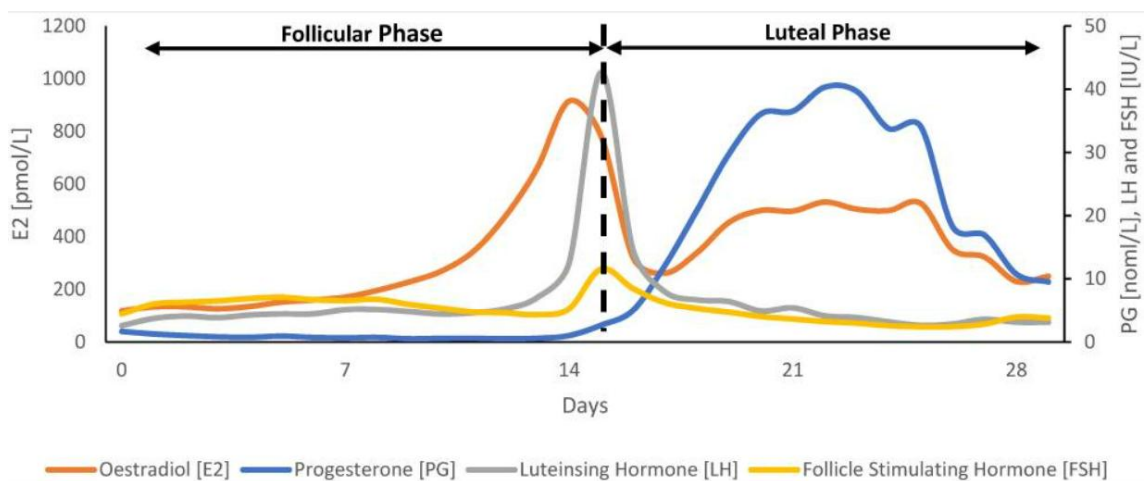


Figura 11. Niveles hormonales en mujeres durante el ciclo menstrual.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Vogel et al. (59).

Otra hormona fundamental para el correcto funcionamiento muscular es la vitamina D, cuyo déficit puede ocasionar debilidad muscular e insuficiencias en la reparación muscular tras un esfuerzo físico. Se ha estudiado que el 79% de los jugadores de la Asociación Nacional de Baloncesto (NBA por sus siglas en inglés) de EE. UU. tienen deficiencias de esta vitamina (60). Aunque hay controversia al respecto, estudios como el de Wyon et al. (61) muestran que los deportistas que toman suplementación de vitamina D obtienen unas ganancias

de fuerza en la musculatura isquiosural mayor (13%) que aquellos que no la toman (3%) durante el mismo ciclo de entrenamiento.

Factores fisiológicos articulares

Las alteraciones en la fisiología articular de los patrones de movimiento también pueden favorecer el riesgo de sufrir esta lesión. Uno de los más importantes es el valgo dinámico de rodilla producido durante aterrizajes o cambios de dirección (22,34). El déficit de control en el plano frontal incrementa las cargas en la articulación de la rodilla, incluidos los ligamentos (62). Numata et al. (63) encontraron que, durante el aterrizaje tras un salto, las deportistas que desarrollaron posteriormente lesión del LCA tenían mayor valgo máximo de rodilla ($8,3 \pm 4,3$ cm) y mayor valgo tras el contacto del primer metatarsiano ($2,1 \pm 2,4$ cm) que aquellas que no sufrieron lesión de rodilla ($5,1 \pm 4,1$ cm y $0,4 \pm 2,2$ cm respectivamente). Para objetivar el valgo de rodilla midieron la distancia desde el primer metatarsiano hasta la proyección en el suelo de la línea que une la espina iliaca anterosuperior y el punto medio de la rótula (punto medio entre el cóndilo femoral medial y lateral), tal y como se representa en la figura 12.

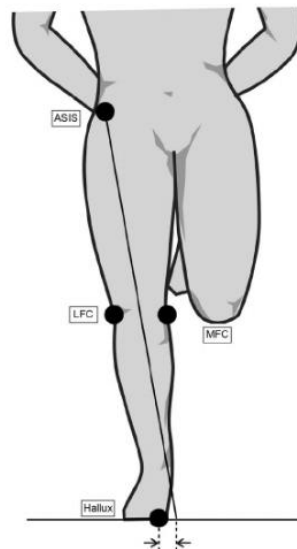


Figura 12. Medición del valgo dinámico de rodilla. ASIS (espina iliaca anterosuperior), LFC (cóndilo femoral lateral), MFC (cóndilo femoral medial).

Fuente: Imagen extraída del estudio de Numata et al. (63).

Este valgo dinámico de rodilla puede estar producido por diversos factores: un déficit neuromuscular de la musculatura estabilizadora central (64), una debilidad de la musculatura abductora de cadera, una mala estabilidad en la articulación de cadera y rodilla (22) y/o un ángulo Q de rodilla mayor a 19° (44) (ángulo que se forma entre la línea que va desde espina iliaca anterosuperior hasta el centro de la rótula y la línea que va desde el centro de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia) muy común en mujeres debido a un ancho de pelvis mayor (22). A su vez, un incremento del rango de movimiento pasivo (ROM-P) de rotación interna de cadera se relaciona con un aumento del valgo dinámico de rodilla. Se ha comprobado que las jugadoras de baloncesto femeninas tienen un mayor ROM-P que los jugadores masculinos ($37,9^\circ \pm 7,7^\circ$ y $28,7^\circ \pm 9,5^\circ$ respectivamente). Esto también ocurre en deportes como el fútbol ($35,8^\circ \pm 7,5^\circ$ en mujeres y $26,2^\circ \pm 8,4^\circ$ en hombres) y el tenis ($35,3^\circ \pm 7,9^\circ$ en mujeres y $26,6^\circ \pm 8,9^\circ$ en hombres) (65).

Los patrones de movimiento en mujeres en aterrizajes y cambios de dirección están asociados con una menor flexión de cadera y de rodilla, con una mayor rotación interna y aducción de cadera y con un aumento de la actividad muscular cuadriceps, factores que aumentan el estrés en el LCA (66). En relación con esto, un deportista a la hora de realizar un cambio de dirección con pelota realiza una menor flexión de rodilla $46,5^\circ \pm 5,6^\circ$ que sin pelota $47,3^\circ \pm 5,4^\circ$. La gran mayoría de las lesiones de LCA ocurren con posesión de balón del deportista, lo que provoca que el foco atencional esté en el balón o en el jugador rival y se produzca un peor patrón cinesiológico de la cadera y la rodilla en los cambios de dirección (67).

En la revisión sistemática realizada por Larwa et al. (22) se concluye que un aumento del ángulo de flexión de cadera en el momento de contacto inicial durante el aterrizaje tras salto puede aumentar el riesgo de sufrir ruptura de LCA ($50,1^\circ \pm 13,2^\circ$ lesionados frente a $25,8^\circ \pm 14,7^\circ$ no lesionados). A su vez, se afirma que aquellos deportistas que han sufrido lesión de LCA, tenían una flexión de rodilla menor (previo a la lesión) en el aterrizaje tras salto que los que no han sufrido lesión ($13,6^\circ \pm 3,63^\circ$ frente a $23,6^\circ \pm 17,3^\circ$ respectivamente).

Por último, aquellos que han sufrido lesión de LCA, previo a la lesión, aterrizan con una menor flexión plantar ($10,7^\circ \pm 9,6^\circ$) frente a los no lesionados

($22.9^\circ \pm 10.1^\circ$). Además, desde el contacto inicial hasta el segundo (s) 0,2 los lesionados sólo realizan $4,1^\circ$ de flexión dorsal, frente a los $43,8^\circ$ que realizan los que no han sufrido una lesión futura. Esto produce que el tríceps sural absorba menos fuerza y que la fuerza de reacción del suelo se traslade hacia la rodilla aumentando el estrés en la articulación y del LCA. El aterrizaje con una mayor flexión plantar es la posición más segura para absorber dicha fuerza y disminuir la carga soportada por el LCA. Teniendo en cuenta que la fuerza que recibe el cuerpo tras un salto puede ser hasta 18 veces la del peso corporal del deportista, este patrón de movimiento es esencial para la seguridad del deportista (68). Además, un patrón de aterrizaje con el pie en flexión plantar aumenta la capacidad de absorción de fuerzas por parte de la musculatura cuádriceps, ya que se produce un mayor rango de movimiento de flexión de rodilla durante la acción ($33^\circ \pm 6^\circ$) que al aterrizar con el pie en neutro ($21^\circ \pm 5^\circ$) (69). A su vez, los aterrizajes tras salto con un componente menor de flexión de rodilla están descritos en la bibliografía como aterrizajes rígidos. Esto supone que la fuerza vertical de reacción con el suelo que tiene que soportar la articulación sea mayor, incrementando así el riesgo de lesión de LCA (70).

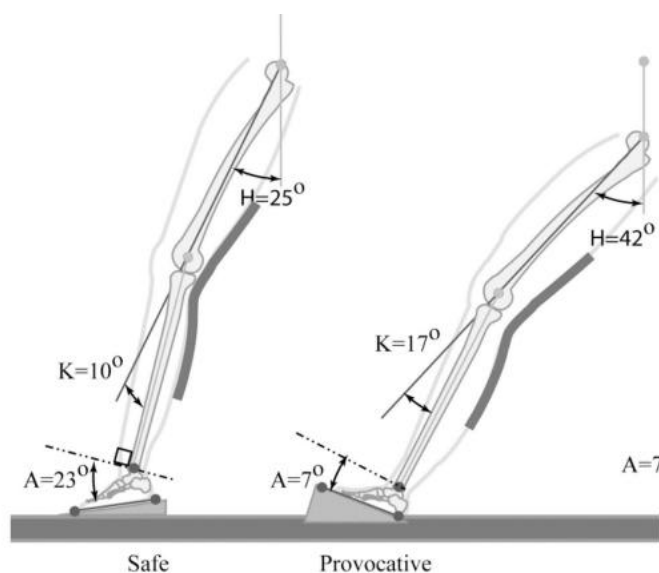


Figura 13. Contacto inicial durante un aterrizaje tras salto en una posición segura (izquierda) y en una posición provocativa de lesión de LCA (derecha).

Fuente: Imagen extraída del estudio de Boden et al. (68).

Con relación a lo anterior, Smith et al. (66) afirman en su estudio que aquellos deportistas que habían sufrido lesión de LCA, tenían, previo a la lesión, unos valores mayores de fuerza de reacción del suelo debido a un menor tiempo de contacto que aquellos que no desarrollaron lesión. Con relación a esto, Brumitt et al. (71) afirman en su estudio que el índice de fuerza de reacción no es un valor que pueda asociarse al riesgo de desarrollar lesión del LCA en jugadores de baloncesto masculinos, pero sí en jugadores de voleibol femenino.

Por otro lado, un déficit de flexión dorsal de tobillo, inferior a $36,5^\circ$, reduce la capacidad de absorción de fuerzas del tríceps sural en un aterrizaje tras salto, incrementando así la fuerza que se produce sobre la articulación de la rodilla, aumentando el riesgo de lesión en dicha articulación (72). Este déficit puede llevar asociado una pronación excesiva de la articulación talocalcánea que a su vez está descrita como un factor de riesgo de lesión de LCA (73).

Peebles et al. (74) encontraron que el patrón de aterrizaje tras un salto difería en función del género del deportista. Los hombres soportan mayor porcentaje de fuerza de reacción con el suelo en relación con su peso corporal ($0,44 \pm 0,13\%$) que las mujeres ($0,35 \pm 0,07\%$), tienen mayor ángulo de abducción ($1,65 \pm 5,61^\circ$ frente a $-10,01 \pm 7,45^\circ$ de las mujeres) y menor momento aductor ($0,26 \pm 0,21$ Nm/kg frente a $0,43 \pm 0,19$ Nm/kg de las mujeres).

Además, si el tiempo del que dispone el deportista para realizar un determinado movimiento disminuye, puede afectar al patrón de movimiento aumentando así el riesgo de lesión. Fuerst et al. (75) observaron en su estudio que avisando al deportista 900 ms antes de realizar un cambio de dirección, el momento de abducción soportado por la rodilla, en Nm/kg, era de $0,34 \pm 0,3$, y avisando 600 ms antes el momento aumentaba a $0,52 \pm 0,35$.

Por otro lado, la musculatura estabilizadora central debe ser capaz de mantener la posición corporal tras una perturbación. Los deportistas que tienen un mayor desplazamiento del tronco tras el aterrizaje tras un salto tienen mayor riesgo de sufrir lesión de LCA (66). Además, durante un aterrizaje se debe producir una correcta co-contracción en la que el cuádriceps dote de un momento extensor a la rodilla para evitar su colapso y los isquiosurales trabajen junto al LCA para prevenir un desplazamiento anterior excesivo en la tibia (41).

Para la evaluación del patrón de aterrizaje se utiliza el Landing Error Scoring System (LESS por sus siglas en inglés) en el que se evalúan 17 ítems, relacionados con parámetros biomecánicos, durante el aterrizaje tras un salto desde un cajón de 30 cm de altura (44). Una puntuación ≥ 5 en esta prueba supone un riesgo 10 veces mayor de lesión de LCA en futbolistas jóvenes que puntuaciones < 5 (76). Además, la fatiga producida tras un partido disminuye las habilidades de aterrizaje del deportista ($7,1 \pm 1,3$ puntos en la escala LESS antes del partido y $7,7 \pm 1,4$ tras el partido) (77).

Otro factor que puede aumentar el riesgo de lesión de LCA es un ángulo de anteversión femoral disminuido. Aquellas deportistas de baloncesto femeninas que han sufrido una lesión de LCA tenían (previo a la lesión) una anteversión femoral de $15,3 \pm 3,3^\circ$ frente a los $16,6 \pm 3,5^\circ$ que tenían las que no sufrieron lesión (73). También en deportistas femeninas, un exceso de la desviación lateral de la pelvis puede asociarse con la lesión (78). Además, déficits en las rotaciones de cadera, $< 30^\circ$ en la rotación externa o $< 75^\circ$ en la suma de rotación interna más externa, se correlacionan con una mayor probabilidad de desarrollar lesiones de LCA (44).

Asimismo, un déficit en el equilibrio, entendido como la facultad de preservar, dentro de la base de apoyo, el centro de gravedad en estático o en dinámico, se considera un factor de riesgo en la lesión de LCA. Oshima et al. (64) hallaron en su investigación que la distancia que se desplazaba el centro de gravedad en los deportistas que se habían lesionado el LCA era mayor ($1,31 \pm 0,37$ (cm/s) frente a $1,15 \pm 0,28$ que obtuvieron los no lesionados).

En cuanto a la fuerza muscular, aquellos deportistas que han sufrido lesión de LCA tenían unos valores, previos a la lesión, de fuerza abductora y rotadora externa de cadera menor que los deportistas que no desarrollaron lesión de LCA (22).

Una disminución de fuerza en la musculatura flexora de rodilla también se puede relacionar con el desarrollo de la lesión de LCA (53) ya que puede aumentar la translación anterior de la tibia, aumentando así la fuerza soportada por el LCA (34). El cuádriceps, cerca de la extensión completa de rodilla, es el principal productor de fuerza anterior de rodilla (68). Relacionado con lo anterior, si durante el patrón de aterrizaje tras un salto se produce una fuerza más vertical

(debido a un mayor ángulo de extensión de rodilla), la musculatura isquiosural pierde capacidad para evitar una excesiva traslación anterior de la tibia (22).

La fuerza isocinética que es capaz de desarrollar un deportista de élite es mucho mayor en hombres que en mujeres. A $60^\circ/\text{s}$ un jugador de baloncesto profesional masculino ejerce de media $289 \pm 3 \text{ N} \times \text{m}$ de fuerza de extensión de rodilla y $157 \pm 8 \text{ N} \times \text{m}$ de fuerza de flexión, frente a los $185 \pm 15 \text{ N} \times \text{m}$ y $100 \pm 10 \text{ N} \times \text{m}$ que realizan las mujeres respectivamente. A $180^\circ/\text{s}$ la diferencia sigue significativamente mayor en hombres (79). Esta diferencia de fuerza también es notable en categorías inferiores (80). Además, si se relaciona la fuerza según el peso del deportista ($\text{N} \times \text{m}/\text{kg}$), la fuerza en los deportistas masculinos, en este caso futbolistas, es mayor que en las femeninas. A $60^\circ/\text{s}$ la fuerza de flexión de rodilla que ejercen los hombres es de $1,7\text{--}1,8 \text{ N} \times \text{m}/\text{kg}$ frente a $1,3\text{--}1,4 \text{ N} \times \text{m}/\text{kg}$ que ejercen las mujeres, y en el caso de la extensión de rodilla es de $3,1\text{--}3,3 \text{ N} \times \text{m}/\text{kg}$ y $2,3\text{--}2,4 \text{ N} \times \text{m}/\text{kg}$ respectivamente (79).

La edad también es un factor influyente en la fuerza que es capaz de generar el deportista. En futbolistas de élite de 17 años la media de fuerza que generan en la extensión de rodilla a $60^\circ/\text{s}$ y $180^\circ/\text{s}$ son $182 \pm 28 \text{ N} \times \text{m}$ y $145 \pm 13 \text{ N} \times \text{m}$ respectivamente, frente a los $239 \pm 16 \text{ N} \times \text{m}$ y $168 \pm 14 \text{ N} \times \text{m}$ de jugadores de élite de 25 años. Lo mismo ocurre con la fuerza de flexión de rodilla que es de $97 \pm 18 \text{ N} \times \text{m}$ a $60^\circ/\text{s}$ y $87 \pm 15 \text{ N} \times \text{m}$ a $180^\circ/\text{s}$ en jugadores de élite de 17 años y de $138 \pm 4 \text{ N} \times \text{m}$ y $106 \pm 7 \text{ N} \times \text{m}$ en jugadores de 25 años. Esto se traduce en que, para las mismas exigencias del deporte, los atletas de menor edad son capaces de generar un 24% de fuerza en la musculatura cuadricepsal y un 37% menos de fuerza en la musculatura isquiosural, esta última la musculatura protectora de LCA (79).

En otro estudio, realizado en deportistas profesionales y no profesionales (élite en sus respectivas categorías), se aprecia mayor incremento en la fuerza cuadricepsal que en la fuerza de la musculatura isquiosural desde los 13 años hasta la etapa profesional (del 130% y del 89% respectivamente) (81).

Nagai et al. (82) midieron en su estudio la fuerza isocinética a $240^\circ/\text{s}$ a estudiantes de bachiller desde los 15 hasta los 18 años. Encontraron que, en todas las edades, los hombres generaban más fuerza de extensión y flexión de rodilla, (de media en hombres $147,8 \pm 28,4 \text{ N}$ de extensión y $71,2 \pm 17,5 \text{ N}$ de

flexión y de media en mujeres $118,8 \pm 21,1$ N de extensión y $57 \pm 13,9$ N de flexión) sin haber diferencias en la ratio H/Q en ninguna de las edades (de media en hombres $48,7 \pm 10,6$ y en mujeres $49,1 \pm 13,4$). Además, la fuerza que generaban los hombres iba en aumento conforme tenían más edad. Sin embargo, en las mujeres no ocurría lo mismo en la fuerza de flexión de rodilla, por lo que el músculo protector del LCA no aumenta sus valores de fuerza con la edad en las mujeres.

Por otro lado, si relacionamos la fuerza que es capaz de generar la musculatura con la masa corporal del deportista, no existen diferencias entre jugadores de 14 y 18 años (83).

Por último, las jugadoras de baloncesto femeninas profesionales generar a bajas velocidades mayor fuerza en extensión y flexión de rodilla (185 ± 15 N \times m y 100 ± 10 N \times m) (79) que jugadoras no profesionales de ligas universitarias (144 ± 23 N \times m y 89 ± 20 N \times m) (84).

Igualmente, un déficit en la fuerza de la musculatura isquiosural limita que se produzca una cocontracción muscular en la rodilla que proteja a los ligamentos, especialmente al LCA. Por ello, las rupturas de LCA se asocian comúnmente a un desequilibrio entre la musculatura extensora y flexora de rodilla (ratio isquiotibiales/cuádriceps (85,86), descrito como ratio H/Q en la terminología anglosajona, término que utilizaremos a lo largo de la presente tesis y el cual detallaremos en el apartado de dinamometría.

El punto de corte para la ratio H/Q convencional se establece en 0,6. Por debajo de este el riesgo de sufrir lesiones asociadas de la musculatura isquiosural o LCA aumenta (85). Dicha ratio se incrementa conforme aumenta la velocidad angular de la prueba (87).

Por otro lado, el punto de corte de la ratio funcional se establece en 1. Sin embargo, debemos tener en cuenta que estos valores de normalidad de las ratios estudiadas podrán variar según a la velocidad angular con la que se realicen los testes isocinéticos (85).

Se ha comprobado que aquellos deportistas con una ratio H/Q convencional medida a $60^\circ/\text{s}$ menor a 0,58 tienen un mayor pico de fuerza del cuádriceps durante el aterrizaje tras salto (9.5% mayor) que provoca un aumento

de la fuerza sobre el LCA del 16,6%, lo que aumenta el riesgo de sufrir lesión sobre esta estructura (86).

Sin embargo, existe bibliografía que afirma que no es posible predecir lesiones de LCA con datos de ratios H/Q convencionales (87), a pesar de ser una de las variables más usadas para evaluar riesgos de lesión (20), debido a que no tiene en cuenta el ángulo donde se produce el pico de fuerza máxima. Está descrito que el pico de fuerza máxima de los extensores de rodilla se produce con un ángulo cercano a los 60°-70° de flexión de rodilla y el pico de fuerza máximo de los flexores se produce entorno los 30°-40° (87). Por ello, medir ratios de fuerza en ángulos específicos cercanos a la extensión de rodilla puede tener un mayor índice de predicción que la ratio convencional, ya que la gran mayoría de las lesiones de LCA se producen con la rodilla cerca de la extensión completa (88).

Durante el desarrollo de la presente tesis, el equipo de trabajo de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios ha publicado tres trabajos en la misma línea de investigación (Anexos VI, VII y VIII) (89-91).

En uno de ellos (89) se valoró cómo el ángulo de flexión en el que se posiciona la rodilla influye en la ratio H/Q. Los autores recomendamos incorporar mediciones específicas en estos ángulos para mejorar la predicción y prevención de lesiones.

En otro (90) se valoraron 85 jugadores de baloncesto profesionales y junior de élite. No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la ratio H/Q ni entre categorías ni en la mayoría de las comparaciones por sexo. Sin embargo, sí se hallaron diferencias en la fuerza absoluta de los flexores de rodilla, siendo menor en las mujeres. Estos resultados podrían explicar la relación entre el déficit de fuerza de la musculatura isquiotibial y la mayor incidencia de lesiones de LCA observada en mujeres.

A su vez, se cree que la ratio H/Q en fatiga puede aportar más información a la hora de la prevención de lesiones de LCA que la ratio convencional, ya que se ha visto que tras un ejercicio que causa fatiga la función neuromuscular que aporta estabilidad a la rodilla se ve alterada y con esta prueba se podría sacar información del comportamiento de la musculatura isquiotibial y cuadriceps en

condiciones de fatiga. Además, se ha comprobado que la musculatura isquiotibial sufre mayor fatiga que la musculatura cuadrípital. Por ello, puede considerarse a la fatiga muscular como factor de riesgo para lesiones musculares de isquiotibiales y de LCA (20). A su vez, aquellos deportistas con un mayor porcentaje de fibras rápidas en la musculatura isquiotibial tienen mayor índice de fatiga que aquellos con un número más elevado de fibras lentas, por lo que este podría también ser un factor de riesgo de lesión (92).

Tras la práctica deportiva, la ratio funcional H/Q disminuye hasta un 14%. Además, la fatiga produce una disminución de la capacidad de la musculatura isquiotibial de contraerse de forma rápida, la tasa de desarrollo de fuerza (RFD, por sus siglas en inglés) a los 50 ms y a los 100 ms disminuye un 15% y un 17% respectivamente en la musculatura isquiosural, pero no disminuye en la cuadrípital, pudiendo alterar la estabilidad de la articulación (93). Cuanto mayor sea la RFD y menor el tiempo necesario para el desarrollo del pico de fuerza máximo, mayor funcionalidad tendrá la rodilla. Se puede dividir la RFD en fase temprana (< 100 ms) en la que predominan mecanismos neurales y fase tardía (> 100 ms) en la que dependen más aspectos como la capacidad contráctil del musculo (94).

En relación con lo anterior, una variable, poco estudiada, pero, que se cree que podría influir en las lesiones relacionadas con la musculatura isquiosural, y, por ende, con el LCA, es el ángulo de cruce. Es el ángulo en el que la musculatura isquiosural empieza a contrarrestar la fuerza que es generada por el cuádriceps (95).

Collings et al. (34) concluyeron en su estudio que se puede tener un grado de predicción de LCA de un 78% de acierto tomando en conjunto las siguientes variables: una lesión previa de LCA; una disminución de la ratio de fuerza aductores/abductores de cadera ($0,93 \pm 0,17$ lesionados frente a $1,01 \pm 0,14$ no lesionado); un aumento de la fuerza generada con respecto al peso del deportista en el momento de despegue de un salto ($1,23 \pm 0,11$ lesionados frente a $1,15 \pm 0,13$ no lesionados); un mayor valgo dinámico durante el aterrizaje tras salto ($1,5 \pm 5,8^\circ$ lesionados frente a $-2,6 \pm 7,2^\circ$ no lesionados) y una mayor flexión de tronco homolateral durante el aterrizaje tras un salto ($9,1 \pm 4,2^\circ$ lesionados frente a $7,8 \pm 2,3^\circ$ no lesionados).

Factores genéticos

También, existen una serie de factores genéticos que pueden predisponer a una lesión de LCA. Entre los más destacados se encuentra la presencia del gen COL3A1 rs18000255 AA (*odds ratio* = 3,8). En cuanto al gen COL5A1 rs12722 CC las deportistas femeninas con ruptura de LCA tienen una menor presencia de este gen y una mayor presencia del gen COL12A1 rs970547 AA (96). Además, la presencia o ausencia de determinados polimorfismos en los proteoglicanos, con una gran importancia en la estructura del ligamento están implicados en el riesgo de ruptura de LCA (97).

Es muy probable que el riesgo de sufrir una lesión de LCA sea multifactorial, ya que numerosos estudios muestran como una multitud de parámetros afectan a las tasas de lesión (53,73).

Los deportistas tienen unos factores de riesgo predisponentes que no deben considerarse de manera aislada. Estos están influenciados por factores externos y están expuestos a la práctica deportiva, caótica, lo que puede provocar la lesión (26).

1.1.1.2.6. Factores de riesgo para recaída de una lesión de LCA

Existen una serie de factores que aumenta el riesgo de sufrir una nueva lesión del LCA (ruptura de la plastia). En primer lugar, se encuentra la puntuación en la escala de Tegner, que mide el grado de actividad física. Aquellos deportistas que tienen una puntuación ≥ 7 tienen cuatro veces más riesgo de sufrir una ruptura de la plastia que aquellos con una puntuación inferior (98).

Así mismo, un tratamiento quirúrgico temprano (en los primeros 12 meses tras la lesión) tiene un 87% más de riesgo de sufrir ruptura de la plastia que un tratamiento realizado pasado el año de la lesión. Se cree que esto puede estar debido a que, cuanto mayor es la precocidad del tratamiento, mayor es el nivel competitivo tras la lesión (98).

Además, una edad del deportista inferior a 18 supone entre 2,6 y 3,5 más de riesgo de sufrir una ruptura de la plastia que una edad superior a los 18 años (98).

También, un mal control postural y un déficit en los patrones de aterrizaje en la cadera, rodilla y tobillo son factores de riesgo para una segunda lesión de LCA y más concretamente un valgo de rodilla $> 1,4$ cm en la pierna no afecta y una diferencia de dorsiflexión entre ambos tobillos $> 2,5^\circ$ durante el aterrizaje (99).

En el 53% de los casos después de una lesión de LCA está asociado un déficit de la fuerza de la musculatura isquiosural que puede deberse a un déficit previo a la lesión o a una insuficiente recuperación. En cuanto a la ratio H/Q, por cada déficit del 10% en esta variable se incrementa el riesgo de volver a sufrir lesión de LCA en 10,6 veces (100).

Por último, tanto una mala preparación psicológica para la vuelta a la competición, cómo un historial familiar previo de lesión de LCA, son considerados como factores de riesgo (*odds ratio* 2,2 y 1,76 respectivamente) (98).

1.1.1.2.7. Factores de riesgo para lesión LCA contralateral

Existen una serie de factores que pueden aumentar el riesgo de sufrir, en deportistas previamente lesionados de LCA, una lesión de las mismas características en la rodilla contralateral (LLCA-C) (49).

El regreso a la práctica deportiva es el factor de riesgo más evidente para el desarrollo de una LLCA-C. Especialmente en los deportistas que se reincorporan a un alto nivel competitivo. Estos tienen mayor riesgo (*odds ratio* = 3,3) de sufrirla que aquellos que lo hacen a un nivel competitivo menor (49,98). Esto puede relacionarse con que tras una lesión de LCA se producen déficits funcionales por mecanismos neurales centrales que afectan la función neuromuscular de la musculatura del muslo contralateral. La fuerza máxima de la musculatura flexora y extensora de rodilla de la pierna que no ha sufrido lesión de LCA no se encuentra alterada, aspecto que sí ocurre en la pierna lesionada. Sin embargo, la RFD de flexores y extensores de rodilla en los primeros 150 ms

si disminuye en la pierna contralateral tras una lesión de LCA. En el caso de la pierna afecta dicha RFD disminuye en un tramo mayor (250 ms). En resumen, tras una lesión de LCA se produce un déficit bilateral en la RFD temprana (< 150 ms) y un déficit unilateral en la pierna afecta en la RFD tardía (> 150 ms) (94).

En cuanto al género, las mujeres tienen mayor riesgo de sufrir LLCA-C que los hombres (*odds ratio* = 1,35). A su vez, en relación con la edad, los jóvenes tienen un riesgo más elevado de sufrir una lesión contralateral. Por cada año que cumple el deportista el *odds ratio* disminuye 0,27. Los deportistas menores de 20 años tienen 2,3 veces más posibilidades de lesionarse el LCA-C que los deportistas mayores de 20 años. Si el punto de corte lo ponemos en 18 años, la *odds ratio* aumenta a 2,4. Por otro lado, al contrario de como ocurría para una primera lesión de LCA, no hay asociación entre el IMC y el riesgo de sufrir lesión contralateral. Por último, igual que ocurría con el riesgo de ruptura de la plastia, un historial familiar previo de lesión de LCA aumenta el riesgo de sufrir LLCA-C (*odds ratio* = 2,1) (49).

1.1.1.2.8. Complicaciones asociadas de la lesión de LCA

Esta lesión se asocia con un periodo prolongado en el tiempo de secuelas tales como: dolor crónico, osteoartrosis precoz de rodilla (12,32,39,42,73), alteraciones meniscales y alteraciones del cartílago articular (27,32). Las lesiones de LCA que no son tratadas quirúrgicamente tienen, por un lado, más riesgo de sufrir lesiones condrales y meniscales en el futuro (38,64) y, por otro lado, un menor nivel de actividad del deportista tras la lesión que aquellas tratadas quirúrgicamente (64). Cuanto más joven sea el deportista lesionado, más probabilidades tiene de desarrollar osteoartrosis precoz (26).

Además, el 50% de las lesiones de LCA están asociadas con lesiones en el menisco interno y/o en el ligamento colateral medial (44).

La lesión de LCA puede producir un gran costo para el deportista que lo padece como consecuencia de perderse una temporada de competición, desde perder becas deportivas para estudiantes hasta reducir su rendimiento académico (39). Un 35% de los deportistas que tienen lesión de LCA no recuperan el nivel competitivo previo (26).

Después de la lesión de LCA la tasa de vuelta a la competición en la NBA es del 89%, con un nivel competitivo inferior al previo a la lesión (31,33). Aquellos jugadores que sufren lesión de LCA tiene una media del Ratio del Índice de Rendimiento (PIR) durante el primer año tras la vuelta a la competición de entre 7–4,5 puntos inferior al previo a la lesión (33). Además, el número de minutos por partido que juegan tras la vuelta de lesión es inferior al previo ($21,6 \pm 8,5$ y $23,5 \pm 10,8$ respectivamente) (101). En el caso de WNBA la tasa de vuelta a la competición es del 70% siendo la media de baja deportiva a causa de la lesión de 375 días (31). El proceso de recuperación de la lesión es tan prolongado ($385,1 \pm 189,7$) que causa que un jugador de la NBA se pierda de media $86,6 \pm 35,6$ partidos tras esta lesión, lo que supone un coste económico que dependiendo del salario del jugador puede alcanzar hasta los $5,2 \pm 3,4$ millones de dólares (\$) (33).

En el caso del fútbol femenino, un tercio de las futbolistas que se lesionan el LCA van a recaer de la lesión y dos tercios no son capaces de volver al nivel competitivo previo a la lesión (34). En atletas jóvenes la ratio de una segunda lesión de LCA en los 10 años posteriores a la primera lesión oscila entre el 25% y el 35% (99).

El precio por cada reconstrucción quirúrgica de LCA ronda los 25.000 \$ (44). El coste económico anual de cirugías de LCA asciende hasta los 850 millones de \$, a los que hay que sumar los costes postquirúrgicos y de recuperación que rondan los 2 billones (64).

A su vez, el 8% de los pacientes operados quirúrgicamente de LCA sufren artrofibrosis y tienen que volver a ser intervenidos para romper las adherencias, que se han producido por una proliferación excesiva de miofibroblastos, y recuperar el movimiento completo en la articulación. Los pacientes de sexo femenino con una edad inferior a 18 años que presentan lesión meniscal asociada, con un tiempo inferior a 28 días entre lesión y cirugía y/o con un tiempo prolongado de inmovilización tras la cirugía, tienen más probabilidades de sufrir esta afectación (51).

1.1.1.2.9. Prevención de lesiones de LCA

Dentro de las competencias del fisioterapeuta se encuentra la de diseñar y llevar a cabo programas preventivos para ofrecer un bien común a la sociedad reduciendo el número total de lesiones y a su vez los gastos de tratamiento derivados de estas (102). Se estima que el coste por persona de un protocolo preventivo oscila entre 2 y 15 \$ (44).

Lo más importante a la hora de llevar a cabo un protocolo preventivo es conocer los factores de riesgo implicados en el desarrollo de una lesión. La posibilidad de reducir su prevalencia radica en trabajar sobre los factores de riesgo modificables (47).

Los protocolos de prevención de lesiones de LCA están enfocados a reducir el número total de lesiones de LCA, especialmente sin contacto. Estos programas incluyen ejercicios de fuerza, de pliometría, de agilidad, de equilibrio, de control neuromuscular (103), conciencia corporal y toma de decisiones con el objetivo de modificar los gestos deportivos y patrones de movimiento que comprometen la integridad del LCA (104). Esta descrito en la bibliografía que programas preventivos de LCA como el FIFA 11 + o el *Prevent Injury and Enhance Performance* reducen la incidencia de lesiones de LCA (36). Sin embargo, hay mucha controversia al respecto, sobre si estos programas de prevención disminuyen o no la incidencia lesional (105). Algunos estudios indican que los protocolos preventivos pueden reducir hasta en un 40% la incidencia de lesiones de LCA (44). Cuando las mujeres deportistas llevan a cabo, en los estudios de investigación, un protocolo preventivo de LCA basado en ejercicios de fuerza se disminuye la incidencia más de un 65%. Sin embargo, esa incidencia no se ve reflejada en la sociedad debido a la baja adherencia de los deportistas a dichos programas que no se encuentran dentro de la rutina de entrenamiento habitual (26). Por ello, es fundamental realizar programas preventivos durante la pretemporada con ejercicios de mantenimiento durante la temporada con herramientas que aumenten la adherencia al mismo (104).

Como ya se ha mencionado en las secciones anteriores, las mujeres de entre 15 y 19 años tienen un mayor riesgo de lesión debido, entre otros aspectos, a alteraciones de patrones de movimiento que desarrollan durante el inicio de la pubertad. Se ha comprobado que realizar protocolos preventivos en las mujeres

deportistas antes de que se produzcan dichas alteraciones, en torno a los 12 años, tiene mayores beneficios que realizarlo en deportistas de mayores de 14 años. Un protocolo con ejercicios de fuerza y control motor en movimientos de salto y pivotaje en deportistas de 12 años disminuye el valgo de rodilla y el momento abductor, y aumenta la flexión de rodilla durante un aterrizaje con respecto al grupo control que no realiza dicho protocolo. Sin embargo, si el protocolo se realiza con deportistas de 14 años, en los que ya se han producido alteraciones de los patrones de movimiento, no hay diferencias entre el grupo de entrenamiento y el grupo control (106).

Myer et al. (107) desarrollaron un modelo de predicción de lesiones LCA, denominado KAM nomogram, basado en la medición de la carga soportada por la articulación de la rodilla en el patrón de aterrizaje tras un salto. También medían la ratio H/Q. Sin embargo, Landis et al. (36), no encontraron este modelo como predictor de lesiones LCA. En cambio, sí vieron que las deportistas femeninas que obtienen una puntuación igual o inferior a 14 puntos en la prueba FMS™ (Functional Movement Systems), que incluyen pruebas de salto, movilidad y estabilidad, tienen más riesgo de sufrir lesión de LCA.

Por otro lado, algún estudio sugiere que prescribir a las jóvenes deportistas pastillas anticonceptivas, regulando así la concentración de estrógenos, podría prevenir la lesión de LCA, debido a la relación de esta con el ciclo menstrual (26).

La causa por la que el índice de predicción de lesiones no sea el óptimo puede estar, en el modelo actual reduccionista, basado en correlaciones de factores de riesgo aislado con una interacción lineal y unidireccional con la aparición o no de la lesión. Por ello, Bittencourt et al. (108) proponen un modelo complejo de predicción de lesiones basado en la interacción multidireccional de los distintos factores de riesgo que pueden causar una determinada lesión. A su vez, afirman que la prevención de lesiones debe analizar perfiles de riesgo del deportista y no sólo analizar factores de riesgo aislados. En la siguiente figura se muestra el sistema complejo de la lesión de LCA.

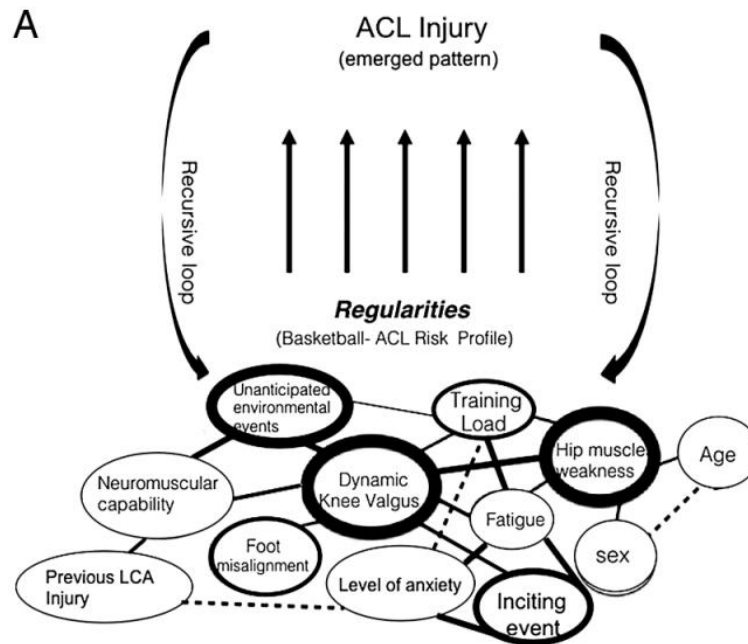


Figura 14. Interacción multidireccional de los factores de riesgo para lesiones de LCA en jugadores de baloncesto.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Bittencourt et al. (108).

En el esquema anterior se puede observar los principales factores que interactúan en la red de determinantes son: la debilidad la musculatura de la cadera, el valgo dinámico de rodilla y los sucesos ambientales inesperados. Estos factores se ven influenciados por otros tales como la fatiga muscular, la ansiedad, la carga de entrenamiento o la edad entre otros. Por ello es necesario analizar el perfil completo del deportista y no factores de forma aislada para poder tener un mayor éxito en la predicción de lesiones (108).

1.1.1.2.10. Tratamiento y tiempo de recuperación tras una lesión de LCA

Se estima que el coste anual para la recuperación de lesiones de LCA en EE. UU. es de tres mil millones de \$. Solamente en el atletismo femenino universitario los costes son de 650 millones de \$ (más del 21% del costo total) (24). La incidencia de cirugías de LCA presenta una tendencia creciente con el paso de los años. En EE. UU. las cirugías de LCA aumentaron de 4,09 a 4,78 por cada mil pacientes entre 2.004 y 2.009 (98).

El coste medio de una cirugía para la reconstrucción del LCA es de 12.740 \$. Si a eso le sumamos los costes sociales asociados y de recuperación la cifra aumenta a 38.000 \$ (47).

El objetivo principal de la reconstrucción del LCA debe ser restaurar la función de la rodilla y generar estabilidad para prevenir una futura osteoartritis (15) y permitir una vuelta a la práctica deportiva más segura (109). La opción quirúrgica se asocia con menor riesgo de lesión meniscal en los 10 años posteriores a la lesión que la opción de tratamiento conservador, del que hablaremos más adelante (16).

Para la reconstrucción quirúrgica del LCA se puede utilizar autoinjertos (tejido del paciente), aloinjertos (tejido cadavérico) o material sintético. Los autoinjertos más utilizados son de tendón cuadricipital, hueso tendón hueso (HTH) del tendón rotuliano y del tendón de la pata de ganso (16). El más utilizado en el pasado era el HTH, pero las complicaciones asociadas a este tipo de cirugía (dolor anterior de rodilla, osteoartritis femoropatelar y/o pérdida de la función cuadricipital) hace que en la actualidad se emplee con mayor frecuencia la cirugía con el tendón de la pata de ganso (110).

El porcentaje de que la reconstrucción quirúrgica de LCA sea fallida es superior al 25%, debido a una inestabilidad rotatoria residual. Para evitarla se utilizan durante la intervención procedimientos como la reconstrucción del ligamento anterolateral para dotar de mayor estabilidad a la rodilla (3). Dependiendo del tipo de operación a la que se someta el paciente, las posibilidades de pasar por quirófano para una revisión de la cirugía van a variar. Las cirugías de autoinjerto HTH son las que menos posibilidades tienen de necesidad de revisión. Por otro lado, las opciones de aloinjerto de tibial anterior o isquiotibiales tienen más probabilidades de necesitar revisión quirúrgica (38).

Una de las piezas fundamentales para la restauración de la función articular es recuperar la fuerza de los flexores de rodilla, debido a su función estabilizadora y sinergista del LCA. La clave principal para su recuperación funcional es establecer la carga óptima en cada fase para maximizar las adaptaciones morfológicas, neurales y mecánicas (100).

Tras los 6 meses desde la cirugía, la fuerza isocinética a bajas velocidades (60°/s) de los deportistas masculinos se encuentra restaurada tanto en la musculatura cuadricepsal como en la isquiosural. Sin embargo, a altas velocidades (180°/s) hay un déficit de la fuerza de los músculos isquiosurales con respecto al lado no intervenido del 6,5% y del cuádriceps del 12% (111). Por el contrario, en jugadoras femeninas de baloncesto sigue habiendo un déficit de fuerza muscular de entre un 24% y un 36% en la musculatura flexoextensora de rodilla. Dicho déficit depende del tipo de plastia que se haya utilizado durante la reconstrucción de LCA, siendo mayor en la musculatura isquiosural en autoinjertos del tendón de la pata de ganso (112). Esta situación puede deberse a que en este tipo de pacientes se produce una pérdida del 30% del volumen muscular del semitendinoso que no es compensada totalmente por la hipertrofia que experimenta el semimembranoso, siendo la pérdida de volumen total del paquete isquiosural medial del 18% (100).

Fisher et al. (110) evaluaron en su estudio la fuerza de la musculatura flexoextensora de rodilla a los 6 y a los 8 meses tras una cirugía de LCA. Los pacientes que habían sido intervenidos con autoinjerto de HTH presentaban un 14% menos de fuerza de extensión a los 6 meses y un 10% a los 8 y en 5% más de fuerza flexora a los 6 meses en comparación con los que habían sido operados con autoinjerto de la pata de ganso. En cuanto al índice de simetría entre ambas piernas, los del grupo HTH tenían un $70,4 \pm 14,2\%$ de simetría en extensión, y un $93,6 \pm 13,4\%$ en flexión a los 6 meses, y los del grupo del tendón pata de ganso un $82,2 \pm 12,5\%$ y un $86,3 \pm 14,6\%$ respectivamente. A los 8 meses la simetría para el primer grupo era de un $83,6 \pm 15,1\%$ en extensión y un $98 \pm 12,7\%$ en flexión y para el segundo de un $88,7 \pm 10,7\%$ y un $90,1 \pm 13,1\%$ respectivamente. Se considera un índice de simetría (IS) $\geq 90\%$ como seguro, por lo que más de un 10% de asimetría entre miembros inferiores puede resultar en una vuelta a la competición con mayor riesgo de lesión.

A la hora de establecer los ejercicios con los que se va a trabajar la fuerza de la musculatura isquiosural es importante tener en cuenta si son dominantes de rodilla, dónde se producirá una mayor activación en la cabeza corta del bíceps femoral y en el semitendinoso, o dominantes de cadera donde se producirá una mayor activación en la cabeza larga del bíceps femoral y en el semimembranoso,

debiendo haber un equilibrio óptimo entre los distintos tipos de ejercicios. Además, si durante el ejercicio hay una rotación interna o externa del pie, se activarán más los isquiotibiales mediales o laterales respectivamente (100).

La Figura 15 muestra cómo el retorno a la práctica deportiva (RTS por sus siglas en inglés) depende de la interacción multifactorial entre factores individuales, organizacionales y ambientales, además de variables desconocidas que también influyen en el proceso (113).

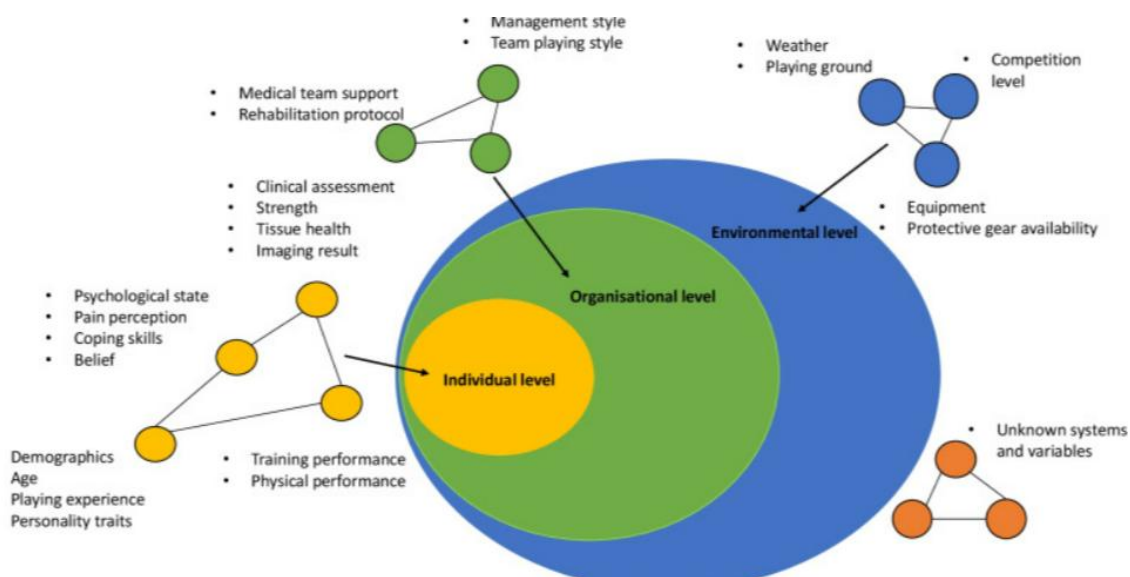


Figura 15. Sistema multinivel de factores relacionados con el regreso a la práctica deportiva en la lesión de LCA.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Yung et al. (113).

El tiempo mínimo de recuperación para un deportista tras una ruptura de LCA es de 9 meses. Los deportistas que regresan a la práctica deportiva antes presentan un riesgo de recidiva siete veces mayor en comparación con quienes retrasan su reincorporación más allá de los 9 meses (114). Por cada mes que se retrasa el regreso al deporte (hasta los 9 meses), el riesgo de recidiva se reduce aproximadamente en un 51% (115).

Sólo el 55% de los deportistas son capaces de volver al nivel competitivo previo a la lesión (43). A pesar de volver a la competición, un gran número de deportistas tienen déficits funcionales hasta los 24 meses posteriores a la lesión (48). En otros casos, esta lesión supone el final de la carrera para el deportista

(98). El porcentaje de vuelta a la competición, independientemente del nivel, es del 78% en el baloncesto femenino, del 86% en el baloncesto masculino y del 77% en el fútbol masculino (109).

El tiempo medio de vuelta a la competición en el fútbol tras sufrir lesión de LCA oscila entre los 9 y 12 meses. Solamente el 65% de los futbolistas es capaz de alcanzar el nivel competitivo previo a la lesión durante las siguientes tres temporadas tras la vuelta a la competición (45). Tras los 6 meses desde la cirugía se recuperan, casi al 100%, los valores de fuerza máxima de la musculatura de la rodilla previos a la lesión. Sin embargo, no es hasta el mes 12 cuando se recuperan los valores de fuerza explosiva (94).

Por último, se recomienda realizar evaluaciones de la musculatura flexora de rodilla antes de la reincorporación al deporte para disminuir el riesgo de recidiva. Una ratio H/Q > 0,6, un IS de fuerza flexora > 90% y tener una fuerza concéntrica absoluta a 90°/s > 350 N deben ser criterios mínimos para establecer una vuelta a la competición más segura. Además, evaluar parámetros de RFD entre ambas extremidades y la relación de la RFD de extensores y flexores son variables que van a dar mayor solidez a la toma de decisiones (100).

1.1.1.3 Dinamometría

1.1.1.3.1. Evaluación de la fuerza muscular

La evaluación de la fuerza muscular es un aspecto fundamental para evaluar la condición de física de un deportista con un fin preventivo de lesiones, de rendimiento o durante un proceso de recuperación (87).

La herramienta «gold estándar» que se utiliza para medir la fuerza muscular es el dinamómetro isocinético (116,117). Las mediciones con dinamometría isocinética se realizan en los deportistas durante los periodos de pretemporada, ya que identificar de forma prematura déficits de fuerza o desequilibrios musculares va a permitir realizar un protocolo individualizado disminuyendo el riesgo de lesión (112).

1.1.1.3.2. Ratios de fuerza isquiotibiales/cuádriceps

En los años 60 con la aparición de los dinamómetros isocinéticos se empezó a hablar de la relación muscular entre isquiotibiales y cuádriceps conocido como ratio de fuerza H/Q. Existen varios tipos de ratio, el más común, llamado ratio H/Q convencional se calcula dividiendo el pico de fuerza concéntrico máximo de la musculatura flexora de rodilla entre el pico de fuerza concéntrico máximo de la musculatura extensora de rodilla. El punto de corte de esta ratio se establece en 0,6. Por debajo de este el riesgo de sufrir lesiones asociadas de la musculatura isquiosural o LCA aumenta (85). La ratio H/Q convencional se incrementa conforme aumenta la velocidad de la prueba (87).

A finales de los años 80 se empezó a medir el ratio llamado funcional, que se calcula dividiendo el pico de fuerza excéntrica máxima de la musculatura isquiosural entre el pico de fuerza concéntrica máxima de la musculatura cuadrípital. El punto de corte de esta ratio se establece en 1. Sin embargo, debemos tener en cuenta que estos valores de normalidad de las ratios estudiadas podrán variar según a la velocidad angular con la que se realicen los testes isocinéticos (85).

La ratio H/Q se utiliza normalmente para medir la capacidad funcional del deportista, como factor predictor de lesiones y durante el proceso de recuperación tras una lesión de rodilla. Tras una lesión de LCA, déficits en la ratio H/Q pueden incrementar el riesgo de ruptura de la plastia (111).

La revisión sistemática realizada por Baroni et al. (85) muestra los datos de normalidad de las ratios H/Q a distintas velocidades, extraídos a través de la media de los datos obtenidos en los estudios que se mencionan a continuación. A 30°/s los datos de normalidad de la ratio convencional son $0,52 \pm 0,07$ y de la ratio funcional $0,59 \pm 0,10$, datos obtenidos de los estudios de Aagaard et al. (118) y Gür et al. (119) con los pacientes en sedestación y sin especificar el brazo de palanca. A 90°/s los datos de normalidad de la ratio convencional son $0,57 \pm 0,06$ y de la ratio funcional $0,79 \pm 0,19$, datos obtenidos de los estudios de Magalhães et al. (120) y Silva et al. (121,122) con los pacientes en sedestación y sin especificar el brazo de palanca. A 120°/s los datos de normalidad de la ratio convencional son $0,65 \pm 0,16$ y de la ratio funcional $1,27 \pm 0,42$, datos obtenidos de los estudios de Aagaard et al. (118), Cometti et al. (123) y Dauty et al. (124)

con los pacientes en sedestación y sin especificar el brazo de palanca. Por último, a 180°/s los datos de normalidad de la ratio convencional son $0,67 \pm 0,17$ y de la ratio funcional $0,96 \pm 0,19$, datos obtenidos de los estudios de Zakas et al. (125,126), Gür et al. (119), Cometti et al. (123), Maly et al. (127) y Dauty et al. (124) con los pacientes en sedestación y sin especificar el brazo de palanca (58).

Si nos centramos específicamente en el baloncesto femenino, Kabacinski et al. (128) midieron a jugadoras universitarias y obtuvieron los datos de normalidad de la ratio convencional H/Q son $66,8 \pm 5,3$ en la pierna izquierda y $65,1 \pm 7,7$ en la pierna derecha a 300°/s; $56,3 \pm 3,2$ en la pierna izquierda y $55,4 \pm 4,5$ en la pierna derecha a 180°/s; y $48 \pm 3,9$ en la pierna izquierda y $48,3 \pm 6,7$ en la pierna derecha a 60°/s.

Por otro lado, existe la ratio H/Q en fatiga. Hay distintas formas de evaluarlo, Pinto et al. (20) observaron en su estudio que a partir de la sexta repetición la fuerza extensora y flexora de rodilla disminuía gradualmente. Por ello, proponen evaluar dicha ratio dividiendo el pico de fuerza máximo generado entre la segunda y la cuarta repetición entre el pico de fuerza máximo de las tres últimas repeticiones. En su estudio realizaban 30 repeticiones a 300°/s.

1.1.1.3.3. Momento de fuerza o torque

El momento de fuerza (T) es el resultado del producto de una fuerza que causa movimiento rotacional por la distancia perpendicular a su línea de acción (129). En la evaluación de la fuerza de rodilla el ángulo donde se produce el torque máximo no es el mismo para cuádriceps ($\approx 70^\circ$ en concéntrico) que para isquiotibiales ($\approx 60^\circ$ en concéntrico y $\approx 30^\circ$ en excéntrico) tal y como se muestra en el estudio de Small et al. (130). El torque máximo depende, en parte, del brazo de palanca en función de la longitud muscular que varía en función del rango articular. En la musculatura anterior y posterior del muslo, puede que la variable ratio H/Q vea disminuida su relevancia clínica por este motivo (117), debido a que al cuantificarse en ángulos articulares distintos no pueden determinar la capacidad de co-contracción de estos músculos (131). Para dar solución a este problema se pueden realizar mediciones de la ratio H/Q en ángulos específicos de flexión de rodilla desde los 20° de flexión hasta los 60° con el fin de obtener

unos datos más sólidos en la evaluación del deportista (117). Estudiar estas nuevas ratios H/Q planteadas haciendo hincapié en los ángulos cercanos a la extensión de rodilla, dónde se producen la mayoría de las lesiones de LCA, puede ayudar a disminuir el número total de estas, pudiendo realizarse protocolos de fuerza específicos en los ángulos de rodilla donde se han encontrado déficits (117,132) ya que se ha visto que entrenamientos de fuerza en ángulos específicos mejoran la fuerza en dicho ángulo (133).

1.1.1.3.4. Protocolo de medición para la evaluación de fuerza de rodilla

El protocolo de medición para la obtención de los valores de fuerza isocinética de isquiosurales y cuádriceps está establecido en velocidades angulares comprendidas entre 30°/s y 360°/s, con el paciente en posición de sedestación con una flexión de cadera de entre 80° y 110° (134). El rango de movimiento de la rodilla va desde la extensión completa (0°) hasta los 90° de flexión (116,135,136). El eje del dinamómetro deberá ir siempre alineado con el eje de movimiento de la articulación de la rodilla (cóndilo femoral externo) (116,136,137). Con el fin de disminuir movimientos compensatorios con el cuerpo se pueden colocar cinchas de fijación en tronco, cadera y muslo (88,116). La colocación de cinchas permite incrementar los puntos fijos para la generación de la fuerza muscular, con incrementos de 5,84% en la fuerza flexora de rodilla y de 1.59% en la fuerza extensora (138). A su vez, los autores parecen estar de acuerdo en la colocación de la fijación distal de la tibia (almohadilla contra la que el sujeto realizará la fuerza) entre 2 y 3 centímetros por encima del maléolo (88,116,135,139).

Existen algunos dispositivos, como el Byodex 3, cuya fijación distal donde se ejerce la fuerza tiene almohadillada tanto en la parte anterior como la parte posterior, tal y como muestra el estudio realizado por Perkins y Canavan (135). Otros dispositivos como el Isomed 2000 (136), el PRIMUS RS (140) o el HUMAC NORM (86) solamente tienen una zona almohadillada en la parte anterior de la fijación, ya que en la parte posterior simplemente tienen un cinturón para ajustar dicha almohadilla. Por tanto, la superficie de apoyo que tiene la cara anterior de la pierna para ejercer fuerza de extensión de rodilla en el dispositivo es distinta a la que tiene la parte posterior para ejercer fuerza de flexión.

Con relación a lo anterior, ya en la década de los años 40 el doctor Herman Kabat describía la facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) como un conjunto de métodos para promover la respuesta neuromuscular mediante la estimulación de receptores (141), para inhibir o facilitar una contracción muscular (142). Para la planificación de un movimiento se hacen necesarias las informaciones visual, auditiva, somatosensorial y propioceptiva. Si el cerebro recibe las suficientes aferencias, el movimiento será más coordinado. Por tanto, un déficit de alguna de las anteriores informaciones puede provocar alteraciones funcionales (143).

En el tercer estudio publicado por nuestro grupo de trabajo (91) observamos que al posicionar la almohadilla del dispositivo en la parte posterior de la pierna se generaban unos valores de fuerza flexora mayores que si se posicionaba en la parte anterior. En cuanto a la fuerza extensora, no había diferencias entre las posiciones. Por ello, recomendamos realizar las mediciones dinamométricas con la almohadilla en la zona posterior de la pierna para poder identificar déficits de fuerza de manera más precisa.

1.2. Justificación

La lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) representa de una de las patologías más graves, frecuentes y relevantes en el ámbito deportivo, y de forma particular en el deporte femenino, donde su incidencia es entre 3 y 6 veces mayor que en el masculino. Su etiología es considerada multifactorial, sin embargo, y aun siendo una de las lesiones más estudiadas en la literatura científica, los factores biomecánicos relacionados con la fuerza muscular, y especialmente la relación de fuerzas entre los isquiotibiales y los cuádriceps (ratio H/Q) no han sido establecidos con claridad, habiendo mucha controversia en la bibliografía.

Entre otras muchas, una de las funciones principales del LCA es evitar el desplazamiento anterior excesivo de la tibia durante gestos deportivos. A su vez, la musculatura isquiotibial cumple un papel esencial actuando como estabilizador dinámico de la rodilla en sinergia con el LCA. Está descrito en la bibliografía que un déficit en la activación y/o la fuerza de esta musculatura

puede aumentar el riesgo de sufrir esta lesión. A su vez, una ratio H/Q inferior a 0,6 también puede aumentarlo. Sin embargo, la prevalencia de este tipo de lesiones sigue en aumento, lo que podría indicar que los métodos convencionales de evaluación funcional de la fuerza muscular de rodilla podrían no estar identificando todos los factores de riesgo que pueden provocarla.

Debido a la problemática planteada anteriormente, con el presente estudio observacional se propone una evaluación exhaustiva del estado funcional de la musculatura flexora y extensora de rodilla mediante la medición de 446 variables de fuerza y su posterior análisis en función del sexo. Con este enfoque se intenta, por un lado, paliar las limitaciones que se producen con las mediciones convencionales centradas únicamente en valores de fuerza máxima, y por otro, identificar déficits que no son detectados con dichas mediciones.

Una mejor comprensión de los perfiles de fuerza de los deportistas permitirá optimizar los protocolos de predicción y prevención de lesiones, y como consecuencia, reducir la incidencia de esta grave lesión en el deporte en general y en el deporte femenino en particular.

Capítulo 2

Objetivos e Hipótesis

Capítulo 2

2.1. Objetivos

2.1.1. *Objetivo principal*

Analizar las diferencias en las fuerzas y las ratios musculares de flexión y extensión de rodilla en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo e interpretar su relación con los factores de riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior (LCA), con especial atención al déficit de fuerza de la musculatura isquiotibial y a las diferencias de incidencia lesional entre sexos.

2.1.2. *Objetivos secundarios*

Analizar las diferencias en las variables ángulo de producción del pico de fuerza máxima concéntrica isocinética, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla, en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima concéntrica isocinética, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla, así como las fuerzas en ángulos específicos de flexión de rodilla en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima concéntrica isocinética, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla relativas en función del peso corporal, así como las fuerzas relativas en ángulos específicos de flexión de rodilla en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima concéntrica isocinética, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla relativas en función del índice de masa corporal, así como las fuerzas relativas en ángulos específicos de flexión de rodilla en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en la ratio de fuerza concéntrica isocinética H/Q convencional, a las velocidades medidas, así como las ratios H/Q en ángulos

específicos de flexión de rodilla en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo a las velocidades medidas.

Analizar las diferencias en las ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección del ligamento cruzado anterior, a las velocidades medidas, en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo a las velocidades medidas.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima isométrica de flexión y extensión de rodilla, así como las fuerzas en momentos específicos de la medición en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima isométrica de flexión y extensión de rodilla relativas en función del peso corporal, así como las fuerzas relativas en momentos específicos de la medición en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las variables de fuerza máxima isométrica de flexión y extensión de rodilla relativas en función del índice de masa corporal, así como las fuerzas relativas en momentos específicos de la medición en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en la ratio de fuerza isométrica H/Q convencional, así como las ratios H/Q en momentos específicos de la medición en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las distintas tasas de desarrollo de fuerza (RFD) en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las distintas tasas de desarrollo de fuerza (RFD) relativas en función del peso corporal en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

Analizar las diferencias en las distintas tasas de desarrollo de fuerza (RFD) relativas en función del índice de masa corporal en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior en función del sexo.

NOTA ACLARATORIA:

Las velocidades medidas son:

- 40°/s
- 120°/s
- 180°/s

Los distintos ángulos de flexo-extensión de rodilla son:

- 10° de flexión de rodilla
- 20° de flexión de rodilla
- 30° de flexión de rodilla
- 40° de flexión de rodilla
- 50° de flexión de rodilla
- 60° de flexión de rodilla

Las distintas ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección de ligamento cruzado anterior se miden con un ángulo de flexión de flexo-extensión de rodilla de:

- 10° de flexión de rodilla
- 20° de flexión de rodilla
- 30° de flexión de rodilla

Los distintos momentos de medición isométrica son:

- Tiempo = 1 segundo
- Tiempo = 2 segundos
- Tiempo = 3 segundos
- Tiempo = 4 segundos
- Tiempo = 5 segundos
- Tiempo = 6 segundos

Las distintas tasas de desarrollo de fuerza son:

- RFD en $t = 0,2$ segundos
- RFD en $t = 0,4$ segundos

2.2. Hipótesis

2.2.1. Hipótesis principal

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores inferiores de fuerza y ratios musculares de flexión y extensión de rodilla en comparación con los jugadores masculinos, especialmente en la musculatura isquiotibial, lo que podría estar relacionado con una mayor incidencia de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) en el sexo femenino.

2.2.2. Hipótesis secundarias

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior presentan ángulos de producción del pico de fuerza máxima concéntrica isocinética, a las velocidades medidas, diferentes a los jugadores masculinos tanto en flexión como en extensión de rodilla.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza máxima concéntrica isocinética y fuerza en ángulos específicos de flexión de rodilla, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza máxima concéntrica isocinética y fuerza en ángulos específicos de flexión de rodilla, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla con relación al peso corporal inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza máxima concéntrica isocinética y fuerza en ángulos específicos de flexión de rodilla, a las velocidades medidas, de flexión y extensión de rodilla con relación al índice de masa corporal inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de las ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q convencional y las ratios H/Q en ángulos específicos de flexión de rodilla, a las velocidades medidas, inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de las ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección de ligamento cruzado anterior, a las velocidades medidas, inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza isométrica máxima y fuerza isométrica en momentos específicos de la medición de flexión y extensión de rodilla inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza isométrica máxima y fuerza isométrica en momentos específicos de la medición de flexión y extensión de rodilla con relación al peso corporal inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de fuerza isométrica máxima y fuerza isométrica en momentos específicos de la medición de flexión y extensión de rodilla con relación al índice de masa corporal inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de las ratios de fuerza isométrica H/Q convencional y las ratios H/Q en momentos específicos de la medición inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en función del peso corporal inferiores que los jugadores masculinos.

Las jugadoras de baloncesto femenino de categoría cadete y junior desarrollan valores de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en función del índice de masa corporal inferiores que los jugadores masculinos.

NOTA ACLARATORIA:

Las velocidades medidas son:

- 40°/s.
- 120°/s.
- 180°/s.

Los distintos ángulos de flexo-extensión de rodilla son:

- 10° de flexión de rodilla.
- 20° de flexión de rodilla.
- 30° de flexión de rodilla.
- 40° de flexión de rodilla.
- 50° de flexión de rodilla.
- 60° de flexión de rodilla.

Las distintas ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección de ligamento cruzado anterior se miden con un ángulo de flexión de flexo-extensión de rodilla de:

- 10° de flexión de rodilla.
- 20° de flexión de rodilla.
- 30° de flexión de rodilla.

Los distintos momentos de medición isométrica son:

- Tiempo = 1 segundo.
- Tiempo = 2 segundo.
- Tiempo = 3 segundo.
- Tiempo = 4 segundo.
- Tiempo = 5 segundo.
- Tiempo = 6 segundo.

Las distintas tasas de desarrollo de fuerza son:

- RFD en $t = 0,2$ segundos.
- RFD en $t = 0,4$ segundos.

Capítulo 3

Metodología

Capítulo 3

3.1. Metodología

3.1.1. Diseño

Se realiza un estudio cuantitativo observacional transversal de carácter descriptivo y comparativo, en el que se analizan diferencias entre sexos en jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior del perfil de fuerza concéntrica isocinética e isométrica de flexores y extensores de rodilla (isquiotibiales y cuádriceps), así como ratios de fuerza relacionado con la predicción de lesiones de ligamento cruzado anterior.

3.1.2. Sujetos de estudio

La muestra del estudio ha sido de 52 sujetos, 29 hombres y 23 mujeres, que son jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior del Club Estudiantes de Baloncesto, club federado en la Comunidad Autónoma de Madrid (CAM).

3.1.2.1. Criterios de selección

La población diana para la realización del estudio han sido jugadores de baloncesto de categoría cadete y junior, masculinos y femeninos sanos, de equipos de la CAM.

Con el fin de conseguir una mayor homogeneidad de la muestra, la población de estudio ha sido seleccionada conforme a los siguientes criterios selectivos.

Tabla 6. Criterios de selección para participar en el estudio.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Jugadores de baloncesto	Cirugía previa de rodilla (últimos 12 meses)
Alta deportiva	Lesión muscular activa del miembro inferior
Categoría cadete/junior	Uso de medicación que afecte a la fuerza
Federados en clubes de la CAM	Dolor o inflamación en miembro inferior
Comprensión clara del castellano o inglés	Proceso febril activo

Fuente: Elaboración propia.

3.1.2.2. Muestreo

Se empleó un muestreo no probabilístico por conveniencia. Se contactó con el responsable de cantera del Club Estudiantes de Baloncesto para que informara a todos los jugadores del club de la etapa cadete y junior de las condiciones del estudio. Aquellos que voluntariamente quisieron participar y cumplieron con los criterios de selección fueron tomados como muestra.

3.1.2.3. Cálculo del tamaño muestral

El tamaño muestral necesario para poder extrapolar los datos del estudio a la población general estudiada se calculará a través de la calculadora Granmo para medias observadas para cada referencia.

En el estudio vamos a asumir un valor del poder estadístico del 80% (riesgo β de 0,2) y un nivel de significación (riesgo α) de 0,05 (nivel de confianza del 95%).

Se debe añadir % extra de sujetos a la muestra debido a posibles pérdidas que pudieran ocasionarse durante el transcurso del estudio. Sin embargo, al tratarse de un estudio observacional se establece la tasa prevista de pérdidas de seguimiento en un 0%.

El valor de la desviación estándar común (SD) y de la precisión o diferencia mínima a detectar (d), se extrae de los resultados del estudio de Hadzić et al. (80).

En las variables medidas con dinamometría, se utiliza el concepto de coeficiente de variación (CoV) para determinar el valor de d . Se asume el 10% de la media de la variable a estudiar como valor de d . Por ello, en la variable ratio convencional H/Q de dicho estudio:

$SD = 0.069$; $d = 0,0599$.

En el Anexo I, se muestra un pantallazo de la calculadora Granmo con los datos mencionados anteriormente.

Debido al cálculo muestral tan bajo, y puesto que, a pesar de ser un estudio observacional, se va a realizar un análisis inferencial entre sexos, se decide realizar con los mismos valores mencionados previamente el cálculo muestral para dos medias independientes.

En el Anexo I, también se muestra un pantallazo de la calculadora Granmo con los datos mencionados anteriormente.

Con ello, se establece que el número de sujetos de cada sexo deberá ser 21, con una muestra total de estudio de 42 sujetos.

Finalmente, se terminaron midiendo 23 jugadoras femeninas y 29 masculinos.

3.1.3. Variables

En la tabla 7 se puede observar las variables independientes usadas en el estudio.

Tabla 7. Variables independientes de estudio.

Variable	Tipo	Medición	Unidad de medida	Categorías
Sexo	Independiente, cualitativa nominal dicotómica	Cuestionario	x	Hombre Mujer
Edad (sólo para análisis descriptivo)	Independiente, cuantitativa continua	Cuestionario	Años	x
Peso	Independiente, cuantitativa continua	Báscula	kg	x
Altura	Independiente, cuantitativa continua	Metro	cm	x
Índice de masa corporal (IMC)	Independiente, cuantitativa continua	Calculadora IMC	kg/m ²	x
Dominancia	Independiente, cualitativa nominal dicotómica	Cuestionario	x	Derecha Izquierda
Posición de juego	Independiente, cualitativa nominal policotómica	Cuestionario	x	Base Escolta Alero Ala-pivot Pivot
Superficie pista de entreno	Independiente, cualitativa nominal policotómica	Cuestionario	x	Parquet Parquet / cemento Parquet / goma Goma.
Tipo de entrenamiento	Independiente, cualitativa nominal policotómica	Cuestionario	x	Pista 1º pista, 2º gimnasio 1º gimnasio, 2º pista.

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se exponen las variables dependientes de fuerza concéntrica isocinética usadas en el estudio.

Tabla 8. Variables dependientes de fuerza isocinética medidas en el estudio en las diferentes velocidades (v).

Variable	Tipo	Medición	Unidad de medida	Pierna	v
Ángulo de F _{CONC.} máx. isocinética flexora	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Grados (°)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ángulo de F _{CONC.} máx. isocinética extensora	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Grados (°)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s.
F _{CONC.} máx. isocinética flexora	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} isocinética flexora en ángulos específicos de flexión de rodilla	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} máx. isocinética flexora/peso	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} isocinética flexora en ángulos específicos de flexión de rodilla/peso	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} máx. isocinética flexora/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} isocinética flexora en ángulos específicos de flexión de rodilla/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} máx. isocinética extensora	Dependiente Cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} isocinética extensora en ángulos específicos de flexión de rodilla	Dependiente Cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
F _{CONC.} máx. isocinética extensora/peso	Dependiente Cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s

Fuente: Elaboración propia.

NOTA ACLARATORIA: Todas las variables de fuerza se midieron en la pierna dominante y la no dominante; Todas las variables de fuerza isocinética se midieron en 3 velocidades angulares: 40°/s, 120°/s y 180°/s.

Los distintos ángulos de flexión de rodilla son: 10° de flexión de rodilla; 20° de flexión de rodilla; 30° de flexión de rodilla; 40° de flexión de rodilla; 50° de flexión de rodilla; 60° de flexión de rodilla.

Tabla 8. (continuación) Variables dependientes de fuerza isocinética medidas en el estudio en las diferentes velocidades (v).

Variable	Tipo	Medición	Unidad de medida	Pierna	v
$F_{CONC.}$ isocinética extensora en ángulos específicos de flexión de rodilla/peso	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
$F_{CONC.}$ máx. isocinética extensora/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
$F_{CONC.}$ isocinética extensora en ángulos específicos de flexión de rodilla/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ratio convencional H/Q de $F_{CONC.}$ isocinética	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ratio H/Q de $F_{CONC.}$ isocinética en ángulos específicos de flexión de rodilla	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ratio de protección de LCA H/Q de $F_{CONC.}$ isocinética a 10° de flexión de rodilla	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ratio de protección de LCA H/Q de $F_{CONC.}$ isocinética a 20° de flexión de rodilla	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s
Ratio de protección de LCA H/Q de $F_{CONC.}$ isocinética a 30° de flexión de rodilla	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante	40°/s 120°/s 180°/s

Fuente: Elaboración propia.

NOTA ACLARATORIA: Todas las variables de fuerza se midieron en la pierna dominante y la no dominante; Todas las variables de fuerza isocinética se midieron en 3 velocidades angulares: 40°/s, 120°/s y 180°/s.

Los distintos ángulos de flexión de rodilla son: 10° de flexión de rodilla; 20° de flexión de rodilla; 30° de flexión de rodilla; 40° de flexión de rodilla; 50° de flexión de rodilla; 60° de flexión de rodilla.

Con todo ello, se midieron un total de 324 variables dependientes de fuerza isocinética.

Por último, se exponen las variables dependientes de fuerza isométrica usadas en el estudio.

Tabla 9. Variables dependientes de fuerza isométrica medidas en el estudio.

Variable	Tipo	Medición	Unidad de medida	Pierna
FIVM flexora	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica flexora (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante
FIVM flexora/peso	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica flexora/peso (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante
FIVM flexora/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica flexora/IMC (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
FIVM extensora	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica extensora (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	Newton (N)	Dominante; no dominante
FIVM extensora/peso	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica extensora/peso (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/kg	Dominante; no dominante
FIVM extensora/IMC	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
Fuerza isométrica extensora/IMC (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
Ratio H/Q isométrica convencional	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante

Fuente: Elaboración propia.

NOTA ACLARATORIA:

Los distintos intervalos de tiempo dónde se establecieron los parámetros de fuerza isométrica fueron: 1 segundo; 2 segundos; 3 segundos; 4 segundos; 5 segundos; 6 segundos.

Tabla 9. (continuación) Variables dependientes de fuerza isométrica medidas en el estudio.

Variable	Tipo	Medición	Unidad de medida	Pierna
Ratio H/Q isométrica (t = 1 - 6 s)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
RFD H (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s	Dominante; no dominante
RFD H (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s	Dominante; no dominante
RFD Q (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s	Dominante; no dominante
RFD Q (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s	Dominante; no dominante
RFD H/peso (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s/kg	Dominante; no dominante
RFD H/peso (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s/kg	Dominante; no dominante
RFD Q/peso (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s/kg	Dominante; no dominante
RFD Q/peso (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	N/s/kg	Dominante; no dominante
RFD H/IMC (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
RFD H/IMC (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
RFD Q/IMC (t = 200ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante
RFD Q/IMC (t = 400ms)	Dependiente, cuantitativa continua	Dinamómetro	x	Dominante; no dominante

Fuente: Elaboración propia.

NOTA ACLARATORIA:

Los distintos intervalos de tiempo dónde se establecieron los parámetros de fuerza isométrica fueron: 1 segundo; 2 segundos; 3 segundos; 4 segundos; 5 segundos; 6 segundos.

Con todo ello, se midieron un total de 122 variables dependientes de fuerza isométrica.

3.1.4. Procedimiento de recogida de datos

A todos los participantes de estudio se les presentaron los documentos “Hoja de información al paciente” y “Consentimiento informado”, los cuales fueron firmados por su madre/padre o tutor legal al tratarse de menores de edad.

Se midieron las variables de fuerza isocinéticas e isométricas de flexión de rodilla utilizadas en el estudio con un dinamómetro isocinético de rodilla Genu ISO (Easytech, Florencia, Italia) (Figura 16).



Figura 16. Dispositivo dinamométrico Easytech.

Fuente: Elaboración propia.

Se realizaron mediciones isocinéticas a distintas velocidades: a $40^{\circ}/s$ se ejecutaron 3 repeticiones, a $120^{\circ}/s$ 5 repeticiones y a $180^{\circ}/s$ 10 repeticiones. Con las velocidades más bajas se evalúan fuerzas máximas, con las velocidades medias valores de potencia y con las altas velocidades se evalúa la resistencia a la fatiga. Posteriormente se realizaron mediciones 3 isométricas.

Se midieron ambos miembros inferiores en cada paciente. Los sujetos realizaron primero la prueba isocinética con la pierna derecha y posteriormente con la pierna izquierda. Y después, realizaron con el mismo orden la prueba isométrica. Por tanto, cada sujeto realizó un total de 8 mediciones en el orden que se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 10. Orden de mediciones y número de repeticiones de cada una de ellas.

Medición	Rodilla	Velocidad	Repeticiones
1	Derecha	40°/s	3
2	Derecha	120°/s	5
3	Derecha	180°/s	10
4	Izquierda	40°/s	3
5	Izquierda	120°/s	5
6	Izquierda	180°/s	10
7	Derecha	Isometría	3
8	Izquierda	Isometría	3

Fuente: Elaboración propia.

Previo a la realización de las mediciones fue necesario un calentamiento que se realizó mediante la ejecución de las pruebas de manera submáxima, de modo que sirviera a su vez de familiarización con el dispositivo.

El protocolo de medición se basa en el estudio de Pérez-Mallada et al. (144) en el cual se recomienda realizar una evaluación isocinética con al menos tres velocidades angulares distintas entre 30 y 240°/s. El protocolo utilizado en el presente estudio es idéntico al descrito por Pérez-Mallada et al., con la diferencia de que en dicho estudio se midió a velocidades bajas de 30°/s, mientras que en el presente trabajo se evaluó a 40°/s, debido a que esta es la velocidad mínima que permite el dispositivo Easytech.

Durante la medición, se permitió el agarre con las manos de las asas laterales del dispositivo, con el fin de minimizar movimientos compensatorios y mejorar la fijación del tronco durante la prueba (145). A su vez, se cinchó a los pacientes en el muslo para aportar mayor estabilidad y mejorar la precisión de

las mediciones isocinéticas. Estudios previos han demostrado que esto incrementa la repetibilidad de los resultados (138). Se alineó el eje del dinamómetro con el eje de la articulación de la rodilla, se posicionó el agarre del dispositivo en la pierna con un brazo de palanca de 30 cm y se sentó al paciente con una flexión de cadera 110° en base a estudios recientes (90) (Figuras 17, 18 y 19).

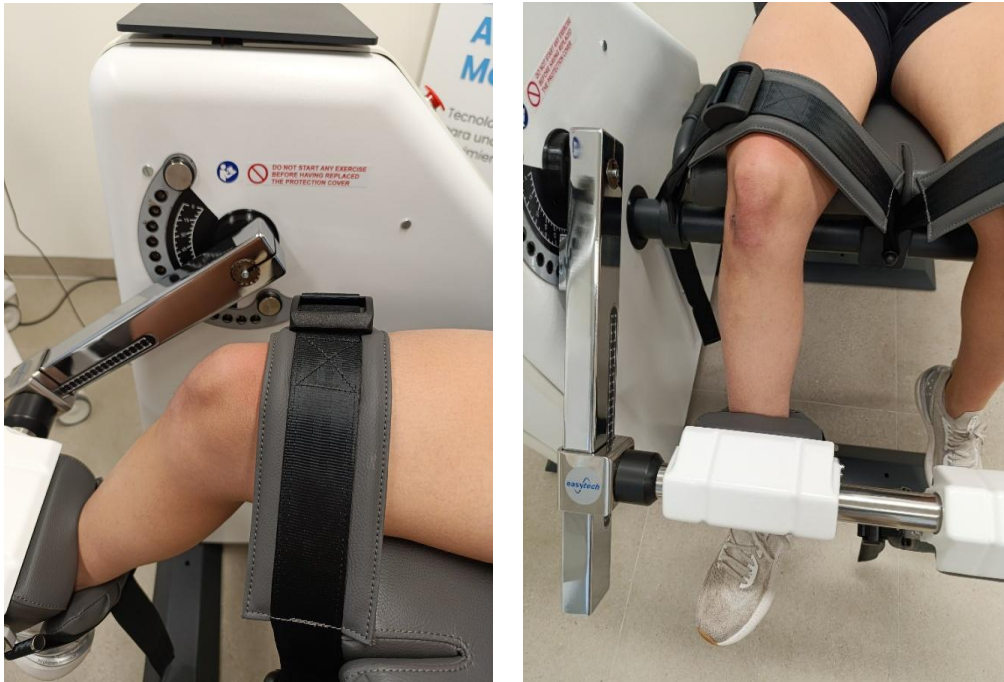


Figura 17. Cincha de sujeción en muslo.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 18. Agarre del dispositivo en pierna (izquierda) y brazo de palanca de 30 cm (derecha).

Fuente: Elaboración propia.



Figura 19. Posición de medición.

Fuente: Elaboración propia.

Entre las mediciones a distintas velocidades y entre miembros inferiores se permitió un descanso de 1 minuto.

En la tabla 11 se muestra resumido el protocolo de medición isocinético.

Tabla 11. Protocolo de medición isocinético utilizado en el estudio.

Medición	Velocidad	Número de repeticiones
Rodilla derecha	40°/s	3
	Descanso 1 minuto	
	120°/s	5
	Descanso 1 minuto	
	180°/s	10
Descanso 1 minuto		
Rodilla izquierda	40°/s	3
	Descanso 1 minuto	
	120°/s	5
	Descanso 1 minuto	
	180°/s	10

Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente se realizó la medición isométrica. Se posicionó la rodilla con un ángulo de flexión de 30°, ya que como afirman Sturnick et al. (25) el mecanismo lesional de LCA se produce cuando la rodilla se encuentra cercana a la extensión (de 15 a 27° de flexión de rodilla). Al igual que en la medición isocinética se posicionó el agarre en la pierna con un brazo de palanca de 30 cm y se sentó al paciente con una flexión de cadera 110°. Se cinchó el muslo de los participantes y se permitió el agarre con las manos a las asas laterales.

Se realizaron 3 contracciones de seis segundos con un descanso de doce segundos entre contracciones. Primero se evaluó la pierna derecha y posteriormente, tras un descanso de 1 minuto la pierna izquierda. El tiempo de contracción y descanso también se encuentra basado en publicaciones previas (144).

3.1.5. Recogida y análisis de datos

Los datos fueron registrados mediante una tabla de registro en Microsoft Excel® (versión 18.0), que incluyó todas las variables contempladas en el

estudio. A continuación, la información fue transferida al software IBM SPSS Statistics (versión 29.0, IBM Corp. Armonk, NY, USA) para su análisis estadístico.

Durante la entrevista se recopilaron los datos de sexo, edad, peso, altura, dominancia, posición de juego, superficie pista de entrenamiento y tipo de entrenamiento.

Posteriormente se calculó la variable IMC mediante la siguiente fórmula:

$$IMC = \frac{\text{Peso (kg)}}{\text{Altura (m)}^2}$$

Las 446 variables de fuerza isocinética e isométrica de isquiotibiales y cuádriceps, utilizadas en el estudio, se recopilaron tras realizar las mediciones comentadas en el apartado anterior.

Todas las variables de fuerza flexora y extensora se extrajeron directamente de las gráficas de fuerza generadas por el software. Para las variables de fuerza concéntrica isocinética se estudiaron, en cada una de las velocidades medidas, los valores de fuerza máxima y los datos de fuerza en ángulos específicos de rodilla (10°, 20°, 30°, 40°, 50° y 60° de flexión de rodilla) (Figura 20) y para las variables de fuerza isométrica se tomaron los datos de fuerza máxima y los datos de fuerza en momentos específicos de la medición (en los segundos 1, 2, 3, 4, 5 y 6) (Figura 21).

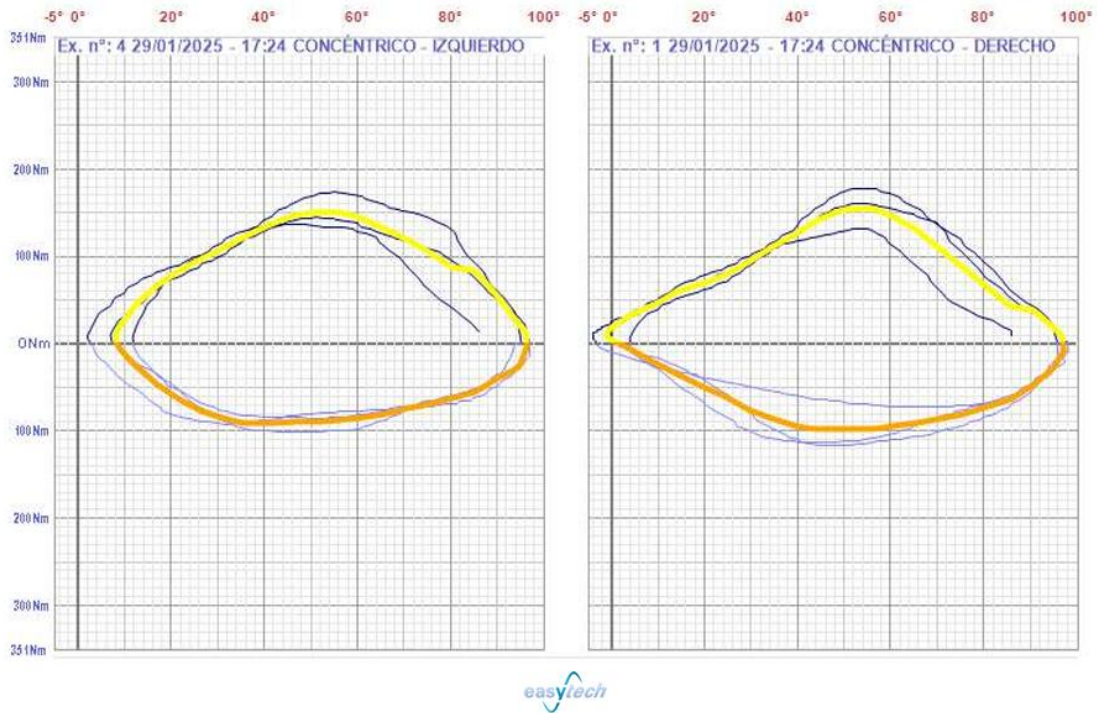


Figura 20. Ejemplo de gráfica de fuerza concéntrica isocinética de rodilla a 40°/s.

Fuente: Elaboración propia.

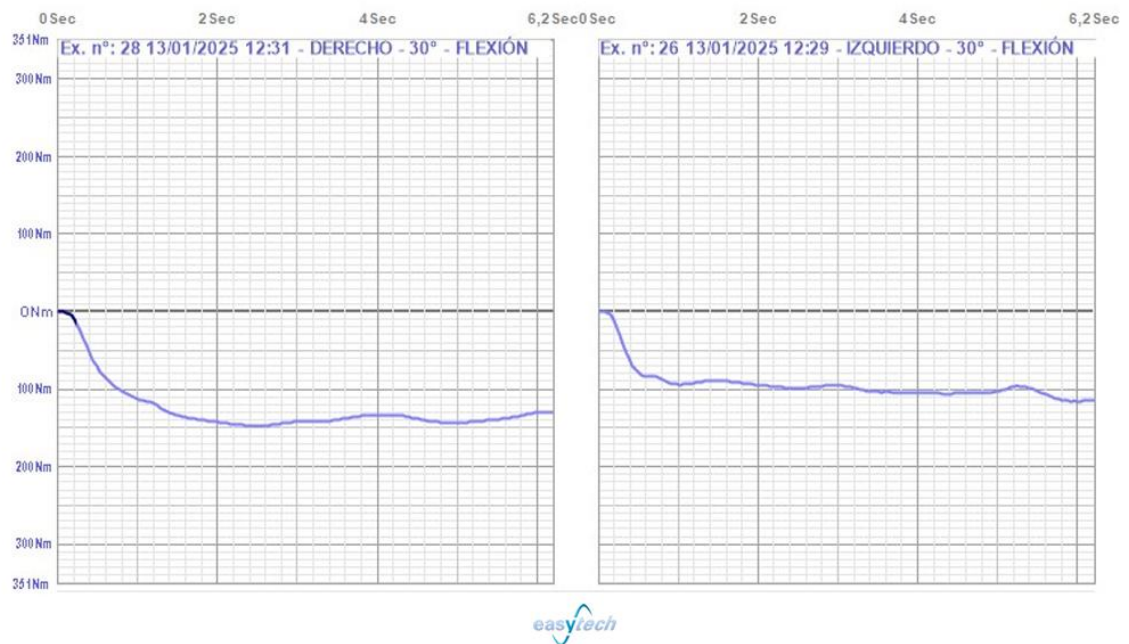


Figura 21. Ejemplo de gráfica de fuerza flexora isométrica de rodilla con 30° de flexión de rodilla.

Fuente: Elaboración propia.

Además, cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al peso corporal y al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/peso y fuerza/IMC) de cada una de ellas, con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

Por otro lado, el dispositivo aporta valores de fuerza, no de ratios. Por lo que estas se calcularon una vez extraído todos los datos de fuerza y recogidos en la tabla Excel®.

Las ratios de las fuerzas isocinéticas se calcularon de la siguiente manera:

Para el cálculo de la **ratio de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 40°/s en ángulos específicos de rodilla**, se utilizaron los valores de fuerza obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps, considerando específicamente el momento en que la rodilla se encontraba en dichos ángulos. Se calcularon las ratios en los ángulos (10, 20°, 30°, 40°, 50° y 60° de flexión de rodilla).

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{(x)^\circ\text{flexión de rodilla}} = \frac{Fuerza\ isquiotibiales\ en\ (x)^\circ\text{flexión de rodilla}}{Fuerza\ cuádriceps\ en\ (x)^\circ\text{flexión de rodilla}}$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio convencional de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 40°/s**, se utilizaron los valores de fuerza máximos obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps.

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{convencional} = \frac{Fuerza\ máxima\ isquiotibiales}{Fuerza\ máxima\ cuádriceps}$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 120°/s en ángulos específicos de rodilla**, se utilizaron los valores de fuerza obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps, considerando específicamente el momento en que la

rodilla se encontraba en dichos ángulos. Se calcularon las ratios en los ángulos (10, 20°, 30°, 40°, 50° y 60° de flexión de rodilla).

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{(x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla} = \frac{Fuerza\ isquiotibiales\ en\ (x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla}{Fuerza\ cuádriceps\ en\ (x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio convencional de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 120°/s**, se utilizaron los valores de fuerza máximos obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps.

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{convencional} = \frac{Fuerza\ máxima\ isquiotibiales}{Fuerza\ máxima\ cuádriceps} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 180°/s en ángulos específicos de rodilla**, se utilizaron los valores de fuerza obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps, considerando específicamente el momento en que la rodilla se encontraba en dichos ángulos. Se calcularon las ratios en los ángulos (10, 20°, 30°, 40°, 50° y 60° de flexión de rodilla).

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{(x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla} = \frac{Fuerza\ isquiotibiales\ en\ (x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla}{Fuerza\ cuádriceps\ en\ (x)^{\circ}flexión\ de\ rodilla} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio convencional de fuerza concéntrica isocinética H/Q a una velocidad angular de 180°/s**, se utilizaron los valores de fuerza máximos obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y cuádriceps.

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$Ratio\ H/Q_{convencional} = \frac{Fuerza\ máxima\ isquiotibiales}{Fuerza\ máxima\ cuádriceps} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

A su vez, se establecieron unas **ratios H/Q específicas de protección de LCA**, dado que el mecanismo lesional de este ligamento se suele producir con la rodilla cercana a extensión (entre 10°-30° de flexión de rodilla). Por ello, resulta de especial interés analizar la relación entre la fuerza máxima cuadrípital y la fuerza isquiosural (sinergista del LCA) en ángulos críticos para su lesión. Para el cálculo de dichas **ratios**, se utilizaron los valores de fuerza en dichos ángulos obtenidos en la prueba correspondiente para los músculos isquiotibiales y los valores de fuerza máxima del cuádriceps en cada prueba correspondiente. Se calcularon las ratios en los ángulos (10, 20°, 30° de flexión de rodilla) en cada una de las velocidades medidas (40°/s, 120°/s y 180°/s).

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Ratio de protección LCA } H/Q_{(x)^\circ} = \frac{\text{Fuerza isquiotibiales en } (x)^\circ \text{ flexión de rodilla}}{\text{Fuerza máxima cuádriceps}} .$$

Las ratios de las fuerzas isométricas se calcularon de la siguiente manera:

Para el cálculo de la **ratio convencional de fuerza isométrica H/Q a una**, se utilizaron los valores de fuerza máximos obtenidos en la prueba para los músculos isquiotibiales y cuádriceps.

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Ratio } H/Q_{\text{convencional}} = \frac{\text{Fuerza máxima isquiotibiales}}{\text{Fuerza máxima cuádriceps}} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Para el cálculo de la **ratio de fuerza isométrica H/Q a una velocidad angular en momentos específicos**, se utilizaron los valores de fuerza obtenidos en la prueba para los músculos isquiotibiales y cuádriceps, considerando específicamente distintos momentos de tiempo durante la medición. Se calcularon las ratios para los distintos momentos (1, 2, 3, 4, 5 y 6 segundos)

Se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Ratio } H/Q_{(x) s} = \frac{\text{Fuerza isquiotibiales en } (x) s}{\text{Fuerza cuádriceps en } (x) s} .$$

Se llevó a cabo en ambas rodillas.

Por último, las variables Tasa de desarrollo de la fuerza (RFD, por sus siglas en inglés) a 200 ms y 400ms se calcularon a partir de los datos de fuerza

registrados durante la prueba isométrica de 6 segundos con las siguientes fórmulas:

$$RFD_{200} = \frac{F_{t=200\text{ ms}}}{0,2\text{ seg}} ; RFD_{400} = \frac{F_{t=400\text{ ms}}}{0,4\text{ seg}}$$

Además, cada una de las RFD evaluadas fue normalizada, al igual que las fuerzas, respecto al peso corporal y al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de RFD relativas (RFD/peso y RFD/IMC) de cada una de ellas.

Posteriormente se procedió a realizar el análisis estadístico descriptivo e inferencial de los datos obtenidos.

En el análisis descriptivo de la población se describieron las variables en función del sexo.

Las variables cualitativas (dominancia, posición de juego, superficie pista de entrenamiento y tipo de entrenamiento) se presentaron mediante frecuencias absolutas (número total de sujetos) y frecuencias relativas (porcentaje respecto al número total de la muestra). Se acompañan de gráficos de sectores para facilitar su comprensión.

Las variables cuantitativas, independientes (edad, peso, altura e IMC) y dependientes (fuerza) se describieron utilizando medidas de tendencia central y de dispersión adecuadas para distribuciones no normales: mediana, primer y tercer cuartil. Esta elección metodológica se justifica porque el número de sujetos en cada grupo, según sexo, fue inferior a 30 (29 hombres y 23 mujeres). Para facilitar su comprensión, los resultados se acompañaron de diagramas de caja y bigotes.

A continuación, se realizó el análisis inferencial para determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas con relación a los objetivos planteados en el estudio, enfocados a la comparación entre sexos de cada una de las variables de fuerza.

Antes de comenzar con el análisis inferencial de las variables dependientes de fuerza evaluadas en el estudio, se realizó dicho análisis en las variables independientes edad, peso, altura e IMC, con el fin de comprobar la homogeneidad de la muestra entre grupos para poder garantizar que las

diferencias de fuerza entre sexos, si las hubiera, no estuvieran condicionadas por estas variables. Posteriormente se continuó con el análisis inferencial de los datos obtenidos para cada una de las 446 variables dependientes de fuerza medidas en el estudio.

Dado que la muestra de estudio es inferior a 30 sujetos en cada grupo, se optó realizar en todos los análisis planteados la prueba no paramétrica para dos grupos independientes U de Mann–Whitney.

Para cada prueba estadística, se verificó el nivel de significación (p). Cuando $p \leq 0,05$, se consideró que existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, con un nivel de confianza del 95 %. Por el contrario, cuando $p > 0,05$, no se pudo afirmar la existencia de diferencias significativas.

Finalmente, se calculó el tamaño del efecto (r) mediante la r de Rosenthal para pruebas no paramétricas (146) para cada prueba, clasificándolo como pequeño (0,1–0,3), moderado (0,3–0,5) o grande ($\geq 0,5$), según correspondiera.

3.1.6. Equipo investigador

Investigador principal:

Raúl Coto Martín. Máster en biomecánica y fisioterapia deportiva. Grado en fisioterapia en la Universidad Pontificia Comillas. Doctorando.

Investigadores colaboradores:

Dr. Juan Manuel Arribas Marín. Doctor en ciencias humanas y sociales. Diplomatura en enfermería. Licenciatura en humanidades.

Dra. María Jesús Martínez Beltrán. Doctora en biomedicina y ciencias de la salud. Máster en biomecánica aplicada a la valoración del daño. Grado en fisioterapia.

Dr. Néstor Pérez Mallada. Doctor en biomedicina y ciencias de la salud. Máster en derecho sanitario. Grado en fisioterapia.

3.1.7. Lugar de realización del proyecto de investigación

Las mediciones para la realización del proyecto se llevarán a cabo en las instalaciones del laboratorio de biomecánica de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de la Universidad Pontificia Comillas, ubicada en Paseo de la Habana 70, Madrid.

3.1.8. Cronograma

A continuación, se muestra en modo esquemático las etapas en las que se ha llevado a cabo el proyecto.

Tabla 12. Cronograma del proyecto.

<i>Etapas de trabajo</i>	<i>Fecha</i>
Diseño y redacción del estudio	Octubre 2023
Solicitud al Comité Ético de Investigación	Noviembre 2023
Aprobación CEIm	Diciembre 2023
Búsqueda de población diana	Enero – junio 2024
Reuniones con posibles sujetos de estudio	Septiembre – noviembre 2024
Mediciones	Diciembre 2024 – marzo 2025
Análisis e interpretación de datos	Abril – junio 2025
Elaboración de resultados	Julio – septiembre 2025
Publicación de resultados	2026

Fuente: Elaboración propia.

3.1.9. Aspectos éticos

El estudio se realizó en base a los principios éticos para investigaciones médicas en seres humanos expuestos en la Declaración de Helsinki, aprobada en el año 1964 por la Asamblea Médica Mundial (WMA) con el propósito de regular la ética en la investigación clínica, basándose en la integridad moral y las responsabilidades del médico. La versión vigente corresponde a la 75ª asamblea de la WMA, celebrada también en Helsinki, Finlandia, en octubre de 2024.

Además, para la realización de este se ha respetado la Ley de Investigación Biomédica 14/2007 de 3 de julio (147), actualizada en septiembre de 2022 que se basa en las Normas de Buena Práctica Clínica vigentes a nivel internacional (ICH-GCP).

Por otro lado, presenta el dictamen favorable del Comité Ético de Investigación Clínica (CEIm / CEI) del Hospital Clínico San Carlos con fecha 4 de diciembre del 2023 y número de identificación 23/704-E (Anexo II).

Los sujetos que han formado parte del estudio recibieron el documento “Hoja de información al paciente” (Anexo III), donde se les explicó el diseño de este. Para la anonimización de los datos, se utilizaron dos bases de datos: una de ellas con todos los datos personales a las que sólo tiene acceso el investigador principal y la otra con códigos de identificación, sin ningún tipo de dato personal, sólo con los datos de las variables de estudio, acorde con la Ley Orgánica 3/2018 del 5 de diciembre (148), de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales que sustituye y actualiza la Ley 15/1999 (149), adaptando la normativa española al Reglamento General de Protección de Datos (RGPD) de la Unión Europea.

Una vez comprendida y firmada la “Hoja de información al paciente” cada sujeto firmó el “Consentimiento informado” (Anexo IV), por el que se comprometen voluntariamente a participar en el presente estudio. A su vez se les informó del derecho de abandonar el estudio, sin repercusión alguna, rellenando la “Hoja de revocación” (Anexo V).

Capítulo 4

Resultados

Capítulo 4

4.1. Resultados

4.1.1. Análisis descriptivo de las variables independientes en función del sexo

Se ha realizado un estudio observacional con un total de 52 jugadores de baloncesto de los cuales 23 (44,23%) eran del sexo femenino con una edad, en años, de 15,56 (14,83–16,9), un peso, en kg, de 60 (55–67), una altura, en cm, de 1,7 (1,64–1,75) y un IMC de 21,05 (20,45–22,66) y 29 (55,77%) del sexo masculino con una edad, en años, de 14,87 (14,58–15,9), un peso, en kg, de 69 (57,5–76,5), una altura, en cm, de 1,85 (1,72–1,91) y un IMC de 20,45 (18,61–21,78) (Gráficos 1, 2, 3, 4 y 5).

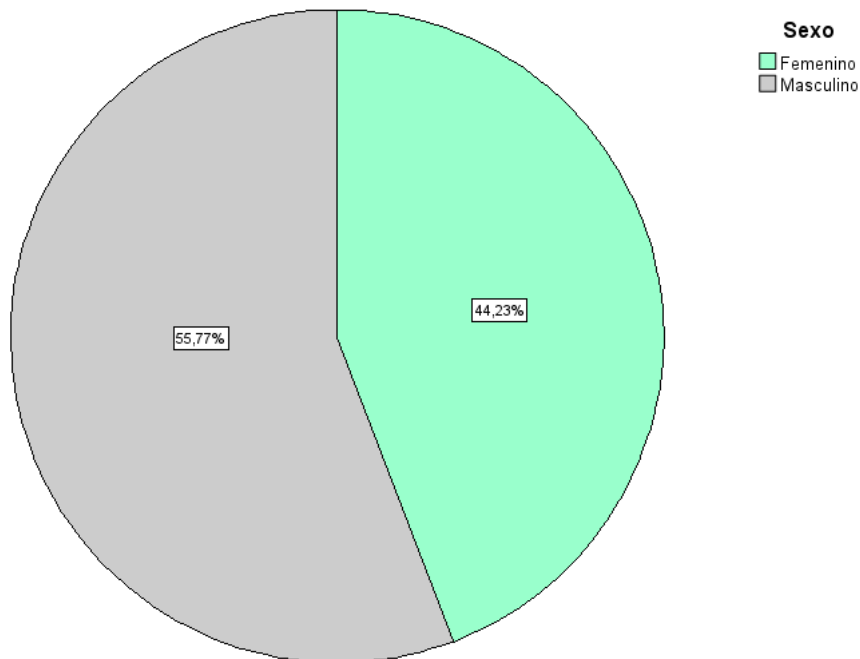


Gráfico 1. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de los participantes de estudio según sexo (femenino y masculino) incluidos en el estudio.

Fuente: Elaboración propia.

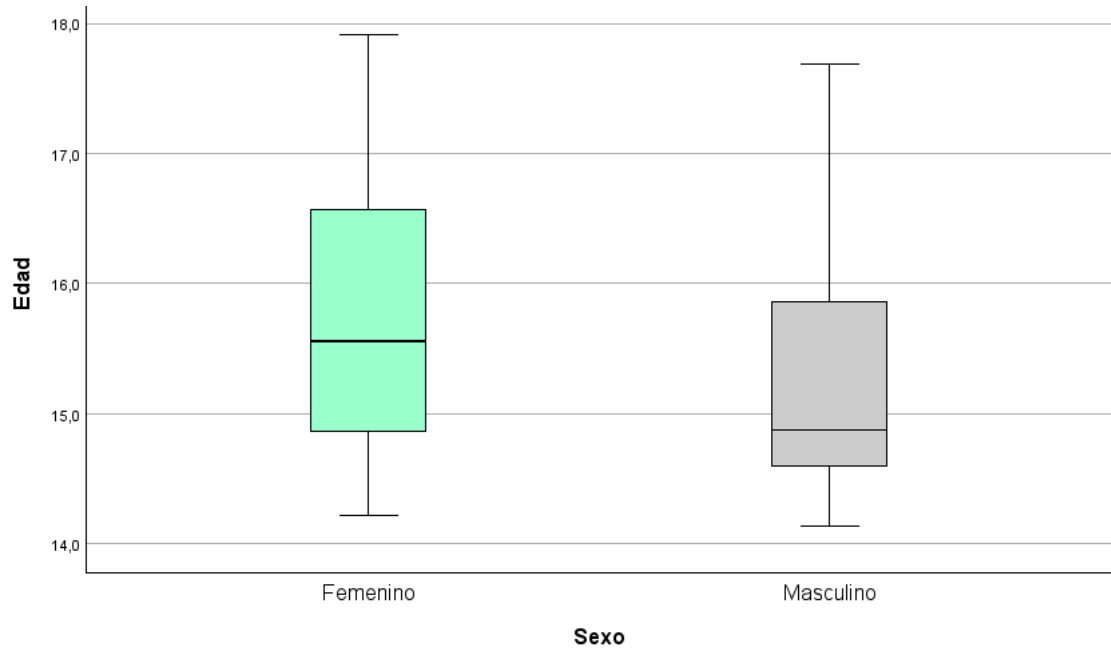


Gráfico 2. Diagrama de cajas y bigotes de la edad biológica, en años, de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

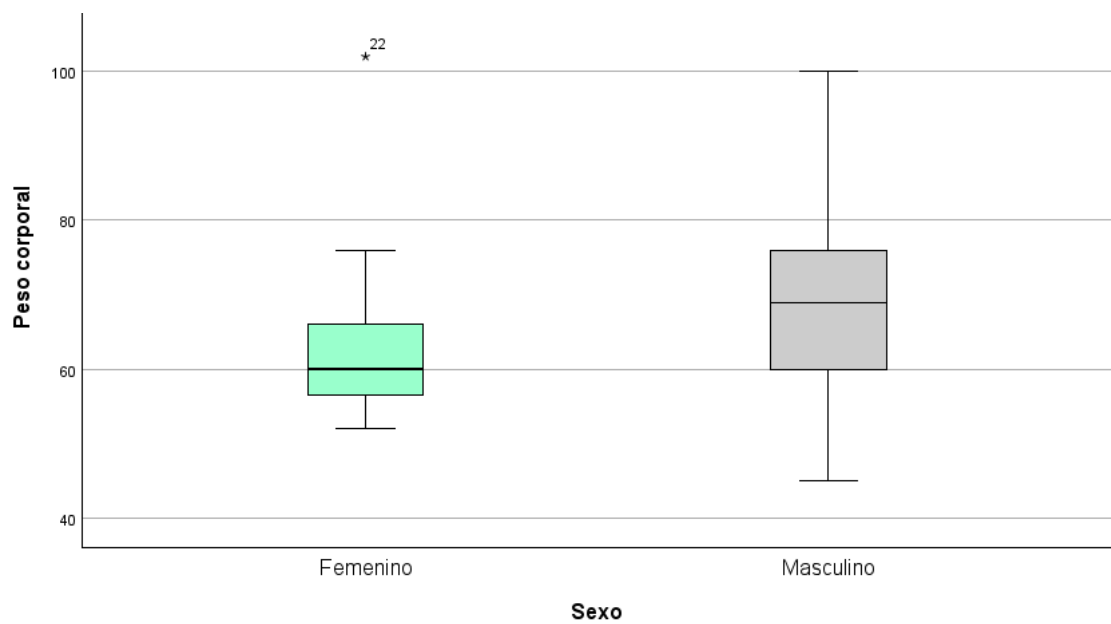


Gráfico 3. Diagrama de cajas y bigotes del peso corporal, en kilogramos (kg), de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

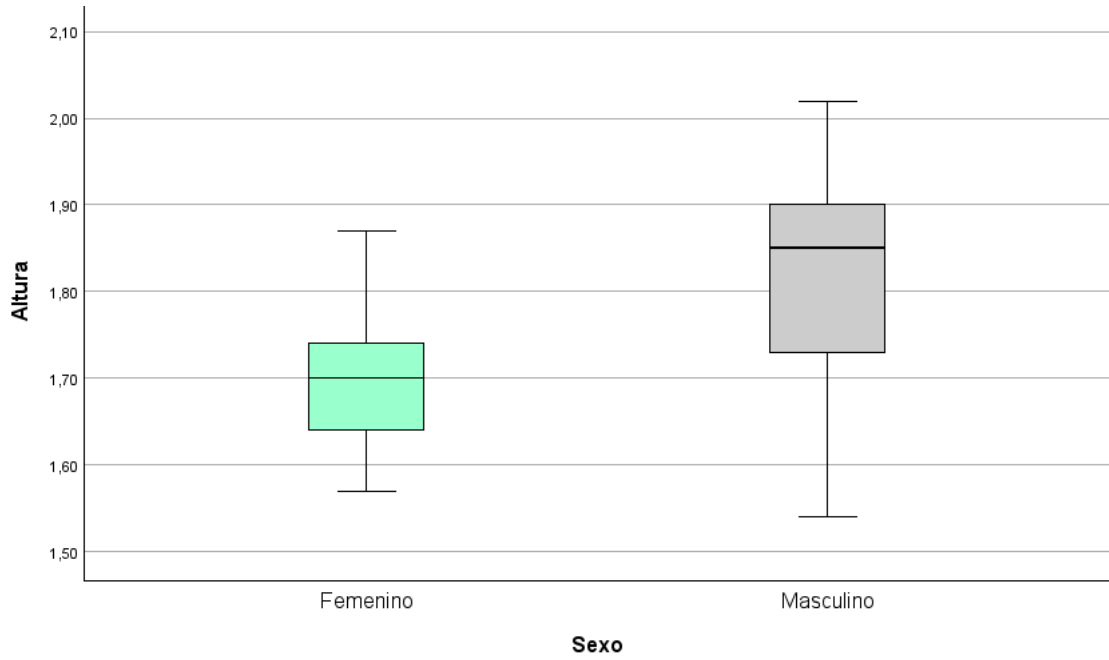


Gráfico 4. Diagrama de cajas y bigotes de la altura, en centímetros (cm), de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

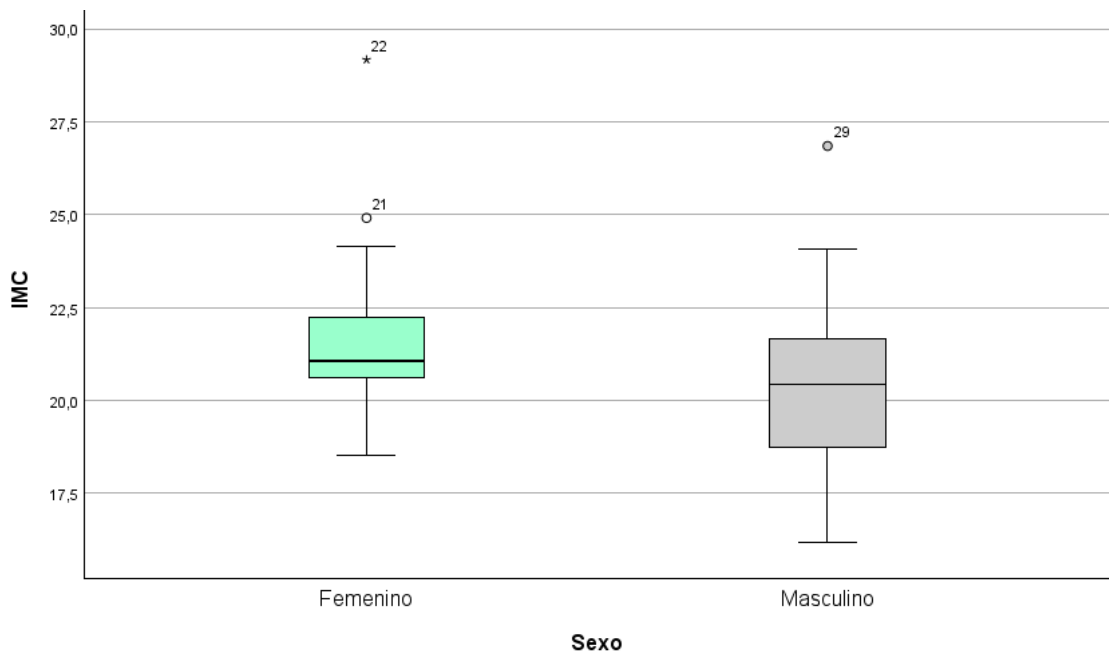


Gráfico 5. Diagrama de cajas y bigotes del índice de masa corporal (IMC), en kg/m² de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a la dominancia de los miembros inferiores, se observó que las 23 jugadoras femeninas (100%) eran diestras. Entre los jugadores masculinos, 27 (93,10%) eran diestros y 2 (6,90%) zurdos (Gráfico 6).

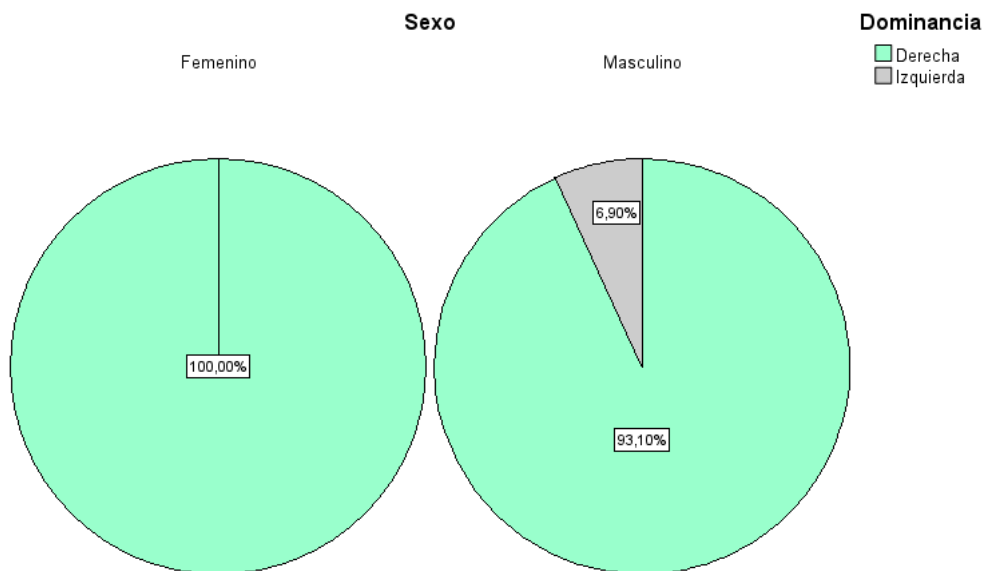


Gráfico 6. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la dominancia de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a la posición de juego, se observó que, de las 23 jugadoras femeninas, 9 (39,13%) eran base, 1 (4,35%) escolta, 10 (43,48%) alero, 2 (8,70%) ala-pívot y 1 (4,35%) pívot. De los 29 jugadores masculinos, 10 (34,48%) eran base, 3 (10,34%) escolta, 8 (27,59%) alero, 3 (10,34%) ala-pívot y 5 (17,24%) pívot (Gráfico 7).

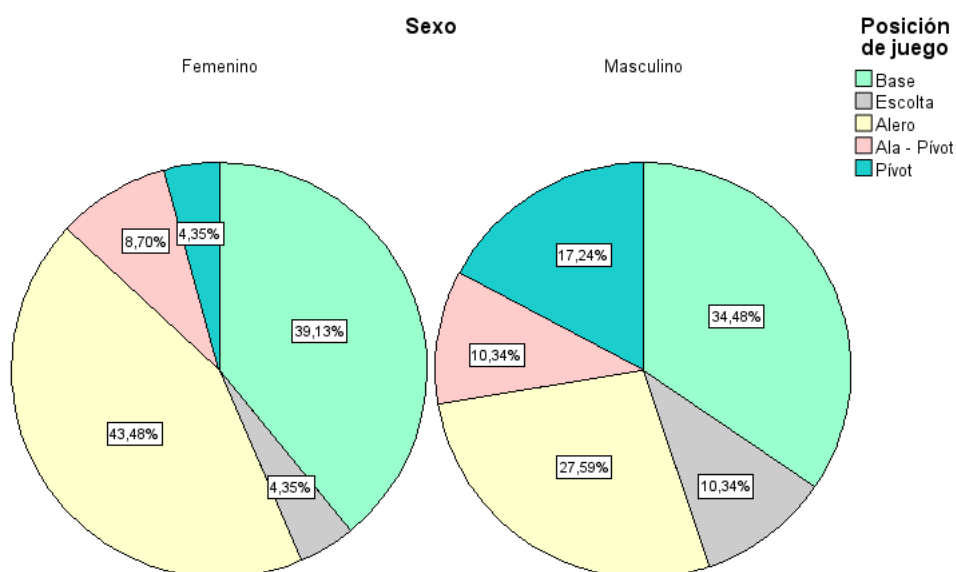


Gráfico 7. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la posición de juego de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a la superficie de pista donde entrenan, se observó que, de las 23 jugadoras femeninas, 7 (30,43%) entrenaban en parquet, 8 (34,78%) combinaban sus entrenamientos entre parquet y cemento, 7 (30,43%) lo hacían entre parquet y goma y 1 (4,35%) realizaba todos los entrenamientos en goma. De los 29 jugadores masculinos 7 (24,14%) entrenaban en parquet, 17 (58,62%) combinaban sus entrenamientos entre parquet y cemento, 4 (13,79%) lo hacían entre parquet y goma y 1 (3,45%) realizaba todos los entrenamientos en goma (Gráfico 8).

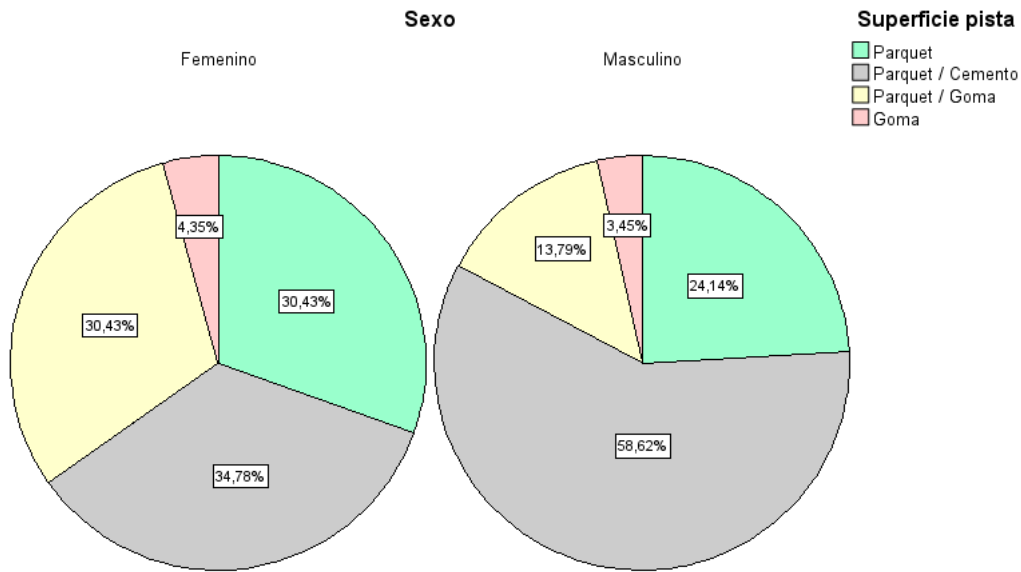


Gráfico 8. Gráfico de sectores de la distribución porcentual de la superficie de la pista de entreno de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

Por último, en cuanto al tipo de entrenamiento, se observó que, de las 23 jugadoras femeninas, 8 (34,78%) realizaban exclusivamente entrenamiento en pista, mientras que las 17 restantes también incluían entrenamiento en gimnasio. De estas últimas, 8 (34,78%) realizaban primero pista y después gimnasio en los días en que coincidían ambos entrenamientos, y 7 (30,43%) realizaban primero gimnasio y después pista. En el caso de los hombres, 18 (62,07%) realizaban sólo entrenamiento de pista, 6 (20,69%) entrenaban primero pista y después gimnasio, y 5 (17,24%) empezaban en el gimnasio y después continuaban en pista (Gráfico 9).

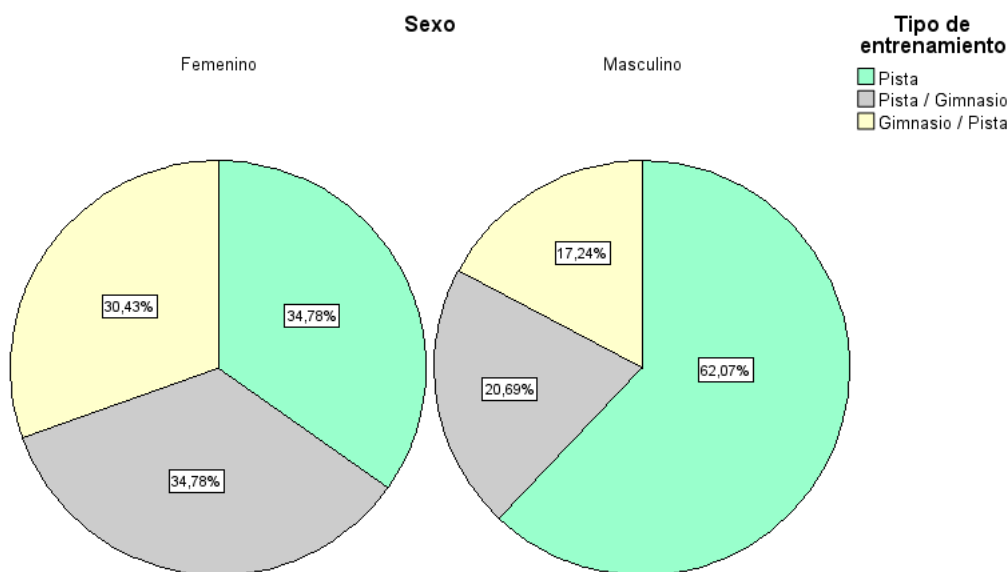


Gráfico 9. Gráfico de sectores de la distribución porcentual del tipo de entrenamiento de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.2. Análisis inferencial de las variables independientes en función del sexo

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre sexos en las variables edad ($p = 0,067$), peso ($p = 0,064$) e IMC ($p = 0,07$). Se observaron diferencias significativas en la variable altura, medida en m, ($p < 0,001$), siendo mayor en deportistas masculinos 1,85 (1,72–1,91) que en femeninos 1,70 (1,64–1,75) (Tabla 13). Por otro lado, a pesar de no observar unos niveles de significación estadística significativos entre sexos en las variables edad ($p = 0,067$), peso ($p = 0,064$) e IMC ($p = 0,07$) los resultados sugieren una tendencia a la existencia de diferencias entre grupos, siendo la edad y el IMC mayor en las deportistas femeninas 15,56 (14,83–16,9) frente a (14,58–15,9) y 21,05 (20,45–22,66) frente a 20,45 (18,61–21,78) respectivamente y menor en el caso del peso 60,00 (55,00–67,00) en mujeres y 69,00 (57,50–76,50) en hombres.

Tabla 13. Comparación de la edad, el peso, la altura y el índice de masa corporal (IMC) entre los grupos de estudio.

Variable	Jugadoras femeninas (Mediana, Q1–Q3)	Jugadores masculinos (Mediana, Q1–Q3)	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Edad	15,56 (14,83–16,9)	14,87 (14,58–15,9)	0,067	0,25
Peso	60,00 (55,00–67,00)	69,00 (57,50–76,50)	0,064	0,26
Altura	1,70 (1,64–1,75)	1,85 (1,72–1,91)	<0,001*	0,51
IMC	21,05 (20,45–22,66)	20,45 (18,61–21,78)	0,07	0,25

Fuente: Elaboración propia.

Una vez estudiada la homogeneidad entre los grupos de comparación se prosigue con el análisis inferencial comparando entre sexos todas las variables de fuerza medidas en el estudio.

4.1.3. Análisis descriptivo e inferencial de las variables dependientes en función del sexo

4.1.3.1. Ángulo de producción fuerza máxima en pruebas isocinéticas

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre sexos en el ángulo de fuerza máxima de la musculatura isquiosural de la pierna no dominante con una significación de $p = 0,038$ y un tamaño del efecto pequeño ($r = 0,29$), siendo más elevado en las deportistas femeninas 43,00 (33,00–50,00) que en los masculinos 36,00 (28,50–41,50). No se encontraron diferencias significativas en el ángulo de fuerza máxima isquiosural de la pierna dominante ni en el de la fuerza cuadriceps de ambas piernas (Tabla 14, Gráfico 10).

Tabla 14. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos isquiotibiales (H) y cu\adriiceps (Q), en prueba isocin\etica a 40°/s, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
\ngulo de $F_{m\acute{a}x.}$ H	D	36,00 (25,00–51,00)	35,00 (28,50–46,50)	0,768	0,04
	ND	43,00 (33,00–50,00)	36,00 (28,50–41,50)	0,038*	0,29
\ngulo de $F_{m\acute{a}x.}$ Q	D	57,00 (52,00–59,00)	57,00 (53,00–63,00)	0,396	0,12
	ND	59,00 (49,00–65,00)	58,00 (55,00–64,00)	0,524	0,09

Fuente: Elaboraci3n propia.

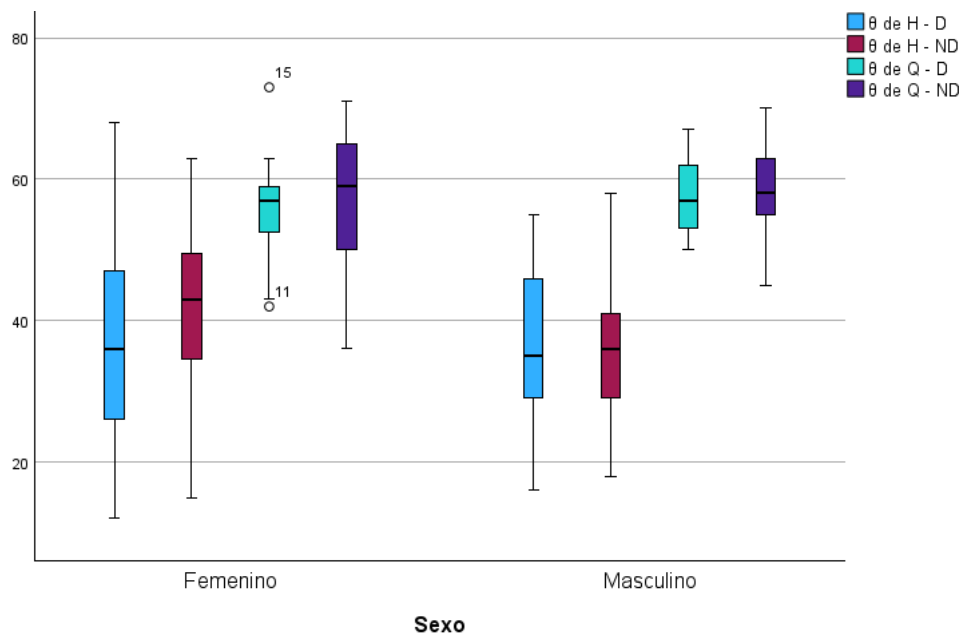


Gráfico 10. Diagrama de cajas y bigotes del \ngulo de flexi3n de rodilla (θ) d3nde la musculatura flexora de rodilla (isquiotibiales (H)) y extensora (cu\adriiceps (Q)) producen la fuerza m\axima isocin\etica a 40°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio seg\un sexo.

Fuente: Elaboraci3n propia.

En la prueba isocin\etica a 120°/s se encontraron diferencias estad\isticamente significativas entre sexos en el \ngulo de fuerza m\axima de la musculatura isquiosural de la pierna no dominante con una significaci3n de $p = 0,014$ y un tama\o del efecto moderado ($r = 0,34$), siendo m\as elevado en las deportistas femeninas 41,00 (33,00–52,00) que en los masculinos 31,00 (27,00–45,00). A su vez, tambi\en se encontraron diferencias estad\isticamente

significativas entre sexos en el ángulo de fuerza máxima de la musculatura cuadriceps de ambas piernas, siendo superior en ambos casos en los deportistas masculinos [56.00 (51.00–59.00) frente a 50.00 (45.00–55.00) con un valor de significación $p = 0,034$ y tamaño del efecto pequeño ($r = 0,29$) en la pierna dominante y 58,00 (54,50–61,00) frente a 51.00 (49,00–59,00) con $p = 0,005$ y un tamaño del efecto moderado ($r = 0,39$) en la pierna no dominante]. Por otro lado, no se encontraron diferencias significativas en el ángulo de fuerza máxima isquiosural de la pierna dominante (Tabla 15, Gráfico 11).

Tabla 15. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), en prueba isocinética a $120^\circ/\text{s}$, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ángulo de $F_{\text{máx.}}$ H	D	44.00 (33.00–49.00)	36.00 (29.50–44.50)	0,060	0,26
	ND	41,00 (33,00–52,00)	31,00 (27,00–45,00)	0,014*	0,34
Ángulo de $F_{\text{máx.}}$ Q	D	50.00 (45.00–55.00)	56.00 (51.00–59.00)	0,034*	0,29
	ND	51.00 (49,00–59,00)	58,00 (54,50–61,00)	0,005*	0,39

Fuente: Elaboración propia.

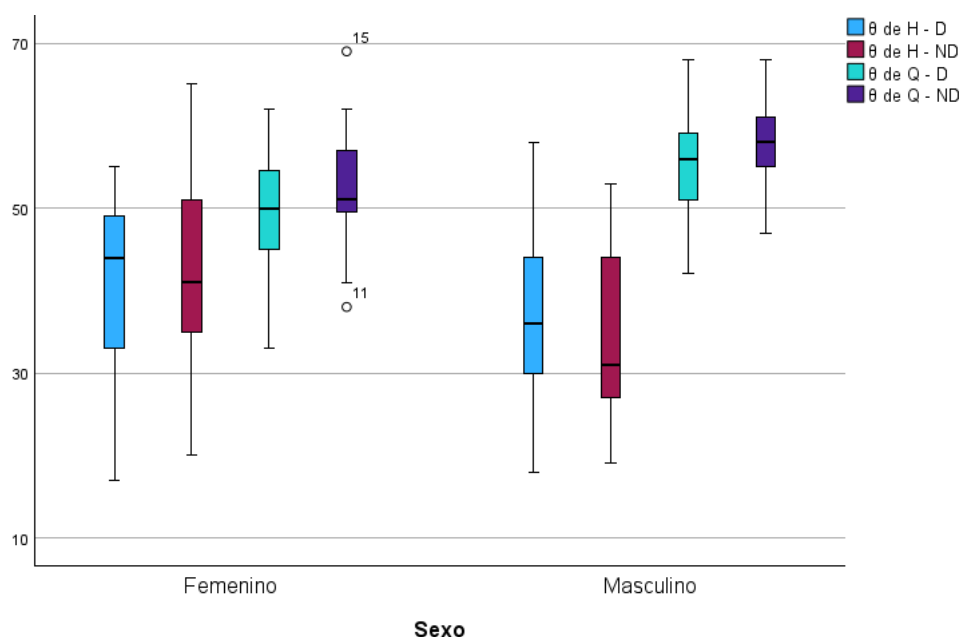


Gráfico 11. Diagrama de cajas y bigotes del ángulo de flexión de rodilla (θ) dónde la musculatura flexora de rodilla [isquiotibiales (H)] y extensora [cuádriceps (Q)] producen la fuerza máxima isocinética a 120°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre sexos en el ángulo de fuerza máxima de la musculatura isquiosural de la pierna no dominante con una significación de $p = 0,006$ y un tamaño del efecto moderado ($r = 0,38$), siendo más elevado en las deportistas femeninas 44,00 (39,00–49,00) que en los masculinos 39,00 (35,50–41,50) (Tabla 16, Gráfico 12).

Tabla 16. Comparación del ángulo de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos isquiotibiales (H) y cuádriceps (Q), en prueba isocinética a 180°/s, en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ángulo de $F_{\text{máx. H}}$	D	41,00 (35,00-46,00)	37,00 (35,50-42,50)	0,323	0,14
	ND	44,00 (39,00-49,00)	39,00 (35,50-41,50)	0,006*	0,38
Ángulo de $F_{\text{máx. Q}}$	D	51,00 (43,00-58,00)	52,00 (47,00-57,50)	0,599	0,07
	ND	50,00 (45,00-55,00)	52,00 (46,00-57,00)	0,59	0,07

Fuente: Elaboración propia.

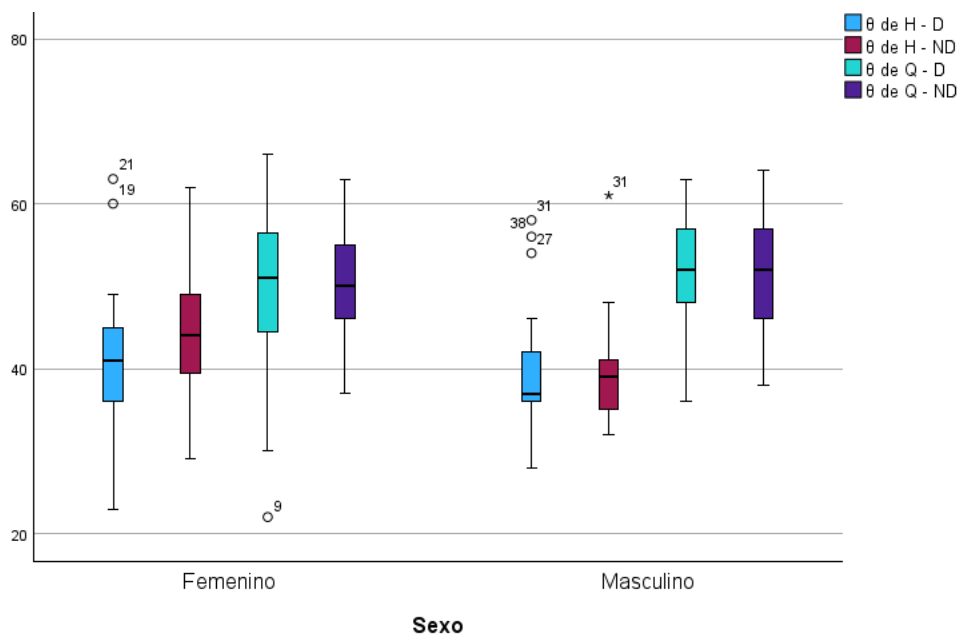


Gráfico 12. Diagrama de cajas y bigotes del ángulo de flexión de rodilla (θ) donde la musculatura flexora de rodilla (isquiotibiales (H)) y extensora (cuádriceps (Q)) producen la fuerza máxima isocinética a 180°/s en la pierna dominante (D) y la no dominante (ND) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.2. Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias estadísticamente significativas en casi todas las variables de fuerza medidas, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos. En la pierna dominante se encontraron dichas diferencias en la fuerza máxima $p = 0,003$ y $r = 0,41$, en la fuerza a 20° de flexión de rodilla $p = 0,004$ y $r = 0,40$, en la fuerza a 30° de flexión de rodilla $p = 0,004$ y $r = 0,40$, en la fuerza a 40° de flexión de rodilla $p = 0,003$ y $r = 0,40$, en la fuerza a 50° de flexión de rodilla $p = 0,008$ y $r = 0,37$ y en la fuerza a 60° de flexión de rodilla $p = 0,021$ y $r = 0,32$. En la pierna no dominante se encontraron diferencias significativas en la fuerza máxima $p = 0,032$ y $r = 0,30$, en la fuerza a 10° de flexión de rodilla $p = 0,028$ y $r = 0,30$, en la fuerza a 20° de flexión de rodilla $p = 0,003$ y $r = 0,40$, en la fuerza a 30° de flexión de rodilla $p = 0,01$ y $r = 0,36$, en la fuerza a 40° de flexión de rodilla $p = 0,033$ y $r = 0,30$. No se encontraron diferencias significativas entre sexos en la fuerza a 10° de flexión de rodilla de la rodilla dominante $p =$

0,135, en la fuerza a 50° de flexión de rodilla de la pierna no dominante $p = 0,087$ ni en la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna no dominante $p = 0,101$, aunque la tendencia en los tres casos tiende a ser mayor en hombres que en mujeres (Tabla 17, Gráficos 13 y 14).

Tabla 17. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H	D	82,00 (69,00–98,00)	106,00 (87,00–131,00)	0,003*	0,41
	ND	82,00 (74,00–102,00)	108,00 (78,50–124,00)	0,032*	0,30
F H $\theta = 10^\circ$	D	45,00 (42,00–76,00)	65,00 (43,50–79,00)	0,135	0,21
	ND	41,00 (28,00–53,00)	54,00 (40,50–76,00)	0,028*	0,30
F H $\theta = 20^\circ$	D	68,00 (61,00–86,00)	89,00 (69,50–118,00)	0,004*	0,40
	ND	64,00 (50,00–78,00)	87,00 (67,50–107,00)	0,003*	0,40
F H $\theta = 30^\circ$	D	76,00 (69,00–95,00)	100,00 (85,00–125,00)	0,004*	0,40
	ND	74,00 (65,00–97,00)	103,00 (76,50–116,50)	0,01*	0,36
F H $\theta = 40^\circ$	D	76,00 (69,00–95,00)	106,00 (85,50–123,00)	0,003*	0,40
	ND	78,00 (67,00–101,00)	102,00 (77,00–124,00)	0,033*	0,30
F H $\theta = 50^\circ$	D	78,00 (67,00–96,00)	100,00 (80,00–124,50)	0,008*	0,37
	ND	81,00 (65,00–99,00)	95,00 (70,00–120,00)	0,087	0,24
F H $\theta = 60^\circ$	D	70,00 (60,00–90,00)	93,00 (73,50–121,50)	0,021*	0,32
	ND	75,00 (58,00–94,00)	92,00 (71,50–107,50)	0,101	0,23

Fuente: Elaboración propia.

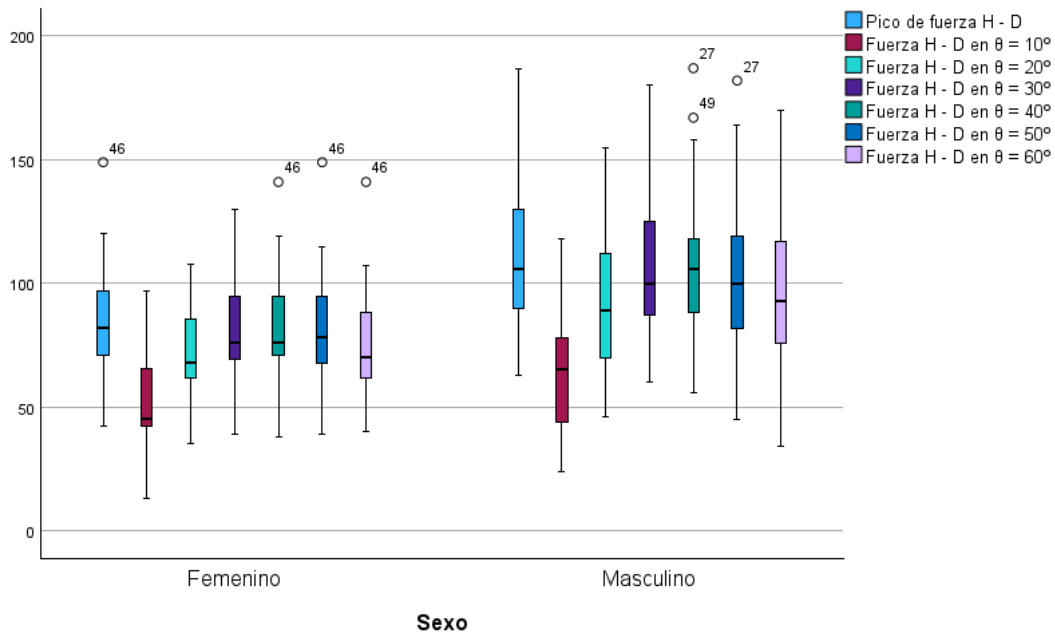


Gráfico 13. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

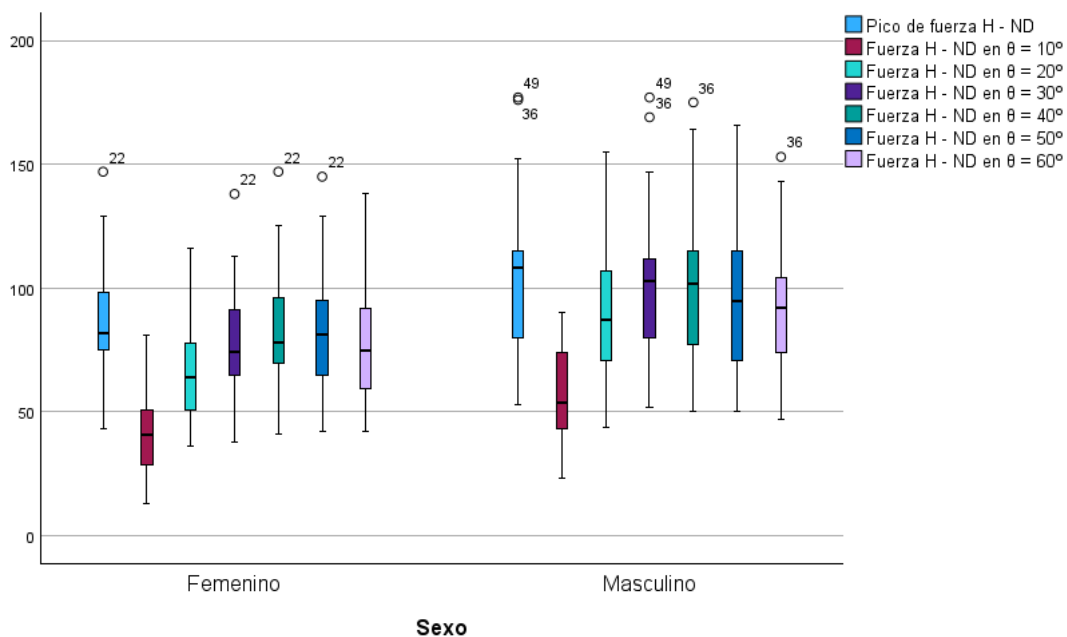


Gráfico 14. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,005$) y un tamaño del efecto moderado en todos los casos ($r = 0,3-0,49$) y alto en la fuerza a 30° de flexión de rodilla de la pierna dominante ($r = 0,52$) (Tabla 18, Gráfico 15 y 16).

Tabla 18. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H	D	57,00 (50,00–76,00)	84,00 (67,50–98,50)	<0,001*	0,49
	ND	59,00 (52,00–74,00)	78,00 (68,50–97,50)	0,003*	0,41
F H $\theta = 10^\circ$	D	34,00 (30,00–44,00)	49,00 (33,50–71,00)	0,014*	0,34
	ND	36,00 (22,00–43,00)	47,00 (33,50–58,00)	0,005*	0,39
F H $\theta = 20^\circ$	D	50,00 (39,00–60,00)	64,00 (53,00–92,50)	0,001*	0,44
	ND	49,00 (35,00–62,00)	66,00 (46,50–80,00)	0,004*	0,4
F H $\theta = 30^\circ$	D	53,00 (46,00–68,00)	80,00 (60,00–94,50)	<0,001*	0,52
	ND	54,00 (48,00–71,00)	76,00 (61,00–92,00)	0,002*	0,43
F H $\theta = 40^\circ$	D	56,00 (50,00–74,00)	84,00 (65,50–95,50)	0,001*	0,45
	ND	57,00 (51,00–74,00)	77,00 (66,00–92,50)	0,004*	0,4
F H $\theta = 50^\circ$	D	55,00 (49,00–70,00)	79,00 (63,50–96,00)	0,001*	0,45
	ND	56,00 (51,00–72,00)	74,00 (61,50–89,00)	0,01*	0,36
F H $\theta = 60^\circ$	D	54,00 (44,00–64,00)	74,00 (60,00–90,50)	0,006*	0,38
	ND	54,00 (47,00–68,00)	68,00 (56,00–84,50)	0,028*	0,3

Fuente: Elaboración propia.

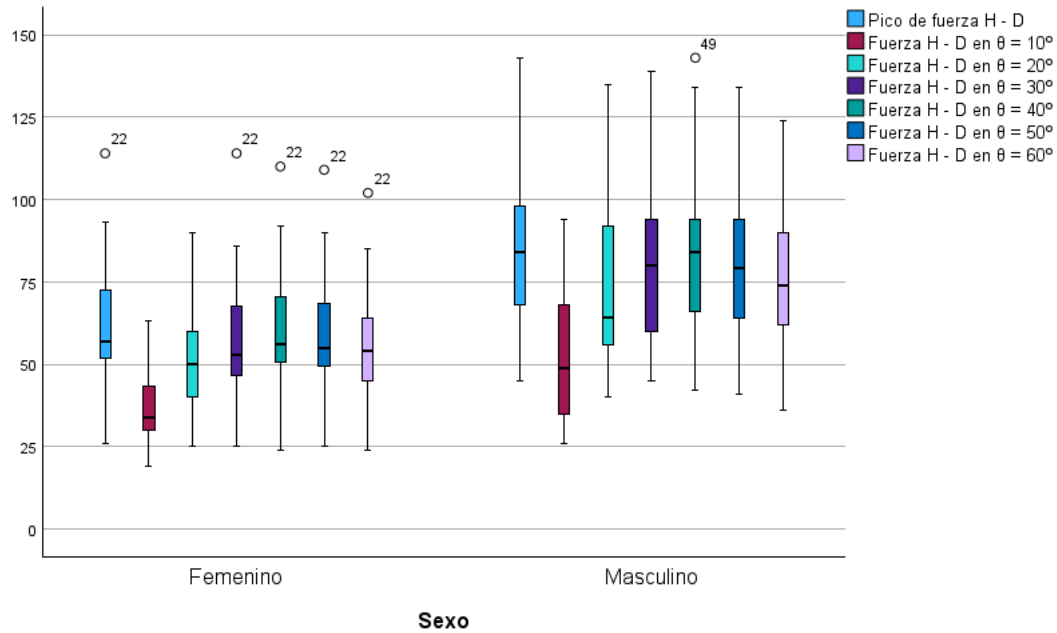


Gráfico 15. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

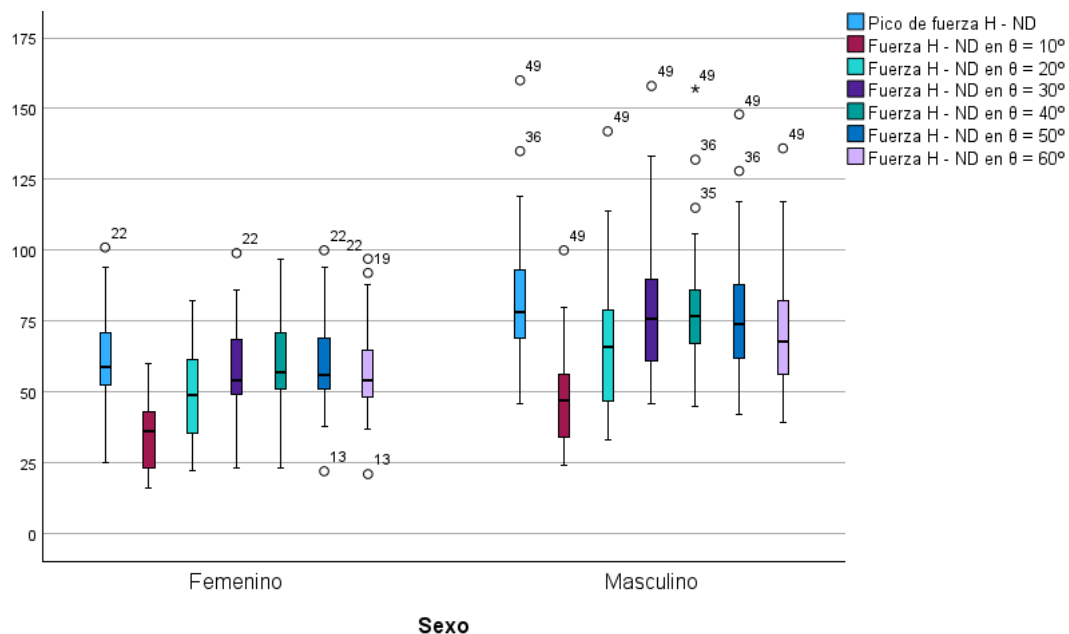


Gráfico 16. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,005$) y un tamaño del efecto grande en todos los casos ($r \geq 0,5$) y moderado en la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna dominante y no dominante ($r = 0,46$ y $0,43$ respectivamente) (Tabla 19, Gráfico 17 y 18).

Tabla 19. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H	D	47,00 (39,00–55,00)	77,00 (55,50–87,50)	<0,001*	0,55
	ND	47,00 (41,00–56,00)	69,00 (56,50–81,50)	<0,001*	0,53
F H $\theta = 10^\circ$	D	27,00 (24,00–34,00)	48,00 (34,50–55,00)	<0,001*	0,53
	ND	25,00 (21,00–34,00)	42,00 (33,50–51,00)	<0,001*	0,58
F H $\theta = 20^\circ$	D	35,00 (32,00–43,00)	60,00 (43,00–71,00)	<0,001*	0,5
	ND	36,00 (30,00–43,00)	54,00 (43,50–64,50)	<0,001*	0,57
F H $\theta = 30^\circ$	D	42,00 (36,00–49,00)	70,00 (51,50–84,00)	<0,001*	0,53
	ND	40,00 (34,00–53,00)	66,00 (52,50–78,00)	<0,001*	0,56
F H $\theta = 40^\circ$	D	46,00 (39,00–52,00)	75,00 (51,50–86,00)	<0,001*	0,53
	ND	46,00 (36,00–52,00)	68,00 (54,50–80,50)	<0,001*	0,55
F H $\theta = 50^\circ$	D	47,00 (36,00–54,00)	67,00 (49,50–82,00)	<0,001*	0,5
	ND	45,00 (36,00–56,00)	63,00 (54,50–78,00)	<0,001*	0,5
F H $\theta = 60^\circ$	D	43,00 (34,00–52,00)	64,00 (49,50–73,00)	<0,001*	0,46
	ND	40,00 (35,00–53,00)	54,00 (48,00–68,00)	0,002*	0,43

Fuente: Elaboración propia.

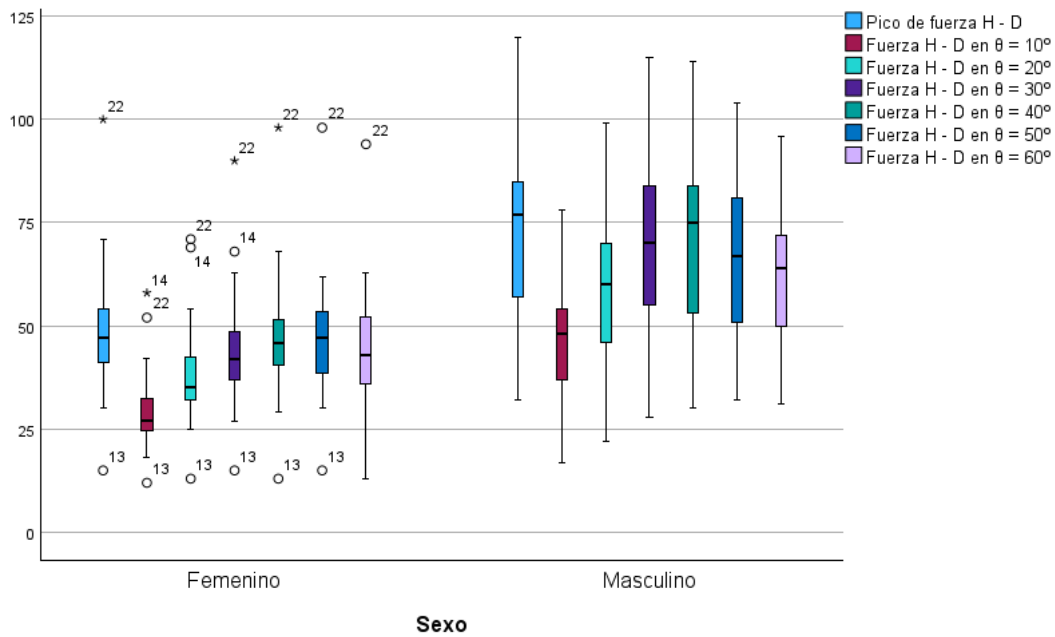


Gráfico 17. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

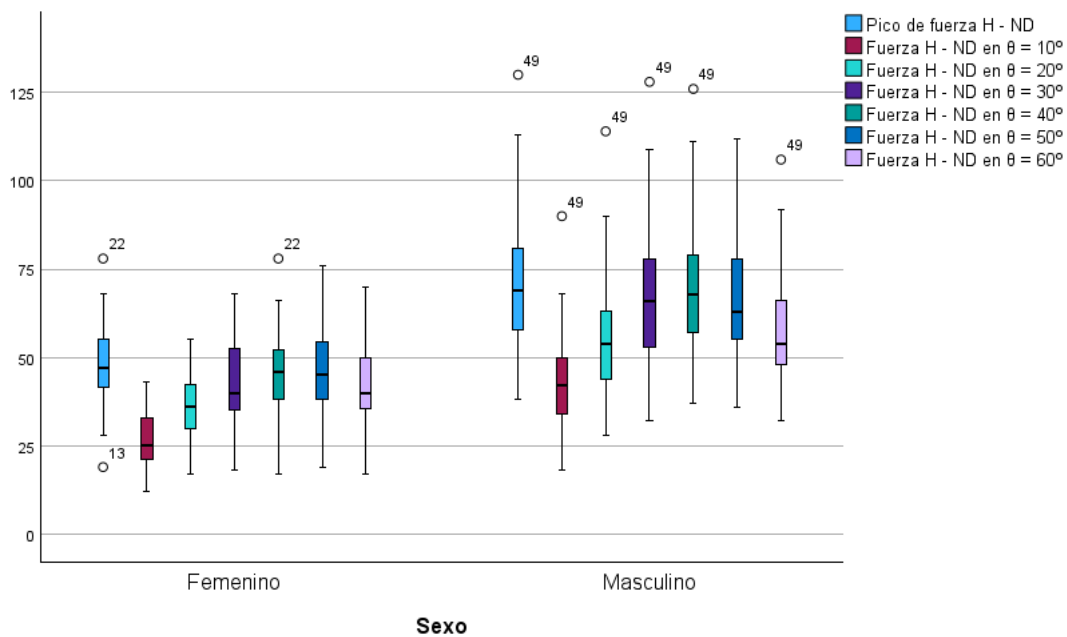


Gráfico 18. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.3. Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales con relación al peso corporal

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias estadísticamente significativas en casi todas las variables de fuerza medidas, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos. En la pierna dominante se encontraron dichas diferencias en la fuerza máxima $p \leq 0,001$ y $r = 0,46$, en la fuerza a 20° de flexión de rodilla $p = 0,007$ y $r = 0,38$, en la fuerza a 30° de flexión de rodilla $p = 0,002$ y $r = 0,43$, en la fuerza a 40° de flexión de rodilla $p = 0,002$ y $r = 0,43$, en la fuerza a 50° de flexión de rodilla $p = 0,011$ y $r = 0,35$ y en la fuerza a 60° de flexión de rodilla $p = 0,038$ y $r = 0,29$. En la pierna no dominante se encontraron diferencias significativas en la fuerza máxima $p = 0,039$ y $r = 0,29$, en la fuerza a 10° de flexión de rodilla $p = 0,048$ y $r = 0,27$, en la fuerza a 20° de flexión de rodilla $p = 0,001$ y $r = 0,44$, en la fuerza a 30° de flexión de rodilla $p = 0,006$ y $r = 0,38$, en la fuerza a 40° de flexión de rodilla $p = 0,028$ y $r = 0,30$. No se encontraron diferencias significativas entre sexos en la fuerza a 10° de flexión de rodilla de la rodilla dominante $p = 0,434$, en la fuerza a 50° de flexión de rodilla de la pierna no dominante $p = 0,311$ ni en la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna no dominante $p = 0,418$, aunque la tendencia en los tres casos tiende a ser mayor en hombres que en mujeres (Tabla 20, Gráficos 19 y 20).

Tabla 20. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al peso corporal en prueba isocin\etica a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tama\~no del efecto (r)
$F_{m\acute{a}x.}$ H/peso	D	1.40 (1.18–1.52)	1.63 (1.42–1.77)	<0,001*	0,46
	ND	1,37 (1,16–1,58)	1,51 (1,36–1,70)	0,039*	0,29
F H/peso $\theta = 10^\circ$	D	0.76 (0.62–1.13)	0.96 (0.63–1.13)	0,434	0,11
	ND	0,68 (0,47–0,75)	0,73 (0,60–1,01)	0,048*	0,27
F H/peso $\theta = 20^\circ$	D	1.13 (0.95–1.37)	1.43 (1.17–1.56)	0,007*	0,38
	ND	1,06 (0,82–1,24)	1,26 (1,07–1,51)	0,001*	0,44
F H/peso $\theta = 30^\circ$	D	1.28 (1.15–1.48)	1.52 (1.38–1.72)	0,002*	0,43
	ND	1,23 (1,03–1,39)	1,45 (1,30–1,63)	0,006*	0,38
F H/peso $\theta = 40^\circ$	D	1.34 (1.17–1.48)	1.58 (1.37–1.71)	0,002*	0,43
	ND	1,32 (1,08–1,44)	1,45 (1,32–1,63)	0,028*	0,30
F H/peso $\theta = 50^\circ$	D	1.26 (1.13–1.46)	1.51 (1.27–1.68)	0,011*	0,35
	ND	1,26 (1,06–1,53)	1,43 (1,21–1,52)	0,311	0,14
F H/peso $\theta = 60^\circ$	D	1.20 (1.01–1.39)	1.39 (1.17–1.60)	0,038*	0,29
	ND	1,19 (1,00–1,44)	1,33 (1,08–1,48)	0,418	0,11

Fuente: Elaboraci3n propia.

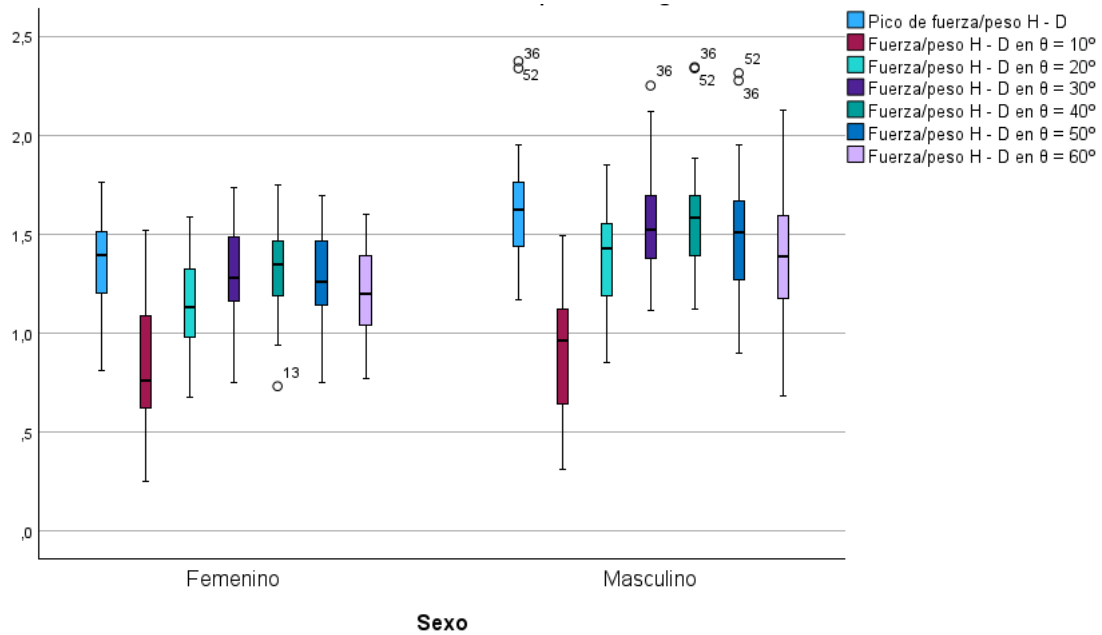


Gráfico 19. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

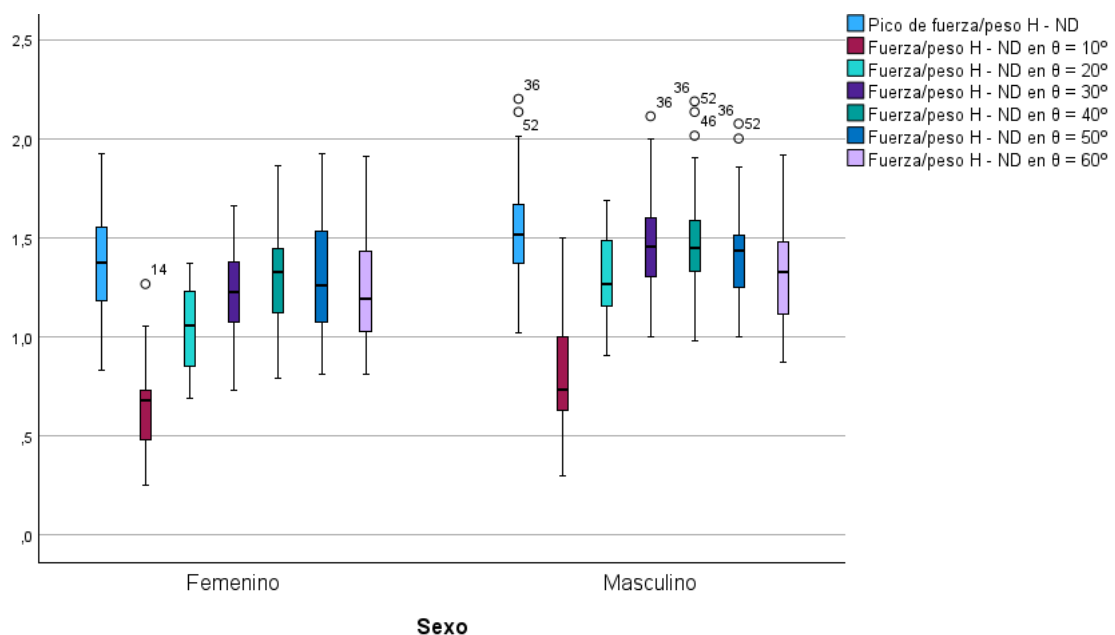


Gráfico 20. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,005$) excepto en la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna no dominante $p = 0,059$. El tamaño del efecto (r) fue moderado (0,3–0,49) en la mayoría de las variables de fuerza con excepción de la fuerza máxima de la pierna dominante, la fuerza a 30° de flexión de rodilla de ambas piernas y la fuerza a 40° de flexión de rodilla de la pierna dominante que tuvieron un tamaño del efecto grande ($r \geq 0,5$) (Tabla 21, Gráfico 21 y 22).

Tabla 21. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al peso corporal en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H/peso	D	1,02 (0,8–1,13)	1,23 (1,09–1,4)	<0,001*	0,56
	ND	1,02 (0,88–1,08)	1,18 (1,07–1,39)	0,001*	0,46
F H/peso $\theta = 10^\circ$	D	0,57 (0,51–0,7)	0,75 (0,61–0,95)	0,007*	0,38
	ND	0,55 (0,4–0,72)	0,69 (0,55–0,83)	0,009*	0,36
F H/peso $\theta = 20^\circ$	D	0,79 (0,68–0,9)	1,13 (0,85–1,21)	<0,001*	0,49
	ND	0,82 (0,6–0,93)	0,99 (0,78–1,17)	0,004*	0,4
F H/peso $\theta = 30^\circ$	D	0,9 (0,76–1,08)	1,23 (1–1,37)	<0,001*	0,58
	ND	0,94 (0,81–1,03)	1,13 (1,01–1,29)	<0,001*	0,51
F H/peso $\theta = 40^\circ$	D	0,97 (0,79–1,08)	1,21 (0,99–1,38)	<0,001*	0,52
	ND	0,96 (0,85–1,06)	1,13 (1–1,34)	0,002*	0,43
F H/peso $\theta = 50^\circ$	D	0,95 (0,78–1,08)	1,18 (0,97–1,34)	<0,001*	0,49
	ND	0,94 (0,85–1,04)	1,08 (0,95–1,3)	0,012*	0,35
F H/peso $\theta = 60^\circ$	D	0,92 (0,75–1,05)	1,1 (0,9–1,26)	0,006*	0,38
	ND	0,89 (0,81–1,08)	1,02 (0,86–1,26)	0,059	0,26

Fuente: Elaboración propia.

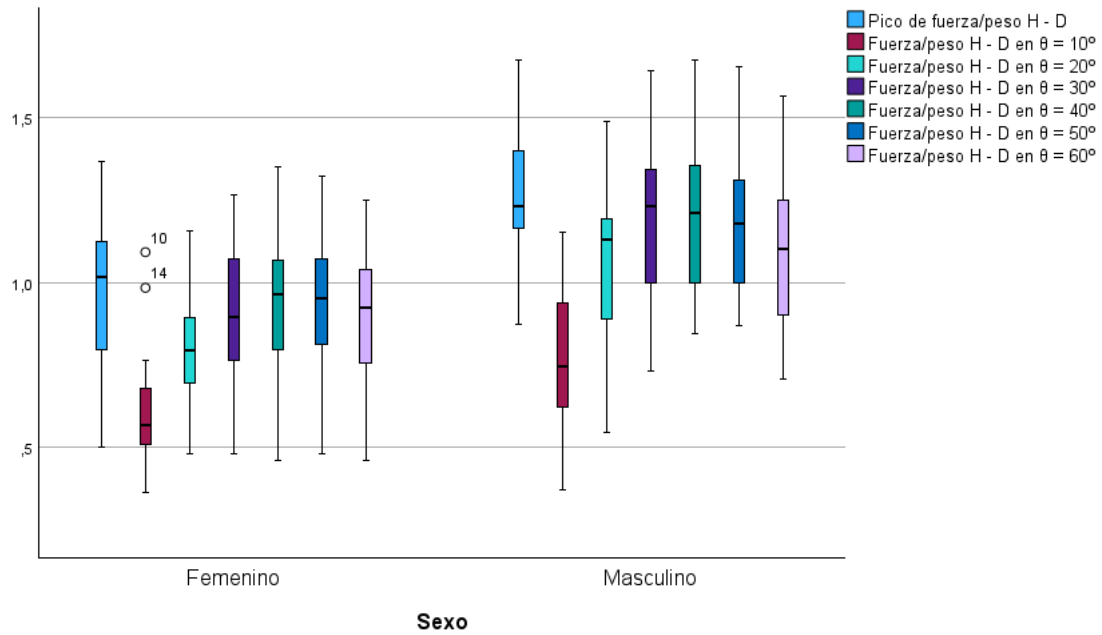


Gráfico 21. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

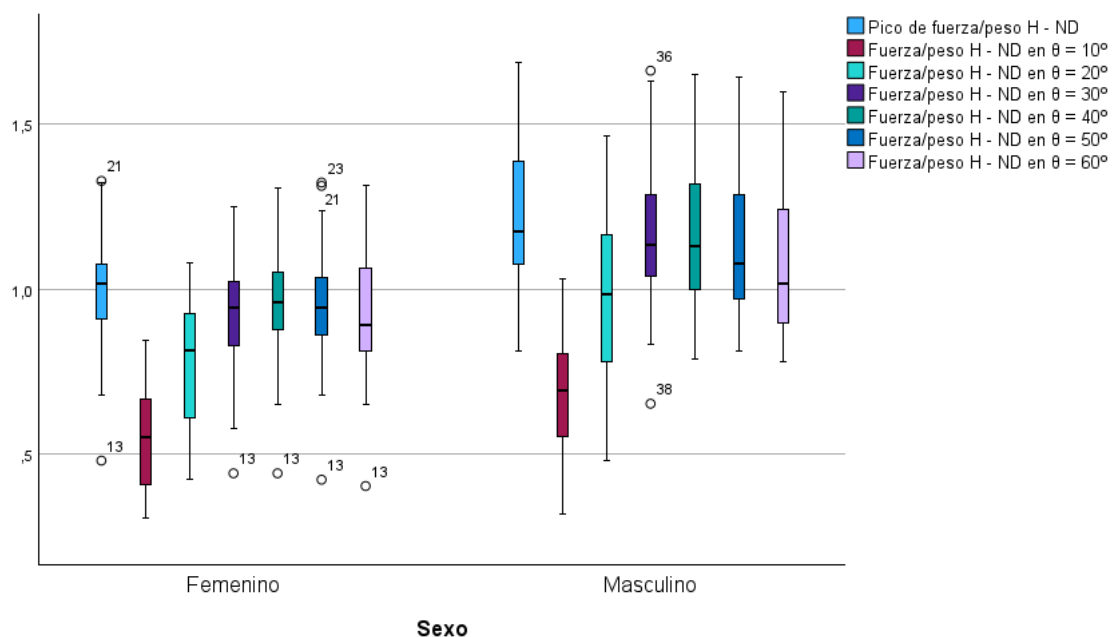


Gráfico 22. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,001$). En todos los casos el tamaño del efecto fue grande ($r \geq 0,5$) excepto en la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna dominante ($r = 0,47$) y de la no dominante ($r = 0,45$) (Tabla 22, Gráfico 23 y 24).

Tabla 22. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al peso corporal en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H/peso	D	0,76 (0,67–0,89)	1,08 (0,90–1,26)	<0,001*	0,6
	ND	0,81 (0,68–0,88)	1,01 (0,86–1,17)	<0,001*	0,61
F H/peso $\theta = 10^\circ$	D	0,45 (0,40–0,52)	0,73 (0,56–0,83)	<0,001*	0,55
	ND	0,40 (0,35–0,51)	0,65 (0,51–0,76)	<0,001*	0,64
F H/peso $\theta = 20^\circ$	D	0,61 (0,51–0,70)	0,92 (0,70–1,02)	<0,001*	0,53
	ND	0,57 (0,50–0,67)	0,83 (0,67–0,91)	<0,001*	0,64
F H/peso $\theta = 30^\circ$	D	0,68 (0,61–0,77)	1,04 (0,82–1,19)	<0,001*	0,57
	ND	0,68 (0,60–0,81)	0,94 (0,78–1,11)	<0,001*	0,63
F H/peso $\theta = 40^\circ$	D	0,73 (0,65–0,87)	1,05 (0,90–1,20)	<0,001*	0,59
	ND	0,77 (0,67–0,87)	0,99 (0,84–1,15)	<0,001*	0,64
F H/peso $\theta = 50^\circ$	D	0,75 (0,63–0,89)	1,00 (0,81–1,14)	<0,001*	0,54
	ND	0,74 (0,61–0,86)	0,91 (0,83–1,10)	<0,001*	0,56
F H/peso $\theta = 60^\circ$	D	0,72 (0,59–0,85)	0,88 (0,73–1,01)	<0,001*	0,47
	ND	0,63 (0,56–0,79)	0,80 (0,73–0,97)	0,001*	0,45

Fuente: Elaboración propia.

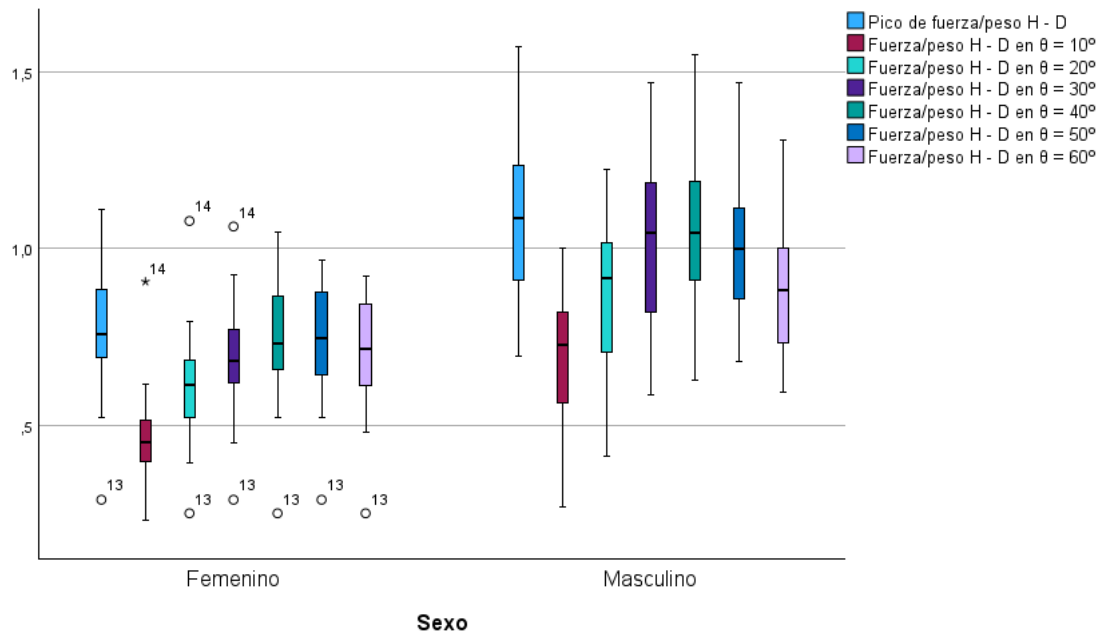


Gráfico 23. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

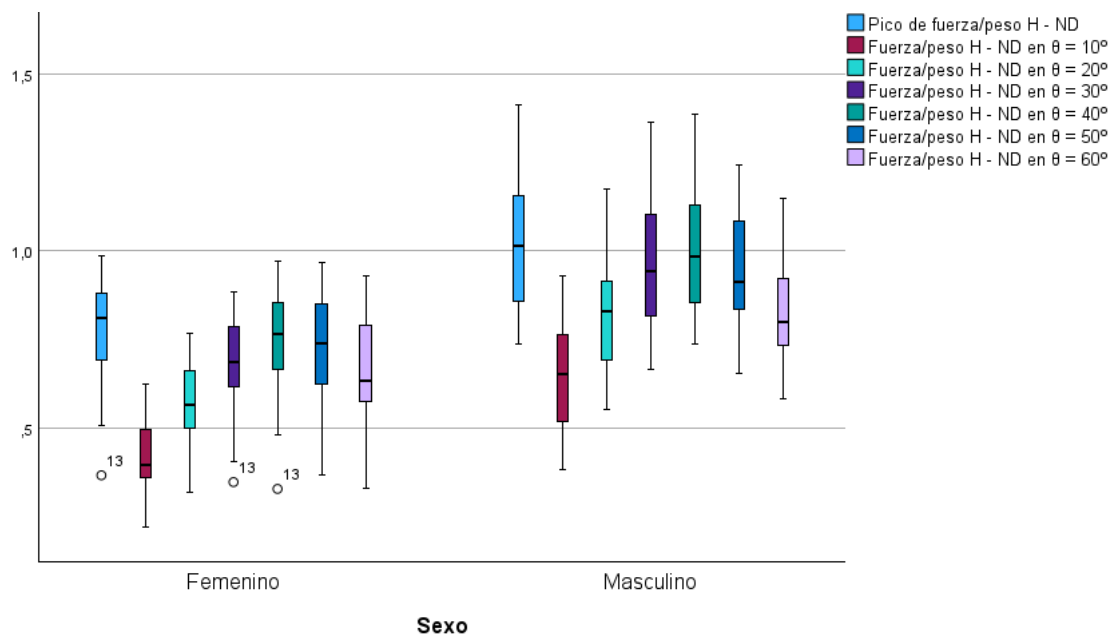


Gráfico 24. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.4. Fuerza flexora isocinética de isquiotibiales con relación al índice de masa corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/IMC), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,005$) excepto en la fuerza a 10° de flexión de rodilla de la pierna dominante $p = 0,0$. El tamaño del efecto (r) fue moderado (0,3–0,49) en la mayoría de las variables de fuerza con excepción de la fuerza máxima de la pierna dominante, la fuerza a 20° de flexión de rodilla de ambas piernas, la fuerza a 30° de flexión de rodilla de ambas piernas y la fuerza a 40° de flexión de rodilla de la pierna dominante que tuvieron un tamaño del efecto grande ($r \geq 0,5$) (Tabla 23, Gráfico 25 y 26).

Tabla 23. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00cdndice de masa corporal (IMC) en prueba isocin\etica a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tama\~no del efecto (r)
$F_{m\acute{a}x.}$ H/IMC	D	3.75 (3.35–4.69)	5.17 (4.46–6.21)	<0,001*	0,56
	ND	3,96 (3,31–4,73)	5,12 (4,31–5,76)	<0,001*	0,46
F H/IMC $\theta = 10^\circ$	D	2.12 (1.75–3.23)	3.23 (2.16–3.72)	0,067	0,25
	ND	1,88 (1,24–2,21)	2,59 (1,98–3,27)	0,004*	0,40
F H/IMC $\theta = 20^\circ$	D	3.24 (2.96–4.03)	4.70 (3.63–5.49)	<0,001*	0,51
	ND	3,03 (2,38–3,68)	4,19 (3,57–5,16)	<0,001*	0,54
F H/IMC $\theta = 30^\circ$	D	3.52 (3.32–4.41)	5.12 (4.16–5.89)	<0,001*	0,56
	ND	3,64 (3,05–4,30)	4,99 (3,95–5,54)	<0,001*	0,51
F H/IMC $\theta = 40^\circ$	D	3.64 (3.34–4.55)	5.13 (4.38–5.92)	<0,001*	0,55
	ND	3,68 (3,21–4,62)	4,95 (4,10–5,57)	0,001*	0,45
F H/IMC $\theta = 50^\circ$	D	3.61 (3.23–4.38)	4.76 (4.21–6.00)	<0,001*	0,49
	ND	3,64 (3,02–4,53)	4,48 (3,86–5,59)	0,011*	0,35
F H/IMC $\theta = 60^\circ$	D	3.27 (2.94–4.30)	4.47 (3.82–5.78)	0,001*	0,44
	ND	3,46 (2,88–4,39)	4,26 (3,44–5,47)	0,013*	0,35

Fuente: Elaboraci3n propia.

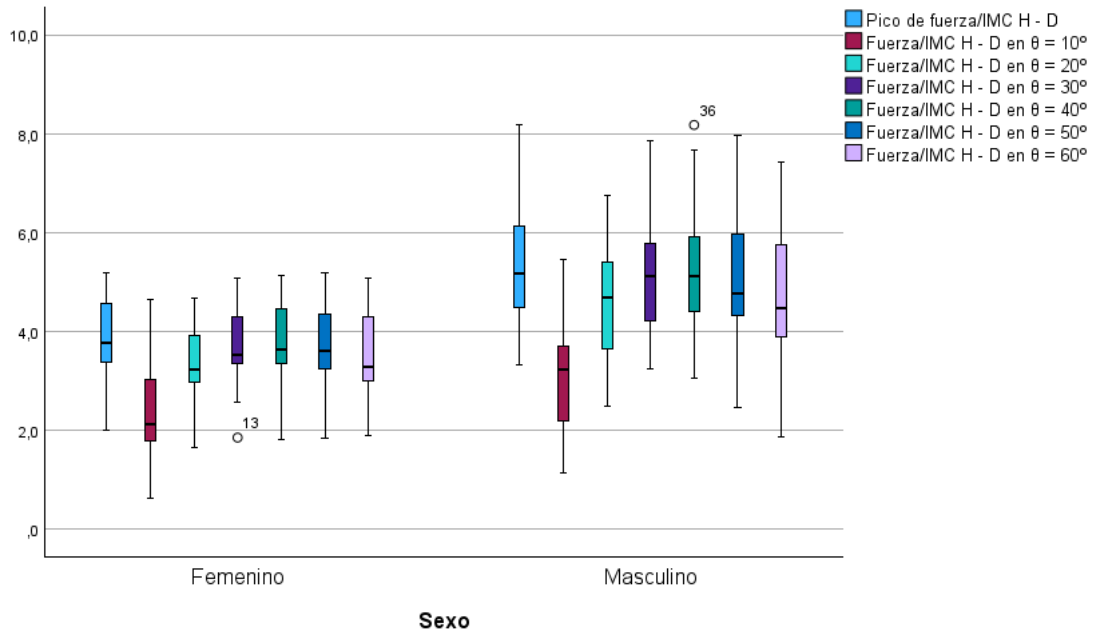


Gráfico 25. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

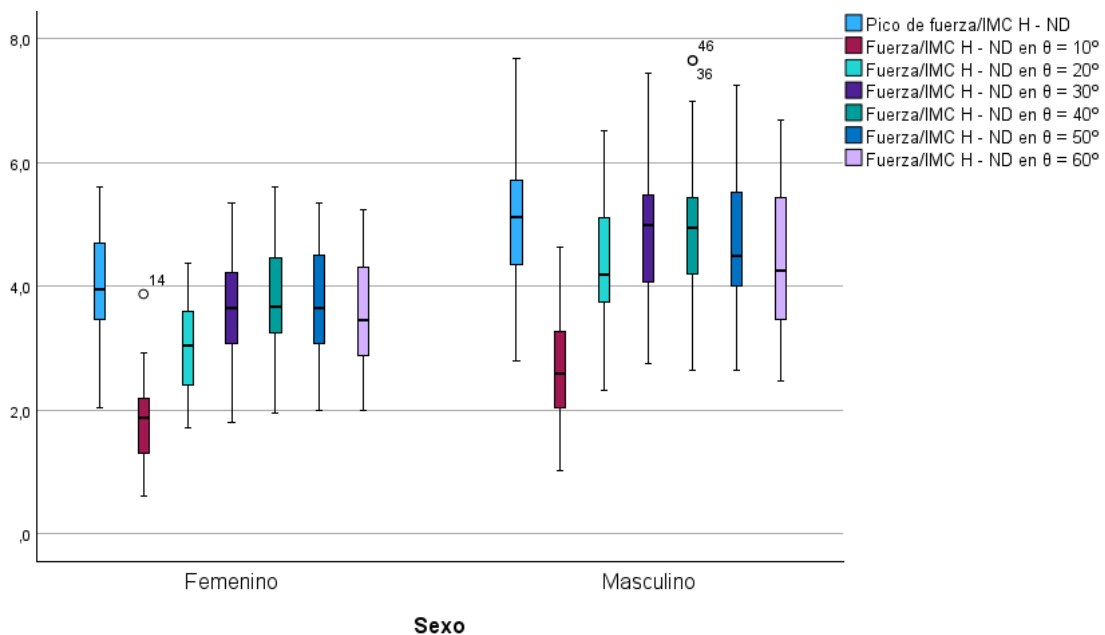


Gráfico 26. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 40°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,005$). El tamaño del efecto (r) fue grande ($\geq 0,5$) en la mayoría de las variables de fuerza con excepción de la fuerza a 10° de flexión de rodilla de ambas piernas, la fuerza a 50° de flexión de rodilla de la pierna no dominante y la fuerza a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas que tuvieron un tamaño del efecto moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 24, Gráfico 27 y 28).

Tabla 24. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al índice de masa corporal (IMC) en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H/IMC	D	2,79 (2,38–3,57)	4,26 (3,39–4,74)	<0,001*	0,61
	ND	2,8 (2,54–3,46)	4,07 (3,28–4,42)	<0,001*	0,56
F H/IMC $\theta = 10^\circ$	D	1,61 (1,42–2,13)	2,45 (1,86–3,3)	0,001*	0,44
	ND	1,61 (1,08–2,04)	2,31 (1,7–2,8)	<0,001*	0,48
F H/IMC $\theta = 20^\circ$	D	2,29 (1,84–2,99)	3,46 (2,64–4,28)	<0,001*	0,54
	ND	2,36 (1,73–2,71)	3,24 (2,45–3,9)	<0,001*	0,5
F H/IMC $\theta = 30^\circ$	D	2,55 (2,17–3)	4,11 (3,24–4,66)	<0,001*	0,6
	ND	2,54 (2,37–3,25)	3,77 (3,1–4,35)	<0,001*	0,56
F H/IMC $\theta = 40^\circ$	D	2,74 (2,38–3,48)	4,05 (3–4,66)	<0,001*	0,6
	ND	2,71 (2,47–3,33)	3,91 (3,09–4,17)	<0,001*	0,54
F H/IMC $\theta = 50^\circ$	D	2,67 (2,3–3,35)	3,94 (3,13–4,59)	<0,001*	0,59
	ND	2,69 (2,42–3,43)	3,6 (2,95–4,14)	<0,001*	0,49
F H/IMC $\theta = 60^\circ$	D	2,77 (2,15–3,29)	3,66 (2,79–4,330)	<0,001*	0,49
	ND	2,55 (2,23–3,33)	3,35 (2,76–4,08)	0,003*	0,41

Fuente: Elaboración propia.

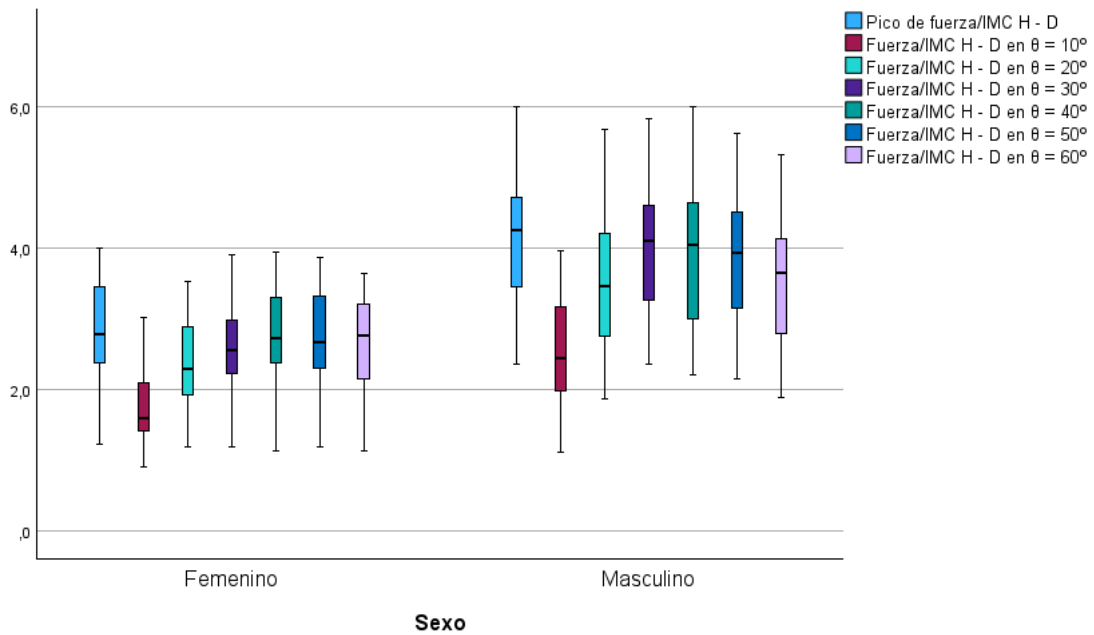


Gráfico 27. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

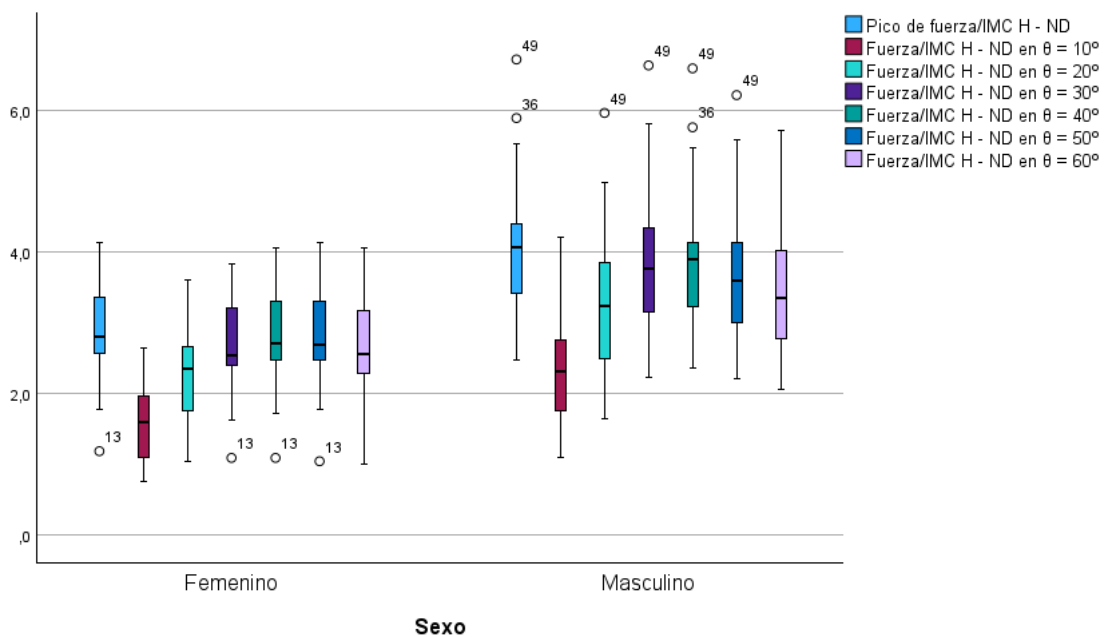


Gráfico 28. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 120°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p < 0,001$). En todos los casos el tamaño del efecto fue grande ($r \geq 0,5$) (Tabla 25, Gráfico 29 y 30).

Tabla 25. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al índice de masa corporal (IMC) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ H/IMC	D	2,23 (1,95–2,74)	3,71 (3,03–4,45)	<0,001*	0,64
	ND	2,25 (2,02–2,67)	3,46 (2,60–3,95)	<0,001*	0,64
F H/IMC $\theta = 10^\circ$	D	1,32 (1,10–1,64)	2,32 (1,89–2,92)	<0,001*	0,61
	ND	1,18 (1,01–1,50)	2,12 (1,74–2,41)	<0,001*	0,66
F H/IMC $\theta = 20^\circ$	D	1,69 (1,54–2,22)	2,89 (2,36–3,63)	<0,001*	0,6
	ND	1,69 (1,41–1,89)	2,71 (2,21–3,19)	<0,001*	0,67
F H/IMC $\theta = 30^\circ$	D	2,03 (1,79–2,36)	3,39 (2,79–4,17)	<0,001*	0,61
	ND	1,99 (1,66–2,39)	3,23 (2,51–3,66)	<0,001*	0,65
F H/IMC $\theta = 40^\circ$	D	2,23 (1,79–2,47)	3,62 (2,80–4,34)	<0,001*	0,6
	ND	2,16 (1,79–2,59)	3,31 (2,59–3,88)	<0,001*	0,65
F H/IMC $\theta = 50^\circ$	D	2,23 (1,75–2,56)	3,20 (2,49–4,11)	<0,001*	0,59
	ND	2,12 (1,73–2,56)	3,16 (2,47–3,69)	<0,001*	0,61
F H/IMC $\theta = 60^\circ$	D	2,10 (1,70–2,49)	2,92 (2,40–3,65)	<0,001*	0,56
	ND	1,96 (1,69–2,40)	2,77 (2,21–3,35)	<0,001*	0,56

Fuente: Elaboración propia.

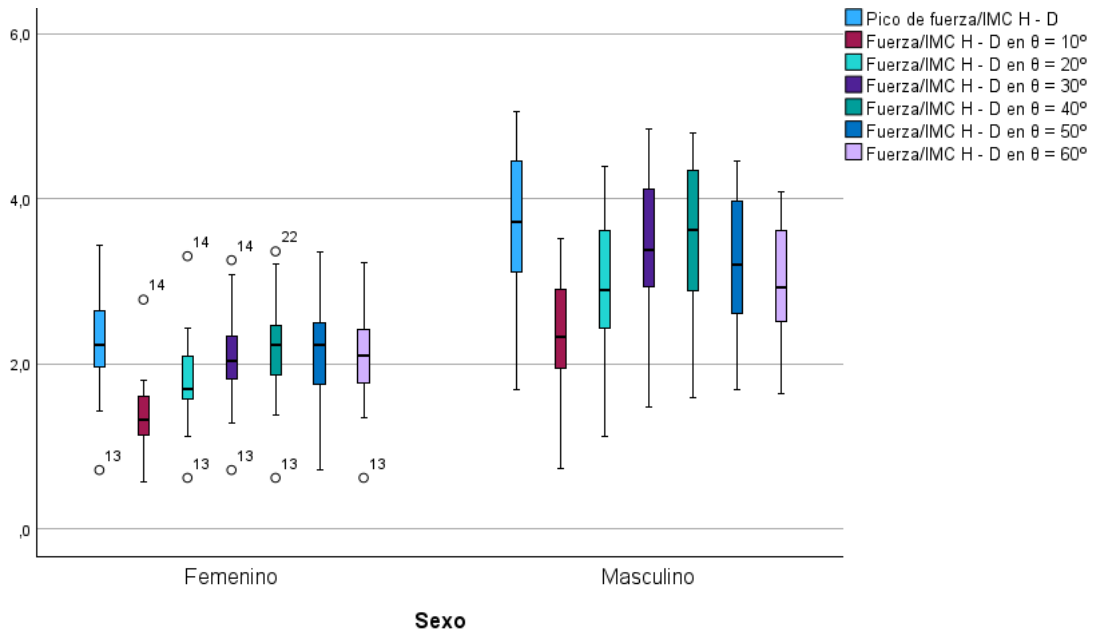


Gráfico 29. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

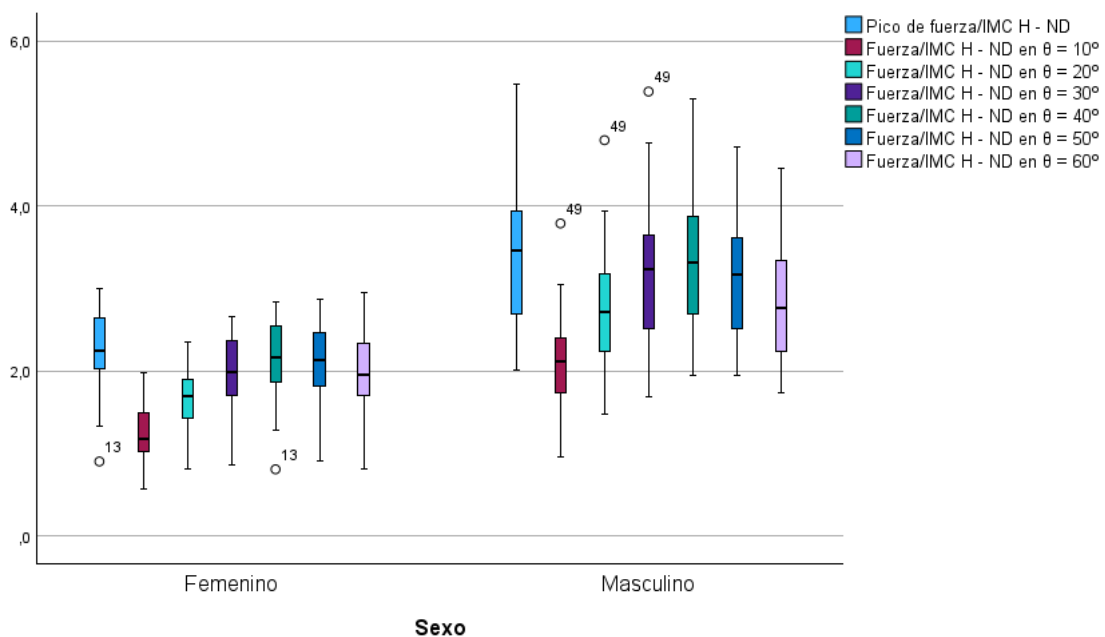


Gráfico 30. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética flexora de rodilla a 180°/s de isquiotibiales (H) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.5. Fuerza extensora isocinética de cuádriceps

En la prueba isocinética a 40°/s no se encontraron diferencias significativas entre sexos en ninguna de las variables de fuerzas medidas ($p > 0,05$) (Tabla 26 Gráficos 31 y 32).

Tabla 26. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx. Q}}$	D	149,00 (134,00–166,00)	158,00 (133,00–209,00)	0,37	0,12
	ND	139,00 (126,00–171,00)	147,00 (128,00–183,00)	0,227	0,17
F Q $\theta = 10^\circ$	D	64,00 (50,00–74,00)	59,00 (49,50–68,50)	0,53	0,09
	ND	51,00 (39,00–63,00)	52,00 (43,00–59,50)	0,818	0,03
F Q $\theta = 20^\circ$	D	91,00 (78,00–103,00)	90,00 (74,00–103,50)	0,775	0,04
	ND	82,00 (68,00–94,00)	86,00 (71,00–106,00)	0,495	0,09
F Q $\theta = 30^\circ$	D	112,00 (95,00–128,00)	115,00 (98,50–130,00)	0,495	0,09
	ND	104,00 (88,00–124,00)	105,00 (95,50–132,50)	0,17	0,19
F Q $\theta = 40^\circ$	D	127,00 (112,00–150,00)	136,00 (118,50–155,50)	0,402	0,12
	ND	122,00 (102,00–145,00)	122,00 (111,50–153,50)	0,238	0,16
F Q $\theta = 50^\circ$	D	140,00 (128,00–166,00)	150,00 (130,00–179,50)	0,285	0,15
	ND	131,00 (111,00–169,00)	139,00 (125,00–170,00)	0,21	0,17
F Q $\theta = 60^\circ$	D	143,00 (130,00–159,00)	158,00 (131,00–197,00)	0,285	0,15
	ND	132,00 (120,00–150,00)	146,00 (122,00–179,00)	0,145	0,20

Fuente: Elaboración propia.

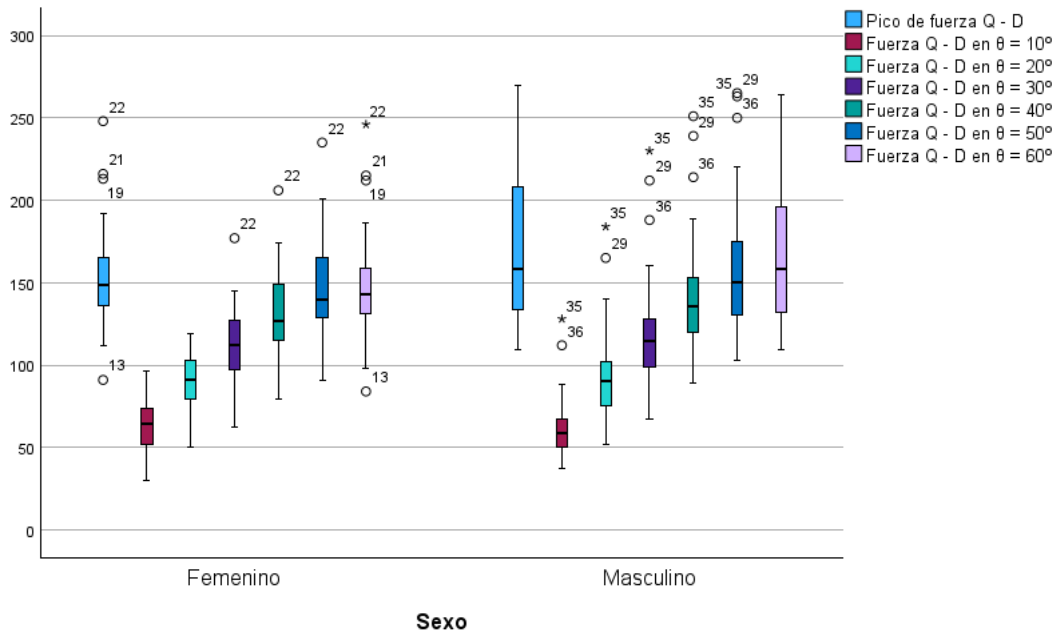


Gráfico 31. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

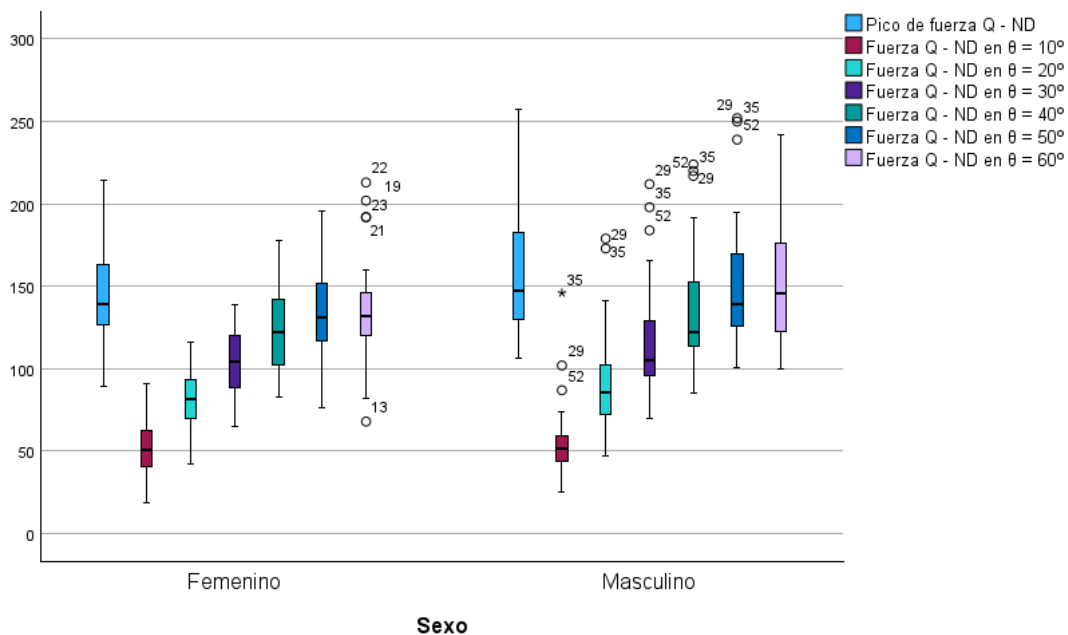


Gráfico 32. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en las variables de fuerza máxima en ambas piernas, fuerza a 40° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, fuerza a 50° de flexión de rodilla de ambas piernas y fuerza a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas ($p \leq 0,05$), en todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 27, Gráfico 33 y 34).

Tabla 27. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q	D	105,00 (90,00–117,00)	121,00 (101,00–151,00)	0,012*	0,35
	ND	97,00 (86,00–118,00)	126,00 (97,00–145,50)	0,012*	0,35
F Q $\theta = 10^\circ$	D	54,00 (50,00–64,00)	52,00 (41,50–59,50)	0,466	0,1
	ND	43,00 (37,00–54,00)	47,00 (36,00–50,50)	0,685	0,06
F Q $\theta = 20^\circ$	D	76,00 (64,00–84,00)	78,00 (59,50–84,00)	0,651	0,06
	ND	65,00 (58,00–76,00)	69,00 (58,50–81,50)	0,315	0,14
F Q $\theta = 30^\circ$	D	94,00 (81,00–100,00)	98,00 (80,50–110,00)	0,329	0,14
	ND	82,00 (70,00–96,00)	90,00 (76,50–114,00)	0,083	0,23
F Q $\theta = 40^\circ$	D	101,00 (86,00–113,00)	110,00 (94,50–134,50)	0,077	0,25
	ND	91,00 (79,00–114,00)	107,00 (91,00–135,00)	0,033*	0,3
F Q $\theta = 50^\circ$	D	104,00 (90,00–117,00)	120,00 (100,50–147,00)	0,017*	0,33
	ND	95,00 (82,00–118,00)	122,00 (96,00–140,50)	0,015*	0,34
F Q $\theta = 60^\circ$	D	98,00 (84,00–112,00)	119,00 (97,00–147,50)	0,013*	0,34
	ND	96,00 (82,00–112,00)	125,00 (87,50–142,50)	0,009*	0,36

Fuente: Elaboración propia.

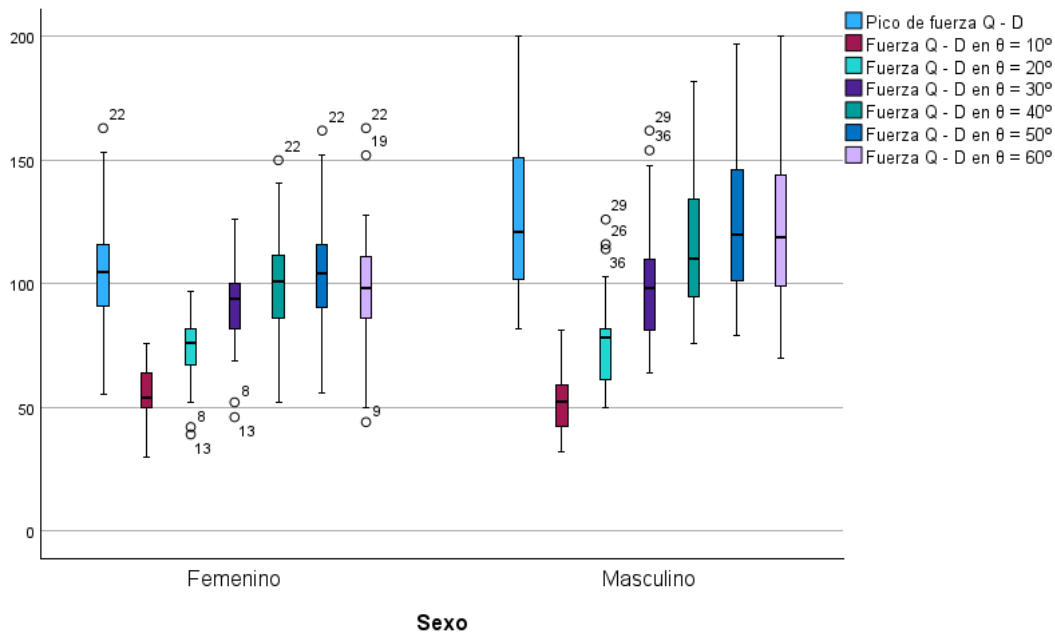


Gráfico 33. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

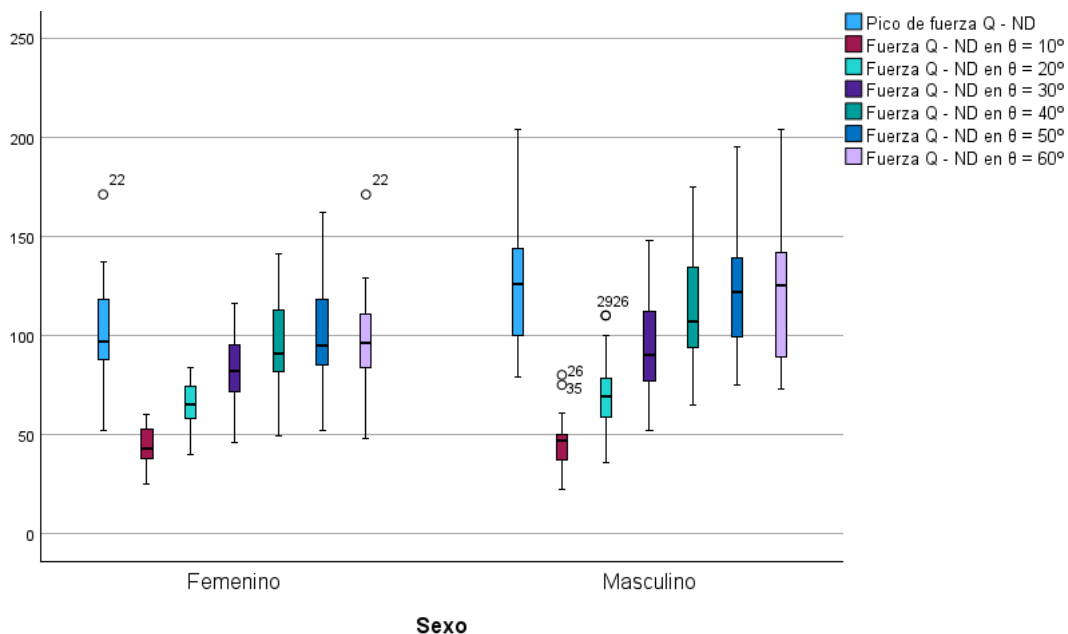


Gráfico 34. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas, tanto en la pierna dominante como en la no dominante ($p \leq 0,05$), con excepción de la fuerza a 10° de flexión de rodilla de ambas piernas. El tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) en la mayoría de las variables de fuerza, excepto en la fuerza a 20° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue pequeño ($r = 0,28$) (Tabla 28. Gráfico 35 y 36).

Tabla 28. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q	D	85,00 (75,00–93,00)	103,00 (80,00–123,00)	0,008*	0,37
	ND	80,00 (70,00–90,00)	101,00 (80,00–117,00)	0,003*	0,41
F Q $\theta = 10^\circ$	D	46,00 (42,00–52,00)	50,00 (44,00–56,50)	0,193	0,18
	ND	42,00 (37,00–47,00)	46,00 (39,00–51,50)	0,209	0,17
F Q $\theta = 20^\circ$	D	62,00 (54,00–67,00)	69,00 (58,00–79,50)	0,044*	0,28
	ND	54,00 (48,00–60,00)	62,00 (52,50–71,00)	0,01*	0,33
F Q $\theta = 30^\circ$	D	72,00 (61,00–82,00)	86,00 (70,50–101,00)	0,02*	0,32
	ND	66,00 (59,00–72,00)	76,00 (68,00–91,50)	0,003*	0,41
F Q $\theta = 40^\circ$	D	80,00 (68,00–90,00)	98,00 (76,50–114,00)	0,007*	0,37
	ND	72,00 (67,00–84,00)	88,00 (77,50–110,00)	0,002*	0,43
F Q $\theta = 50^\circ$	D	84,00 (70,00–90,00)	102,00 (78,50–121,00)	0,009*	0,36
	ND	79,00 (69,00–90,00)	101,00 (77,50–114,00)	0,004*	0,39
F Q $\theta = 60^\circ$	D	80,00 (64,00–89,00)	97,00 (73,50–118,50)	0,019*	0,33
	ND	75,00 (63,00–85,00)	97,00 (73,50–110,50)	0,003*	0,41

Fuente: Elaboración propia.

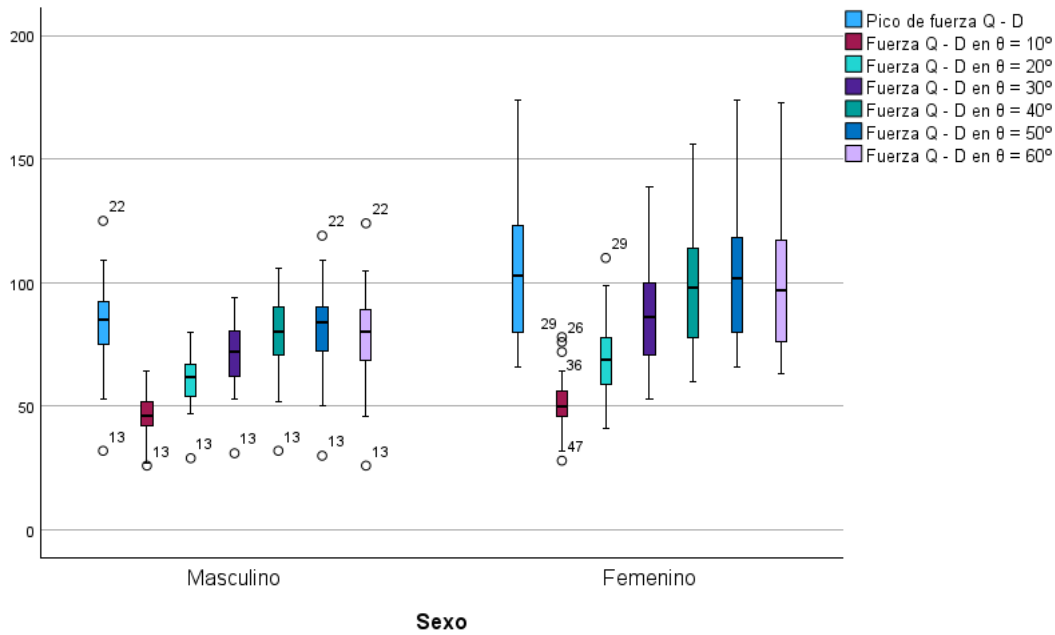


Gráfico 35. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

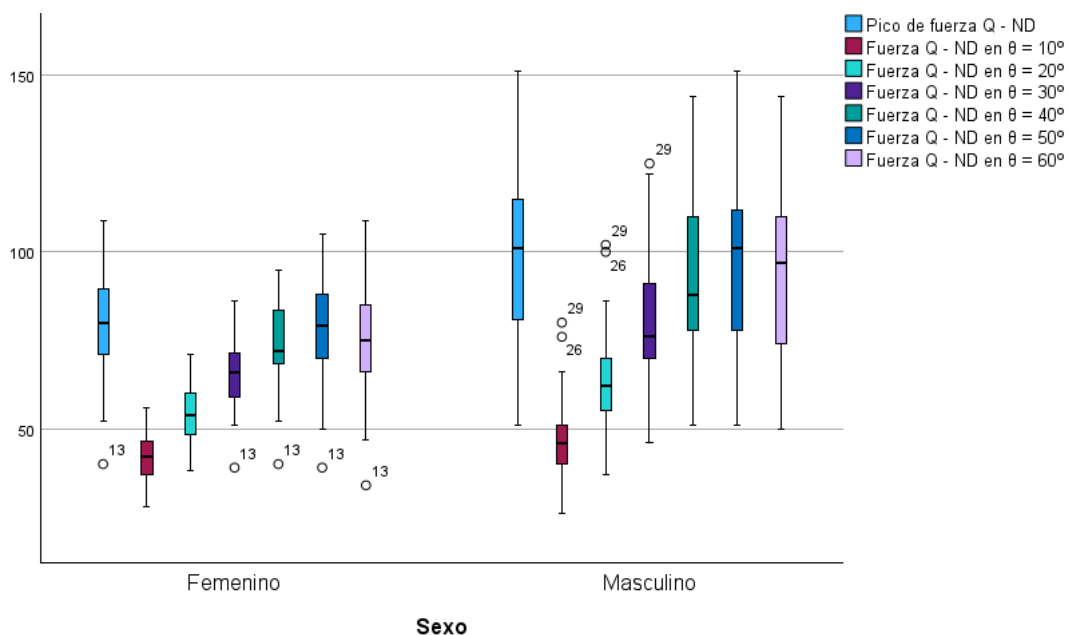


Gráfico 36. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.6. Fuerza extensora isocinética de cuádriceps con relación al peso corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al peso corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/peso), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isocinética a 40°/s no se encontraron diferencias significativas entre sexos en ninguna de las variables de fuerzas medidas ($p > 0,05$) (Tabla 29 Gráficos 37 y 38).

Tabla 29. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al peso corporal en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q/peso	D	2.52 (2.18–2.75)	2.58 (2.16–2.92)	0,612	0,07
	ND	2,27 (2,03–2,69)	2,51 (2,05–2,60)	0,761	0,04
F Q/peso $\theta = 10^\circ$	D	0.99 (0.79–1.22)	0.85 (0.76–1.05)	0,265	0,16
	ND	0,82 (0,62–1,02)	0,75 (0,60–1,02)	0,876	0,02
F Q/peso $\theta = 20^\circ$	D	1.44 (1.20–1.60)	1.35 (1.15–1.62)	0,638	0,07
	ND	1,30 (1,14–1,48)	1,29 (1,13–1,46)	0,876	0,02
F Q/peso $\theta = 30^\circ$	D	1.81 (1.65–2.02)	1.78 (1.51–2.07)	0,883	0,02
	ND	1,65 (1,52–1,85)	1,74 (1,48–1,95)	0,537	0,09
F Q/peso $\theta = 40^\circ$	D	2.17 (1.92–2.40)	2.16 (1.80–2.41)	0,905	0,02
	ND	1,87 (1,70–2,18)	2,03 (1,71–2,25)	0,73	0,05
F Q/peso $\theta = 50^\circ$	D	2.37 (2.15–2.54)	2.45 (2.07–2.76)	0,606	0,07
	ND	2,05 (1,87–2,48)	2,24 (1,89–2,51)	0,51	0,09
F Q/peso $\theta = 60^\circ$	D	2.37 (2.06–2.74)	2.49 (2.03–2.78)	0,549	0,08
	ND	2,12 (1,94–2,50)	2,40 (1,94–2,51)	0,461	0,10

Fuente: Elaboración propia.

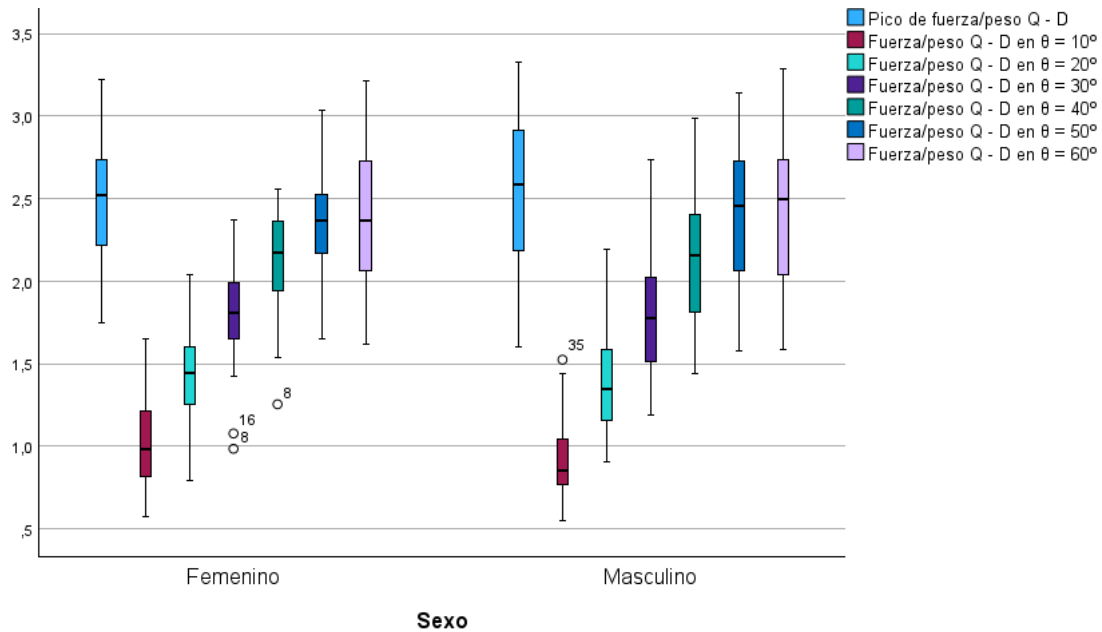


Gráfico 37. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

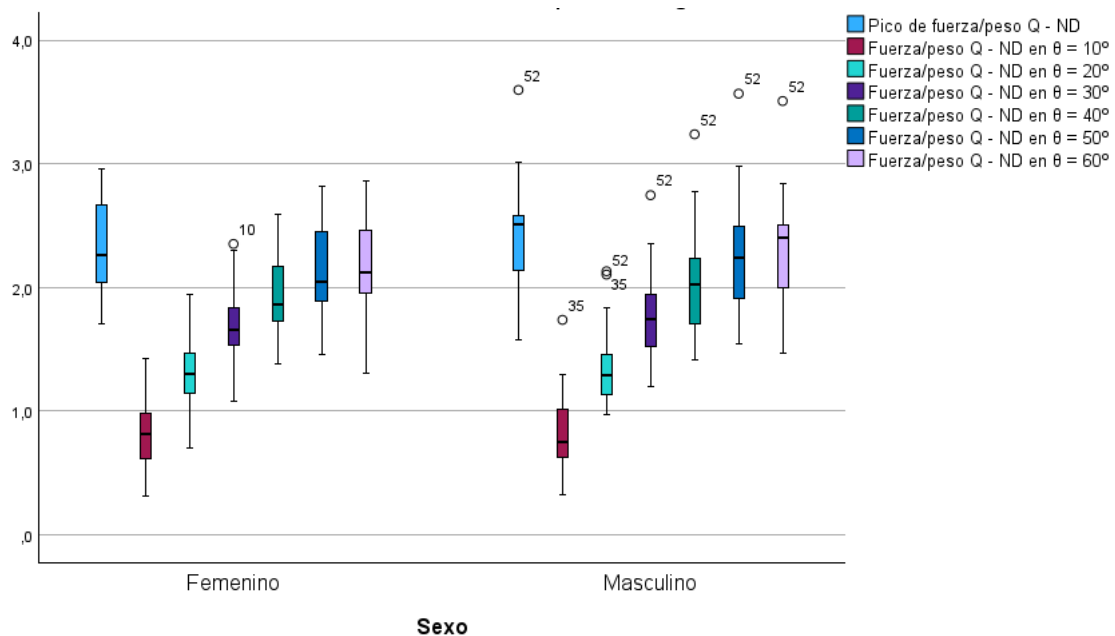


Gráfico 38. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en las variables de fuerza máxima en ambas piernas, fuerza a 50° de flexión de rodilla de ambas piernas y fuerza a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas ($p \leq 0,05$), en todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 30, Gráfico 39 y 40).

Tabla 30. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al peso corporal en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q/peso	D	1,69 (1,53–1,89)	1,96 (1,70–2,05)	0,011*	0,35
	ND	1,65 (1,51–1,83)	1,85 (1,69–2,08)	0,007*	0,37
F Q/peso $\theta = 10^\circ$	D	0,87 (0,76–0,99)	0,77 (0,70–0,86)	0,054	0,27
	ND	0,68 (0,62–0,78)	0,63 (0,57–0,74)	0,227	0,17
F Q/peso $\theta = 20^\circ$	D	1,17 (1,10–1,29)	1,13 (1,01–1,27)	0,562	0,08
	ND	1,04 (0,91–1,17)	1,01 (0,91–1,19)	0,919	0,01
F Q/peso $\theta = 30^\circ$	D	1,47 (1,30–1,58)	1,48 (1,24–1,64)	0,761	0,04
	ND	1,36 (1,13–1,52)	1,38 (1,21–1,58)	0,273	0,15
F Q/peso $\theta = 40^\circ$	D	1,62 (1,47–1,81)	1,76 (1,49–1,91)	0,173	0,19
	ND	1,55 (1,38–1,68)	1,66 (1,46–1,90)	0,064	0,26
F Q/peso $\theta = 50^\circ$	D	1,66 (1,50–1,83)	1,85 (1,63–2,03)	0,021*	0,32
	ND	1,60 (1,48–1,80)	1,79 (1,63–2,04)	0,021*	0,32
F Q/peso $\theta = 60^\circ$	D	1,60 (1,40–1,81)	1,85 (1,63–2,00)	0,01*	0,36
	ND	1,58 (1,33–1,81)	1,85 (1,66–2,04)	0,003*	0,4

Fuente: Elaboración propia.

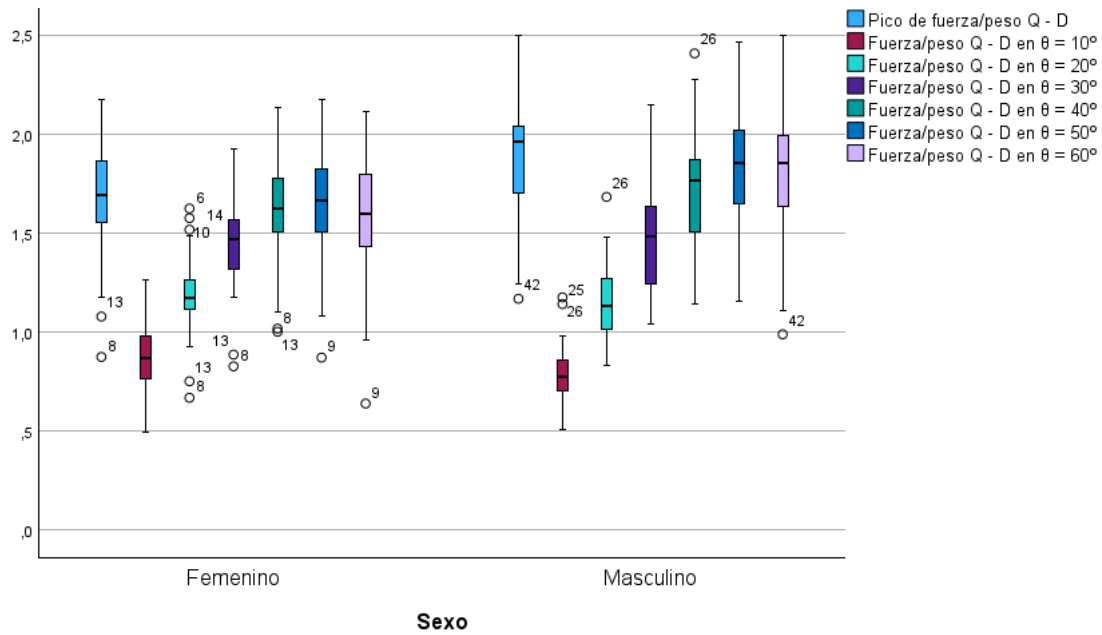


Gráfico 39. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

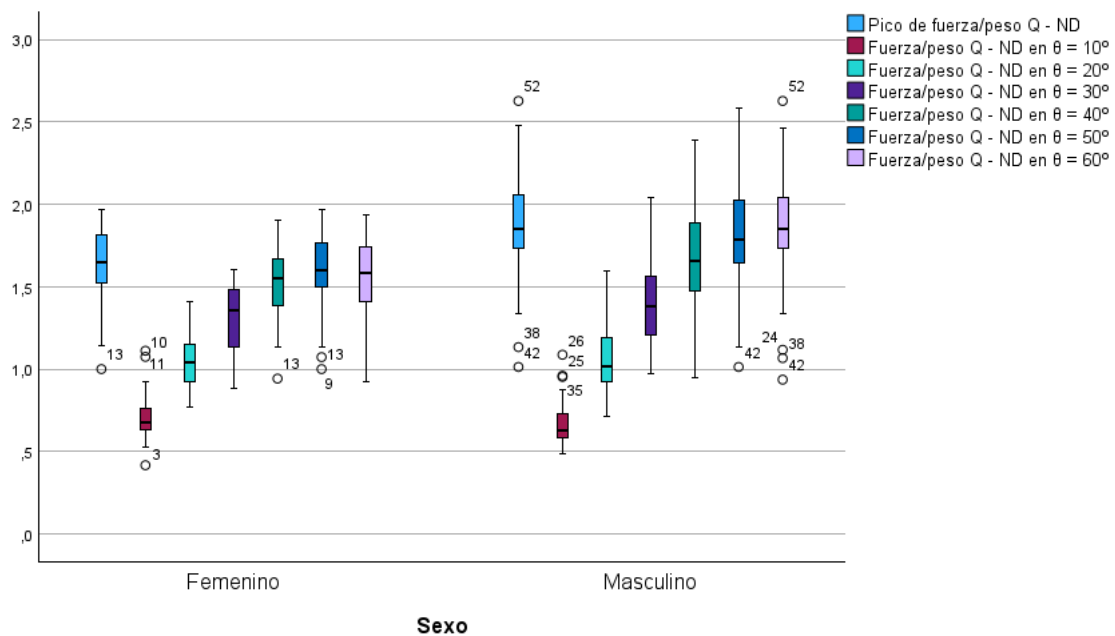


Gráfico 40. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en las variables de fuerza máxima en ambas piernas, fuerza a 30° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, fuerza a 40° de flexión de rodilla en ambas piernas, fuerza a 50° de flexión de rodilla en ambas piernas y fuerza a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas ($p \leq 0,05$), en todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 31, Gráfico 41 y 42).

Tabla 31. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al peso corporal en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q/peso	D	1,39 (1,22–1,46)	1,58 (1,33–1,73)	0,003*	0,41
	ND	1,29 (1,15–1,43)	1,47 (1,30–1,64)	0,003*	0,41
F Q/peso $\theta = 10^\circ$	D	0,75 (0,66–0,84)	0,69 (0,65–0,85)	0,811	0,03
	ND	0,68 (0,63–0,71)	0,68 (0,56–0,75)	0,665	0,06
F Q/peso $\theta = 20^\circ$	D	1,00 (0,87–1,06)	1,00 (0,90–1,15)	0,45	0,11
	ND	0,90 (0,79–0,94)	0,92 (0,82–1,02)	0,273	0,15
F Q/peso $\theta = 30^\circ$	D	1,21 (0,98–1,27)	1,23 (1,07–1,40)	0,087	0,24
	ND	1,11 (0,98–1,15)	1,20 (1,02–1,31)	0,029*	0,3
F Q/peso $\theta = 40^\circ$	D	1,29 (1,08–1,38)	1,41 (1,26–1,62)	0,019*	0,32
	ND	1,24 (1,12–1,28)	1,40 (1,18–1,52)	0,006*	0,38
F Q/peso $\theta = 50^\circ$	D	1,30 (1,19–1,45)	1,53 (1,30–1,72)	0,003*	0,41
	ND	1,28 (1,07–1,40)	1,44 (1,28–1,62)	0,005*	0,39
F Q/peso $\theta = 60^\circ$	D	1,27 (1,16–1,43)	1,53 (1,21–1,63)	0,008*	0,37
	ND	1,17 (1,07–1,40)	1,44 (1,23–1,59)	0,004*	0,4

Fuente: Elaboración propia.

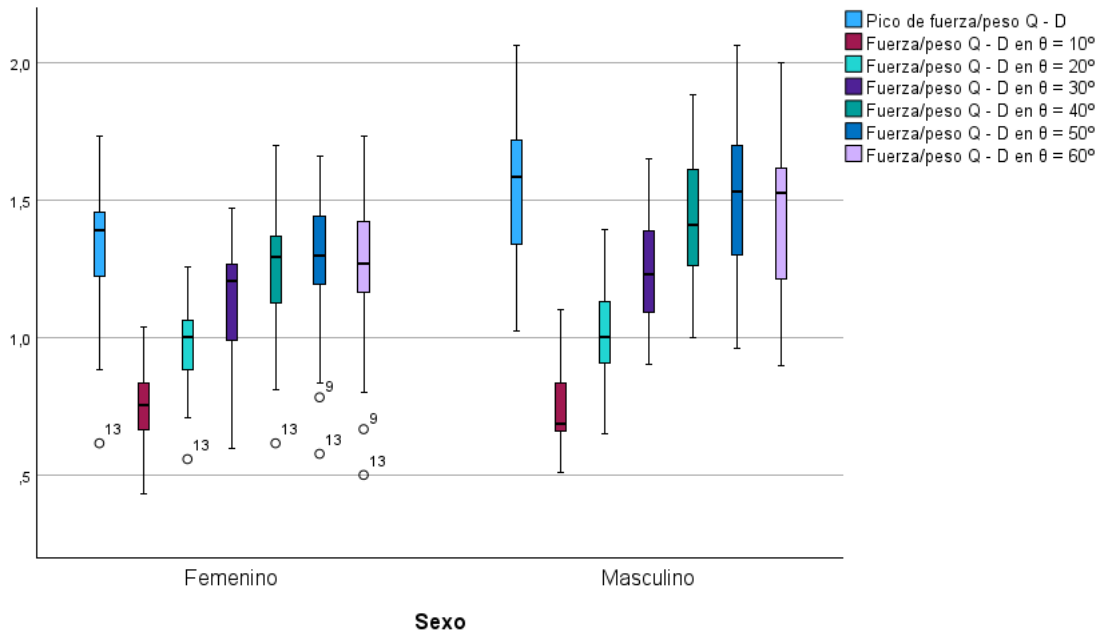


Gráfico 41. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

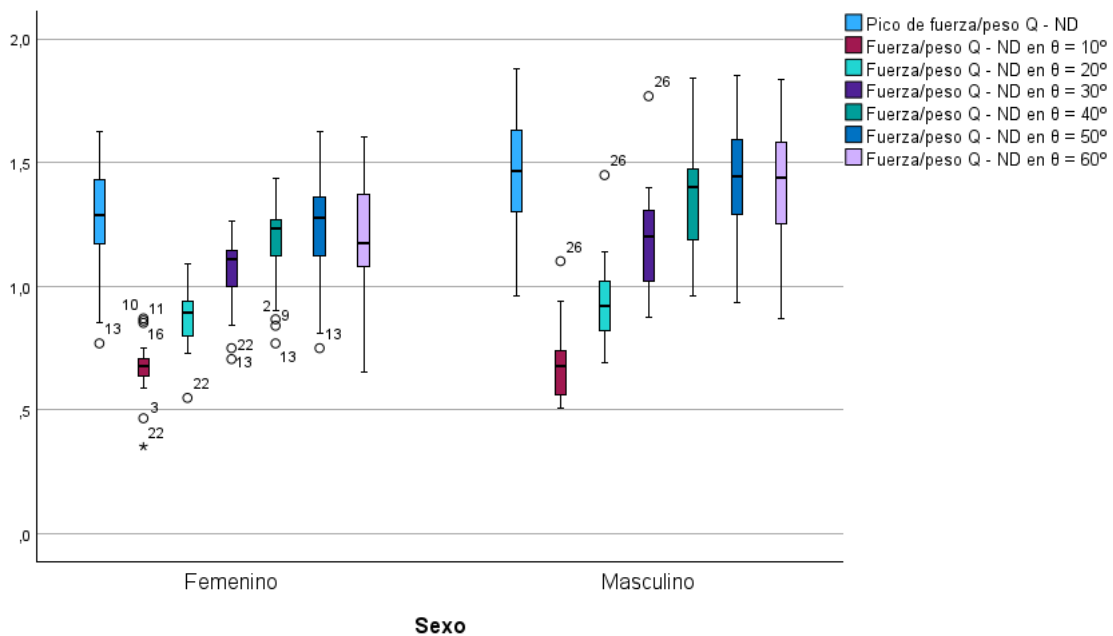


Gráfico 42. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al peso corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.7. Fuerza extensora isocinética de cuádriceps con relación al índice de masa corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/IMC), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en las variables de fuerza máxima en ambas piernas, fuerza a 20° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, fuerza a 30° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, fuerza a 40° de flexión de rodilla de ambas piernas, fuerza a 50° de flexión de rodilla de ambas piernas y fuerza a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas ($p \leq 0,05$), en todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) excepto en la fuerza a 20° de flexión de rodilla de la pierna no dominante y en la fuerza a 40° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue pequeño ($r = 0,28$ y $0,29$ respectivamente) (Tabla 32, Gráfico 43 y 44).

Tabla 32. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00cdndice de masa corporal en prueba isocin\etica a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tama\~no del efecto (r)
$F_{m\acute{a}x.}$ Q/IMC	D	6.92 (6.46–8.04)	8.25 (6.60–9.47)	0,028*	0,31
	ND	6,70 (5,92–7,63)	7,79 (6,30–8,94)	0,029*	0,30
F Q/IMC $\theta = 10^\circ$	D	2.88 (2.14–3.54)	2.93 (2.53–3.33)	0,847	0,03
	ND	2,52 (1,78–3,02)	2,65 (2,06–3,13)	0,324	0,14
F Q/IMC $\theta = 20^\circ$	D	4.32 (3.60–4.67)	4.31 (3.92–5.15)	0,159	0,20
	ND	3,65 (3,17–4,34)	4,19 (3,58–5,13)	0,046*	0,28
F Q/IMC $\theta = 30^\circ$	D	5.35 (4.74–5.90)	5.64 (5.19–6.56)	0,059	0,26
	ND	4,66 (4,14–5,85)	5,23 (4,70–6,54)	0,004*	0,40
F Q/IMC $\theta = 40^\circ$	D	6.36 (5.48–6.78)	6.98 (6.14–7.59)	0,035*	0,29
	ND	5,52 (4,67–6,54)	6,24 (5,53–7,69)	0,016*	0,33
F Q/IMC $\theta = 50^\circ$	D	6.65 (6.29–7.56)	7.76 (6.40–8.85)	0,02*	0,32
	ND	6,31 (5,54–6,52)	7,20 (6,14–8,45)	0,01*	0,36
F Q/IMC $\theta = 60^\circ$	D	6.60 (5.92–7.99)	8.01 (6.28–9.08)	0,033*	0,30
	ND	6,23 (5,49–7,30)	7,45 (6,01–8,79)	0,016*	0,33

Fuente: Elaboraci3n propia.

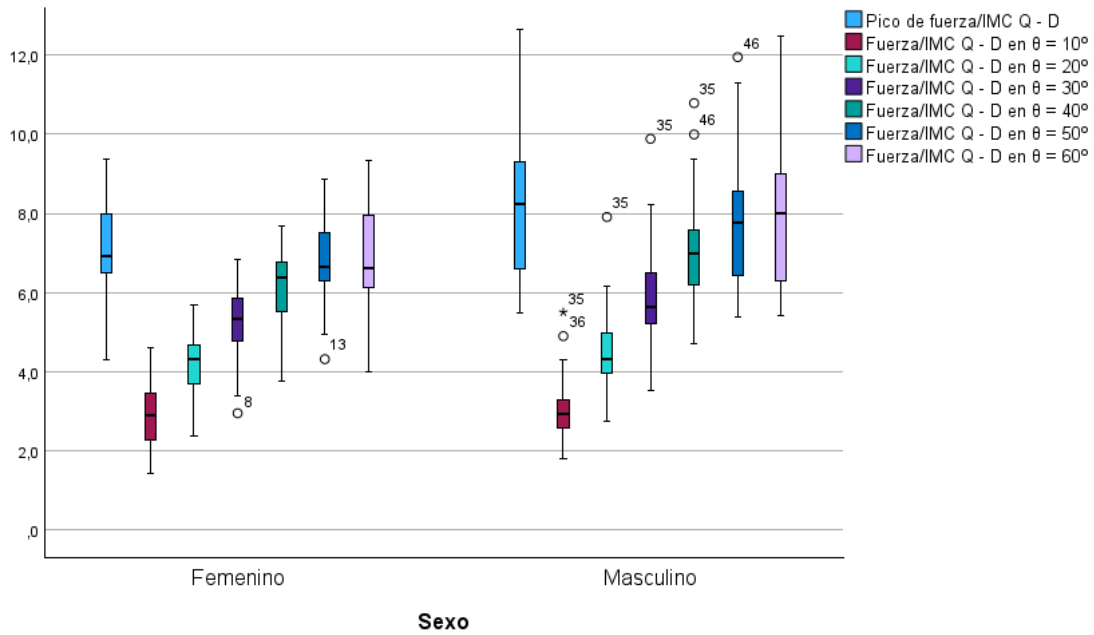


Gráfico 43. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

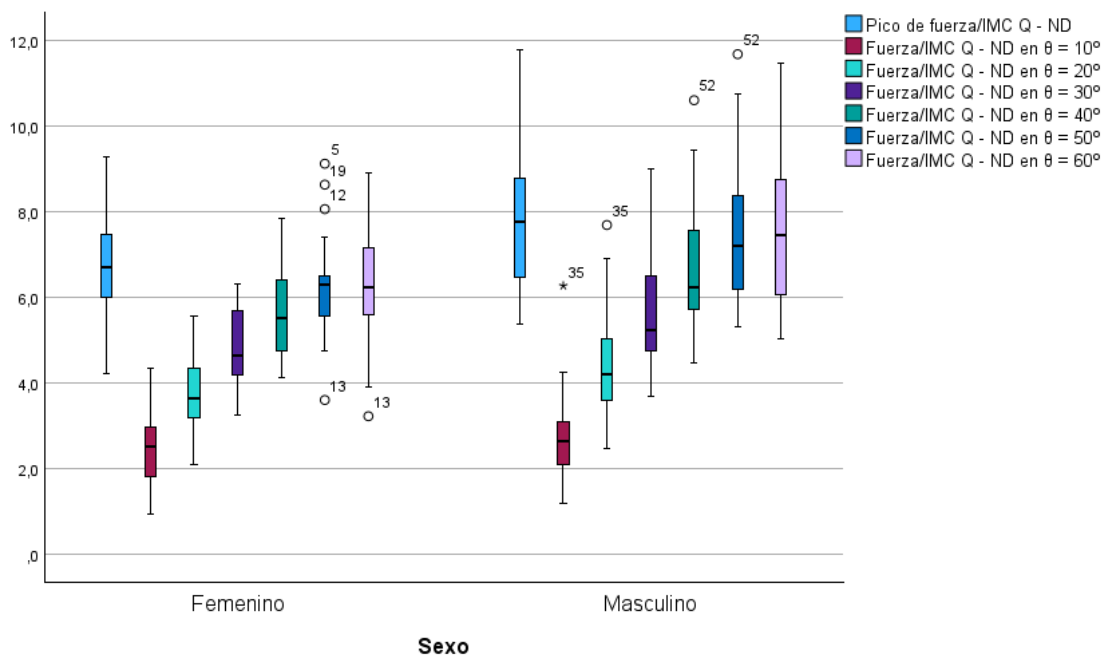


Gráfico 44. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 40°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$) con excepción de la fuerza a 10° de flexión de rodilla de ambas piernas y la fuerza a 20° de flexión de rodilla de la pierna no dominante. En todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) excepto en la fuerza máxima de la pierna dominante y la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue grande ($r = 0,5$ en ambos casos) (Tabla 33, Gráfico 45 y 46).

Tabla 33. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados ángulos de flexión de rodilla (θ) con relación al índice de masa corporal en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
$F_{\text{máx.}}$ Q/IMC	D	4,89 (4,34–5,59)	6,18 (5,34–7,20)	<0,001*	0,5
	ND	4,74 (3,93–5,40)	6,07 (5,10–7,28)	<0,001*	0,49
F Q/IMC $\theta = 10^\circ$	D	2,59 (2,17–2,86)	2,55 (2,22–2,89)	0,99	0,001
	ND	1,90 (1,85–2,43)	2,19 (1,90–2,48)	0,214	0,17
F Q/IMC $\theta = 20^\circ$	D	3,56 (3,01–3,79)	3,79 (3,16–4,16)	0,143	0,2
	ND	2,92 (2,66–3,60)	3,37 (2,86–4,10)	0,033*	0,3
F Q/IMC $\theta = 30^\circ$	D	4,30 (3,56–4,72)	4,69 (4,06–5,38)	0,03*	0,3
	ND	3,94 (3,28–4,4)	4,53 (3,97–5,44)	0,003*	0,41
F Q/IMC $\theta = 40^\circ$	D	4,86 (4,14–5,24)	5,62 (5,00–6,55)	0,002*	0,44
	ND	4,48 (3,75–4,90)	5,37 (4,91–6,49)	<0,001*	0,48
F Q/IMC $\theta = 50^\circ$	D	4,86 (4,34–5,55)	6,00 (5,22–7,02)	<0,001*	0,48
	ND	4,67 (3,88–5,40)	5,94 (4,97–7,07)	<0,001*	0,47
F Q/IMC $\theta = 60^\circ$	D	4,63 (4,05–5,45)	6,12 (4,78–7,01)	<0,001*	0,5
	ND	4,70 (3,80–5,24)	6,07 (4,82–7,18)	<0,001*	0,49

Fuente: Elaboración propia.

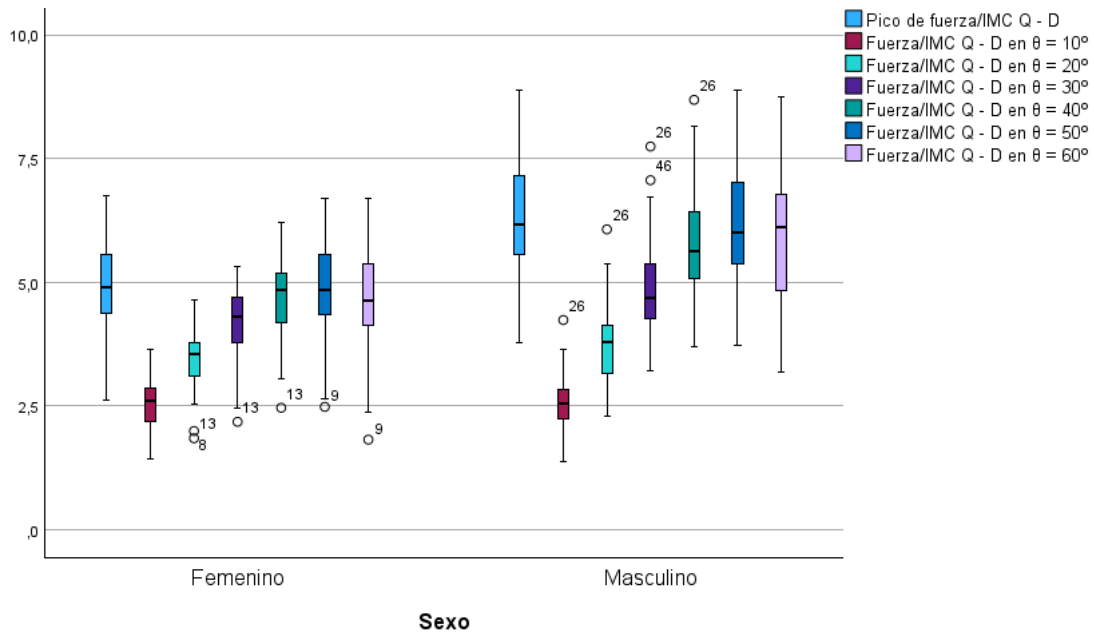


Gráfico 45. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

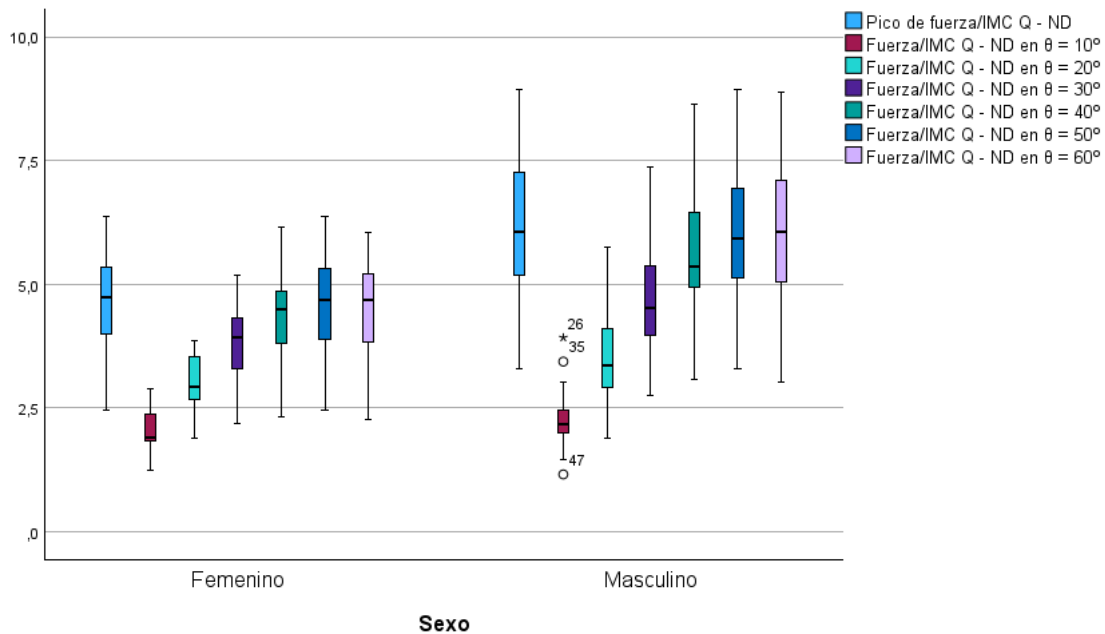


Gráfico 46. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 120°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las variables de fuerza medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$). En la mayoría de los casos el tamaño del efecto fue grande ($r \geq 0,5$) excepto en la fuerza a 10° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue pequeño ($r = 0,28$) y en la fuerza a 10° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, la fuerza a 20° de flexión de rodilla de ambas piernas, la fuerza a 30° de flexión de rodilla de la pierna dominante y la fuerza a 60° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 34, Gráfico 47 y 48).

Tabla 34. Comparación de la de fuerza máxima ($F_{m\acute{a}x.}$) de los m\usculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en determinados \angulos de flexi3n de rodilla (θ) con relaci3n al \u00cdndice de masa corporal en prueba isocin\etica a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tama\~no del efecto (r)
$F_{m\acute{a}x.}$ Q/IMC	D	4.05 (3.49–4.50)	5.09 (4.10–5.91)	<0,001*	0,51
	ND	3.75 (3.33–4.24)	5.16 (3.92–5.50)	<0,001*	0,51
F Q/IMC $\theta = 10^\circ$	D	2.19 (1.93–2.48)	2.42 (2.23–2.72)	0,042*	0,28
	ND	1.94 (1.71–2.29)	2.22 (1.91–2.53)	0,028*	0,31
F Q/IMC $\theta = 20^\circ$	D	2.90 (2.42–3.34)	3.38 (2.93–3.76)	0,003*	0,41
	ND	2.56 (2.24–2.84)	3.05 (2.74–3.42)	<0,001*	0,48
F Q/IMC $\theta = 30^\circ$	D	3.42 (2.76–3.94)	4.21 (3.45–4.74)	<0,001*	0,49
	ND	3.04 (2.65–3.40)	3.86 (3.42–4.49)	<0,001*	0,54
F Q/IMC $\theta = 40^\circ$	D	3.64 (3.23–4.30)	4.72 (4.00–5.37)	<0,001*	0,53
	ND	3.49 (3.15–3.90)	4.41 (3.74–5.24)	<0,001*	0,55
F Q/IMC $\theta = 50^\circ$	D	3.81 (3.45–4.31)	5.06 (3.95–5.75)	<0,001*	0,51
	ND	3.75 (3.21–4.12)	4.99 (3.81–5.41)	<0,001*	0,51
F Q/IMC $\theta = 60^\circ$	D	3.80 (3.13–4.24)	4.77 (3.58–5.79)	0,001*	0,45
	ND	3.61 (2.93–4.10)	4.73 (3.74–5.32)	<0,001*	0,52

Fuente: Elaboraci3n propia.

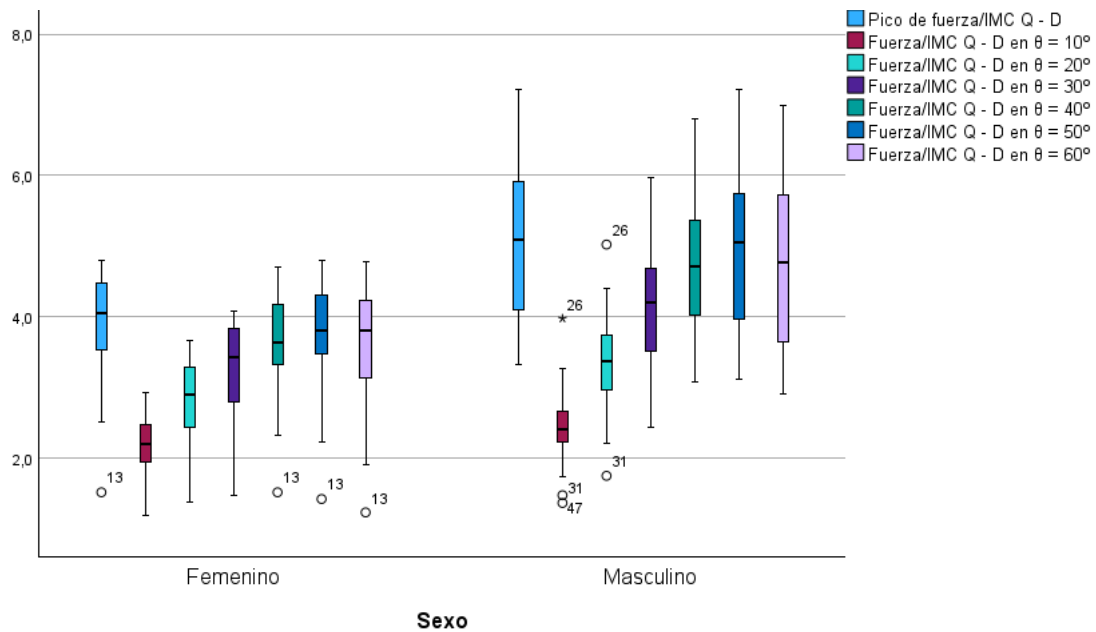


Gráfico 47. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

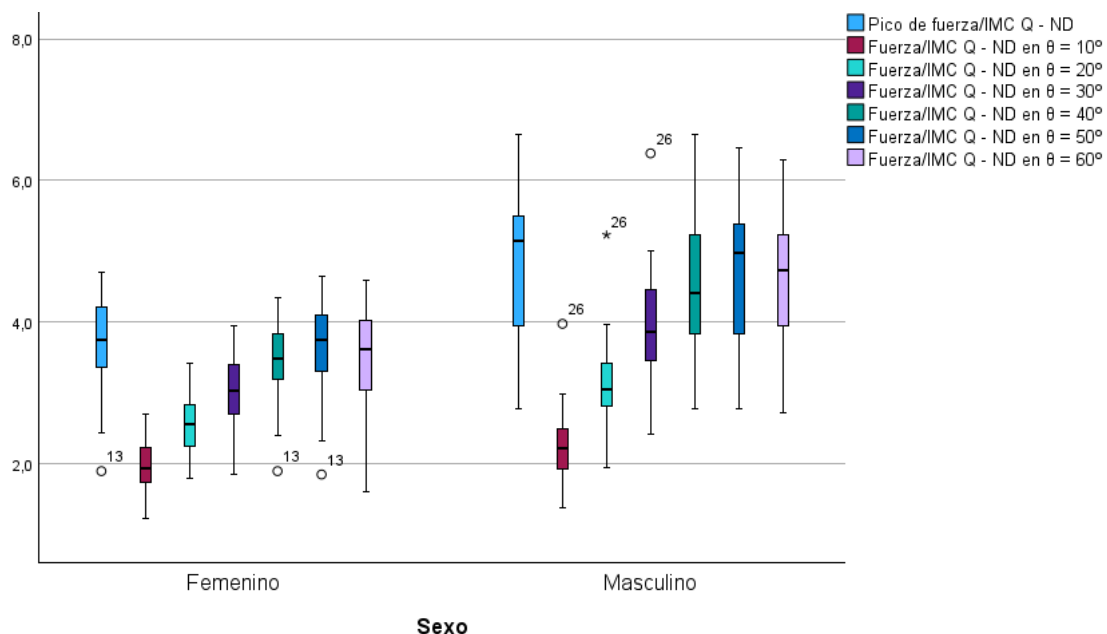


Gráfico 48. Diagrama de cajas y bigotes del pico de fuerza y la evolución de la fuerza isocinética extensora de rodilla a 180°/s de cuádriceps (Q) con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.8. Ratios H/Q de fuerza isocinética

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios de fuerza H/Q medidas en la pierna dominante ($p \leq 0,05$). En todos los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) excepto en la ratio H/Q a 40° de flexión de rodilla que fue grande ($r = 0,5$). En el caso de las ratios H/Q de la pierna no dominante sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las ratios H/Q a 10° y a 20° de flexión de rodilla con un tamaño del efecto moderado en ambos casos ($r = 0,35$ y $0,42$ respectivamente) (Tabla 35, Gráfico 49 y 50).

Tabla 35. Comparación de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q conv.	D	0,54 (0,48–0,59)	0,63 (0,57–0,74)	<0,001*	0,49
	ND	0,59 (0,54–0,64)	0,62 (0,58–0,72)	0,082	0,24
Ratio H/Q $\theta = 10^\circ$	D	0,83 (0,68–0,91)	1,03 (0,77–1,16)	0,022*	0,32
	ND	0,83 (0,67–0,93)	1,00 (0,83–1,22)	0,012*	0,35
Ratio H/Q $\theta = 20^\circ$	D	0,79 (0,74–0,91)	1,00 (0,88–1,12)	0,003*	0,41
	ND	0,76 (0,68–0,87)	0,94 (0,84–1,09)	0,002*	0,42
Ratio H/Q $\theta = 30^\circ$	D	0,70 (0,74–0,82)	0,87 (0,79–0,96)	0,004*	0,4
	ND	0,74 (0,61–0,89)	0,80 (0,72–1,00)	0,052	0,27
Ratio H/Q $\theta = 40^\circ$	D	0,62 (0,63–0,68)	0,75 (0,83–0,83)	<0,001*	0,5
	ND	0,66 (0,58–0,78)	0,70 (0,65–0,88)	0,124	0,21
Ratio H/Q $\theta = 50^\circ$	D	0,54 (0,53–0,59)	0,63 (0,67–0,74)	0,002*	0,44
	ND	0,60 (0,53–0,68)	0,60 (0,53–0,75)	0,568	0,08
Ratio H/Q $\theta = 60^\circ$	D	0,50 (0,48–0,57)	0,64 (0,56–0,68)	0,045*	0,28
	ND	0,57 (0,51–0,65)	0,57 (0,51–0,71)	0,796	0,04

Fuente: Elaboración propia.

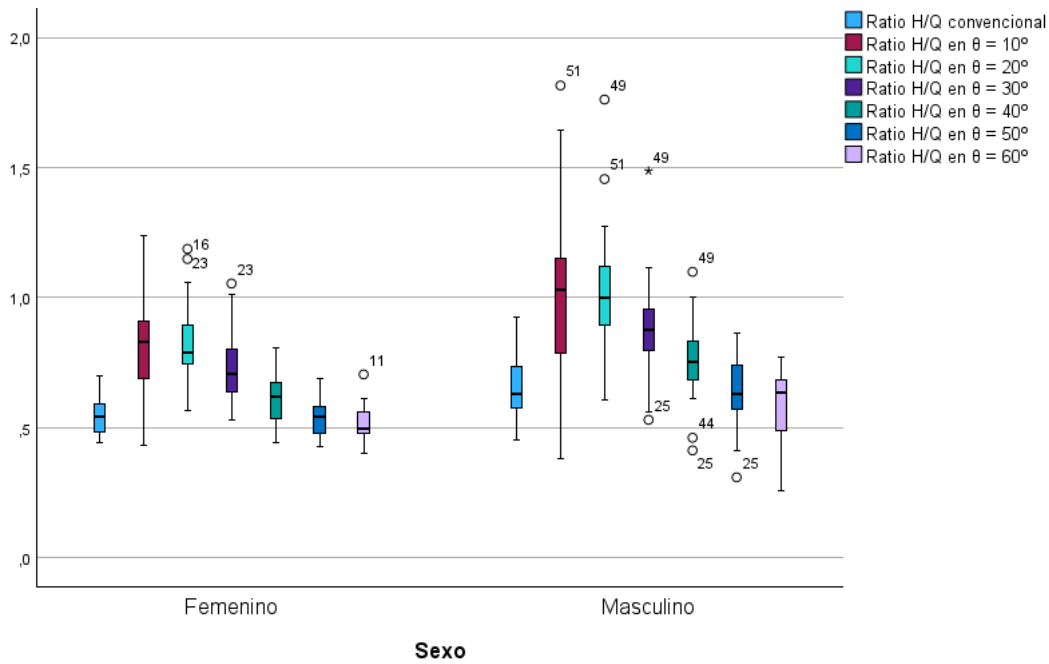


Gráfico 49. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 40°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

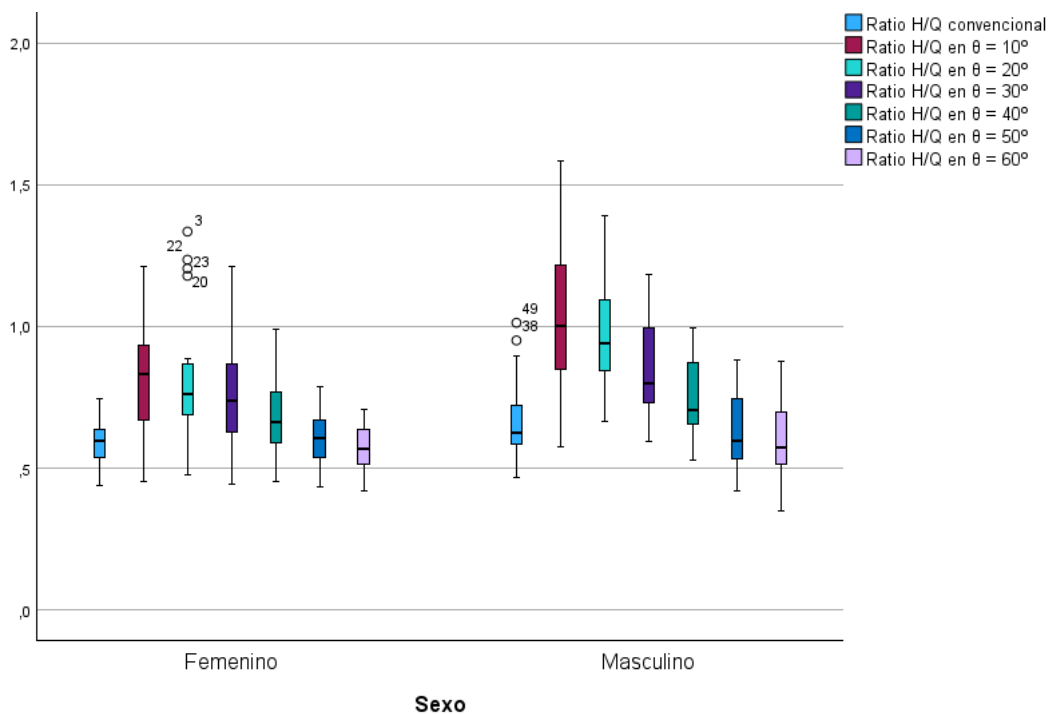


Gráfico 50. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 40°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios H/Q de fuerza medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$) con excepción de la ratio H/Q convencional de la pierna no dominante, la ratio H/Q a 50° de flexión de rodilla de la pierna no dominante y la ratio H/Q a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas. En la mayoría de los casos el tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) excepto en la ratio H/Q a 10° de flexión de rodilla en ambas piernas y las ratios H/Q a 20° y 30° de flexión de rodilla de la pierna dominante que fue grande ($r > 0,5$) (Tabla 36, Gráfico 51 y 52).

Tabla 36. Comparación de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q conv.	D	0,60 (0,52–0,68)	0,66 (0,60–0,74)	0,008*	0,37
	ND	0,62 (0,55–0,67)	0,64 (0,59–0,72)	0,129	0,21
Ratio H/Q $\theta = 10^\circ$	D	0,68 (0,59–0,83)	1,00 (0,81–1,10)	<0,001*	0,53
	ND	0,78 (0,64–0,92)	1,03 (0,90–1,19)	<0,001*	0,59
Ratio H/Q $\theta = 20^\circ$	D	0,68 (0,60–0,80)	0,92 (0,80–1,07)	<0,001*	0,56
	ND	0,76 (0,63–0,88)	0,92 (0,81–0,97)	<0,001*	0,49
Ratio H/Q $\theta = 30^\circ$	D	0,62 (0,54–0,74)	0,78 (0,73–0,93)	<0,001*	0,57
	ND	0,67 (0,60–0,80)	0,82 (0,75–0,87)	0,001*	0,44
Ratio H/Q $\theta = 40^\circ$	D	0,59 (0,53–0,67)	0,72 (0,64–0,76)	<0,001*	0,46
	ND	0,65 (0,55–0,71)	0,70 (0,62–0,74)	0,027*	0,31
Ratio H/Q $\theta = 50^\circ$	D	0,59 (0,52–0,67)	0,63 (0,58–0,72)	0,03*	0,3
	ND	0,62 (0,51–0,67)	0,61 (0,54–0,72)	0,478	0,1
Ratio H/Q $\theta = 60^\circ$	D	0,60 (0,52–0,64)	0,59 (0,54–0,68)	0,546	0,08
	ND	0,61 (0,52–0,66)	0,55 (0,50–0,70)	0,733	0,05

Fuente: Elaboración propia.

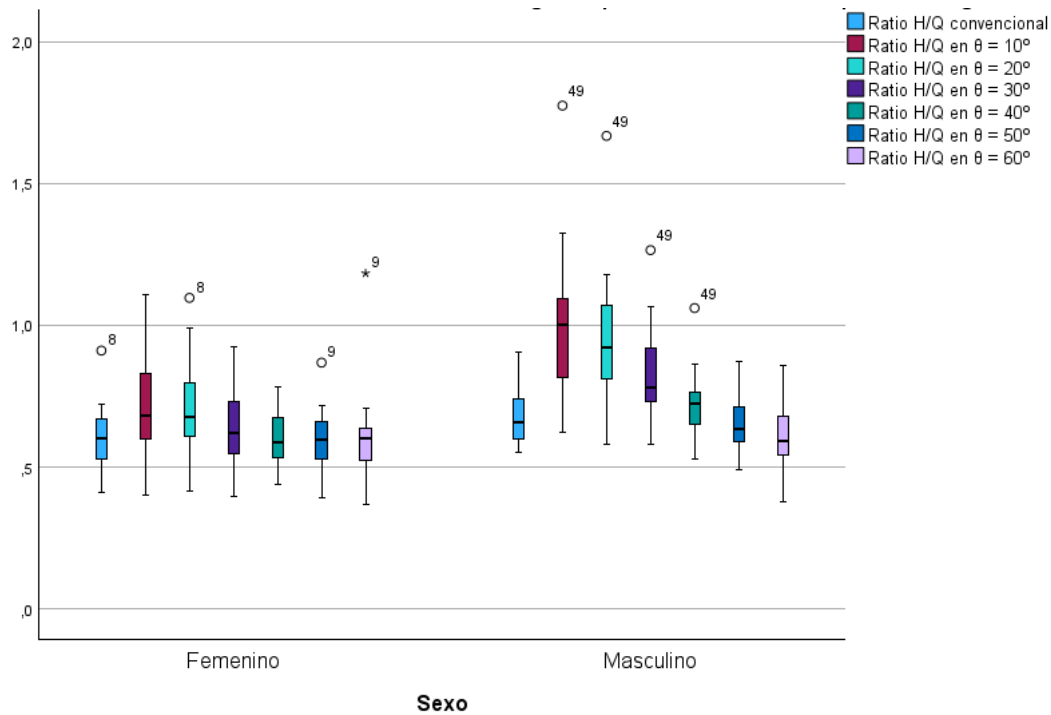


Gráfico 51. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 120°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

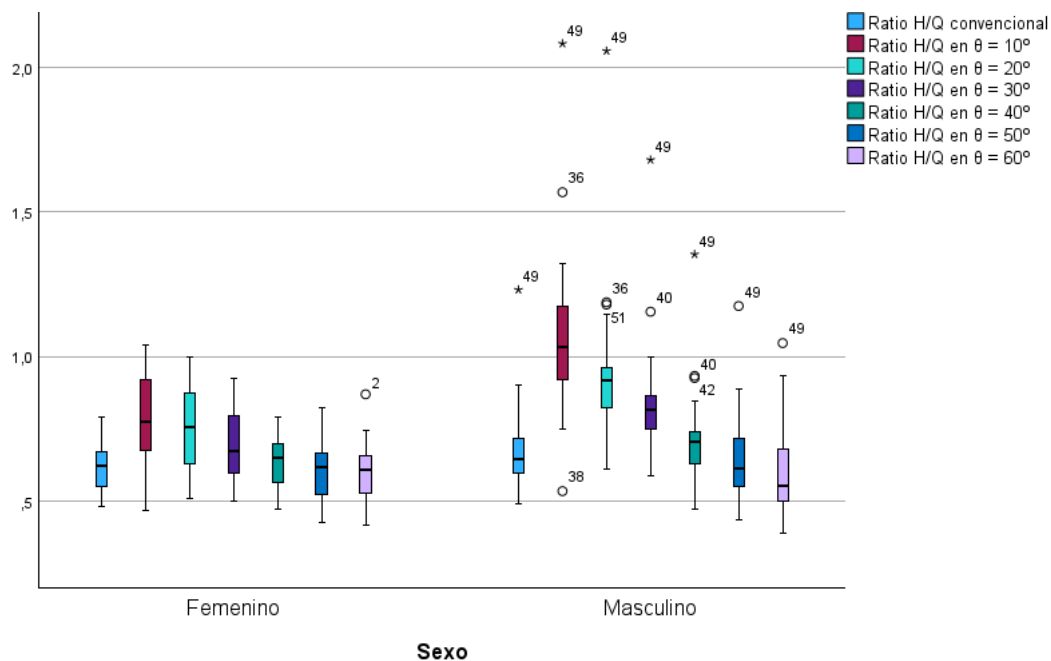


Gráfico 52. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 120°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios H/Q de fuerza medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$) con excepción de la ratio H/Q a 60° de flexión de rodilla de ambas piernas. En la mayoría de los casos el tamaño del efecto fue grande ($r \geq 0,5$) excepto en la ratio H/Q convencional de ambas piernas, la ratio H/Q a 40° de flexión de rodilla en la pierna dominante y la ratio H/Q a 50° de flexión de rodilla de ambas piernas que fue moderado ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 37, Gráfico 53 y 54).

Tabla 37. Comparación de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q conv.	D	0,58 (0,51–0,65)	0,68 (0,61–0,79)	0,001*	0,45
	ND	0,59 (0,54–0,68)	0,68 (0,64–0,76)	0,001*	0,45
Ratio H/Q $\theta = 10^\circ$	D	0,60 (0,50–0,67)	0,92 (0,74–1,02)	<0,001*	0,58
	ND	0,64 (0,55–0,74)	0,96 (0,76–1,04)	<0,001*	0,67
Ratio H/Q $\theta = 20^\circ$	D	0,59 (0,51–0,71)	0,86 (0,71–0,92)	<0,001*	0,57
	ND	0,64 (0,60–0,73)	0,84 (0,75–0,93)	<0,001*	0,66
Ratio H/Q $\theta = 30^\circ$	D	0,60 (0,52–0,74)	0,82 (0,71–0,89)	<0,001*	0,56
	ND	0,64 (0,58–0,73)	0,78 (0,70–0,90)	<0,001*	0,56
Ratio H/Q $\theta = 40^\circ$	D	0,60 (0,51–0,68)	0,74 (0,63–0,85)	0,001*	0,45
	ND	0,61 (0,57–0,69)	0,73 (0,66–0,81)	<0,001*	0,5
Ratio H/Q $\theta = 50^\circ$	D	0,57 (0,51–0,65)	0,67 (0,57–0,76)	0,026*	0,31
	ND	0,59 (0,51–0,64)	0,65 (0,59–0,73)	0,012*	0,35
Ratio H/Q $\theta = 60^\circ$	D	0,59 (0,51–0,64)	0,61 (0,53–0,71)	0,214	0,17
	ND	0,55 (0,50–0,67)	0,60 (0,54–0,67)	0,249	0,16

Fuente: Elaboración propia.

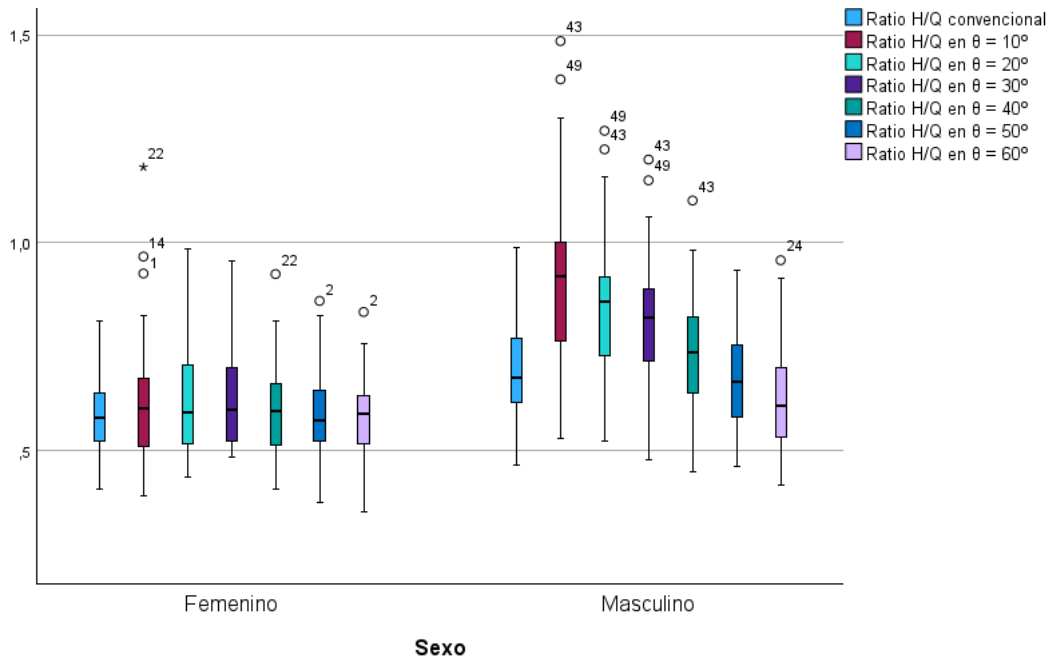


Gráfico 53. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 180°/s en la pierna dominante (D) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

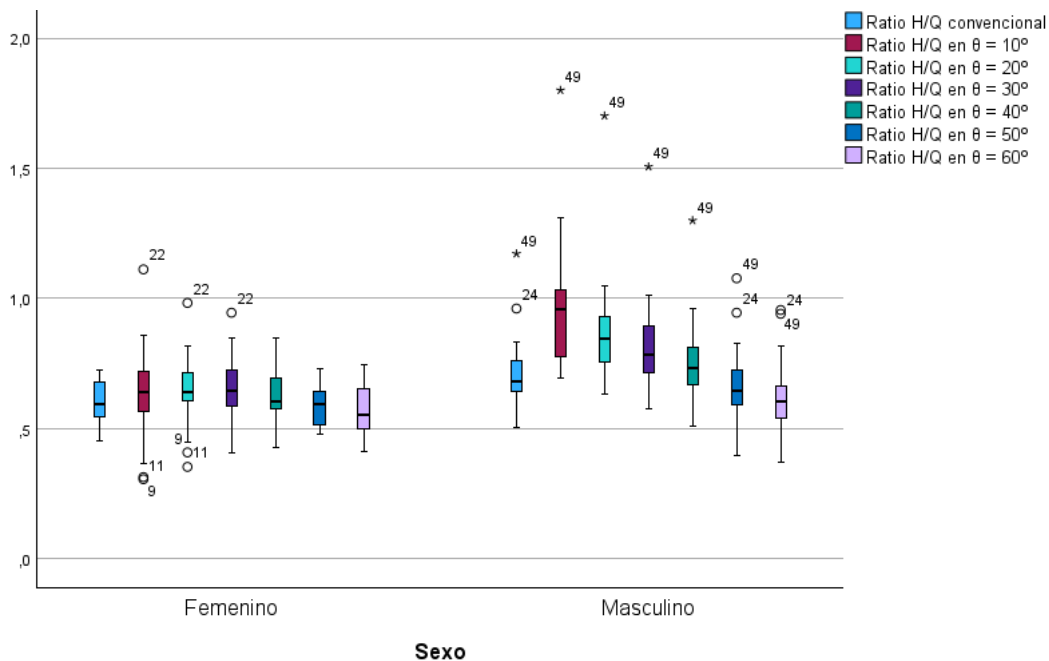


Gráfico 54. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isocinética H/Q a 180°/s en la pierna no dominante (ND) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.9. Ratios H/Q de fuerza isocinética de protección de lesión de LCA

En la prueba isocinética a 40°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios H/Q de protección de LCA medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$) con excepción de la ratio a 10° de flexión de rodilla de la pierna dominante. El tamaño del efecto fue bajo ($r = 0,29$) en la ratio a 10° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, moderado ($r = 0,3-0,49$) en la ratio a 20° de flexión de rodilla de ambas piernas y en la ratio a 30° de flexión de rodilla de la pierna no dominante y alto en la ratio a 30° de flexión de rodilla de la pierna dominante ($r = 0,5$) (Tabla 38, Gráfico 55 y 56).

Tabla 38. Comparación de las ratios H/Q de protección de ligamento cruzado anterior en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 40°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediana (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 10^\circ$	D	0.31 (0.22–0.44)	0.37 (0.28–0.43)	0,434	0,11
	ND	0,25 (0,22–0,33)	0,31 (0,25–0,43)	0,037*	0,29
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 20^\circ$	D	0.46 (0.40–0.53)	0.55 (0.49–0.58)	0,009*	0,36
	ND	0,46 (0,40–0,48)	0,55 (0,46–0,59)	0,001*	0,45
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 30^\circ$	D	0.51 (0.46–0.57)	0.61 (0.55–0.69)	<0,001*	0,5
	ND	0,54 (0,48–0,58)	0,58 (0,54–0,69)	0,008*	0,37

Fuente: Elaboración propia.

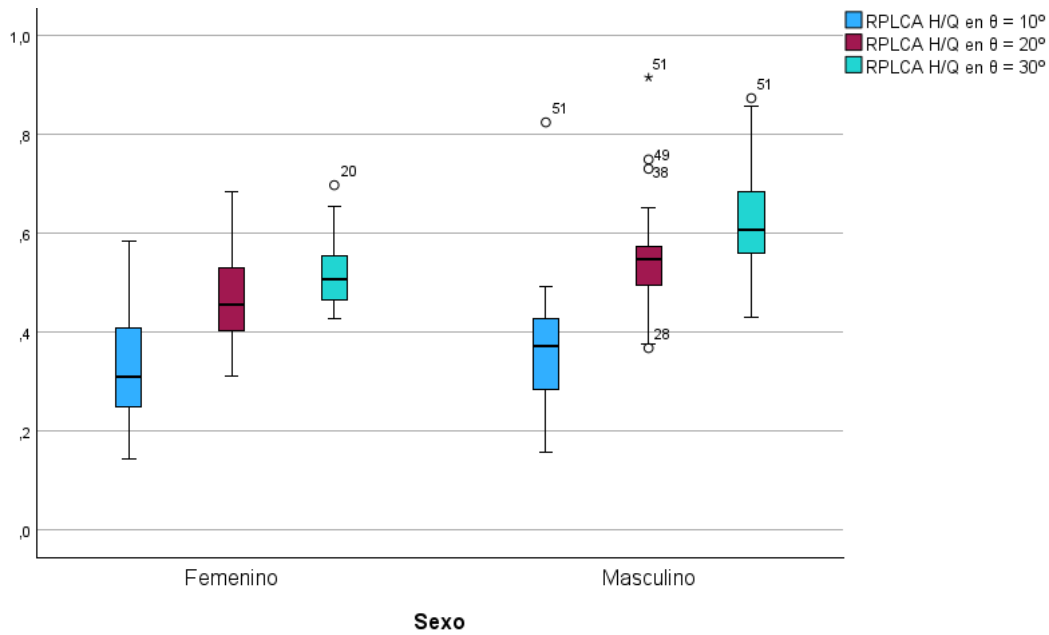


Gráfico 55. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a $40^\circ/s$ en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

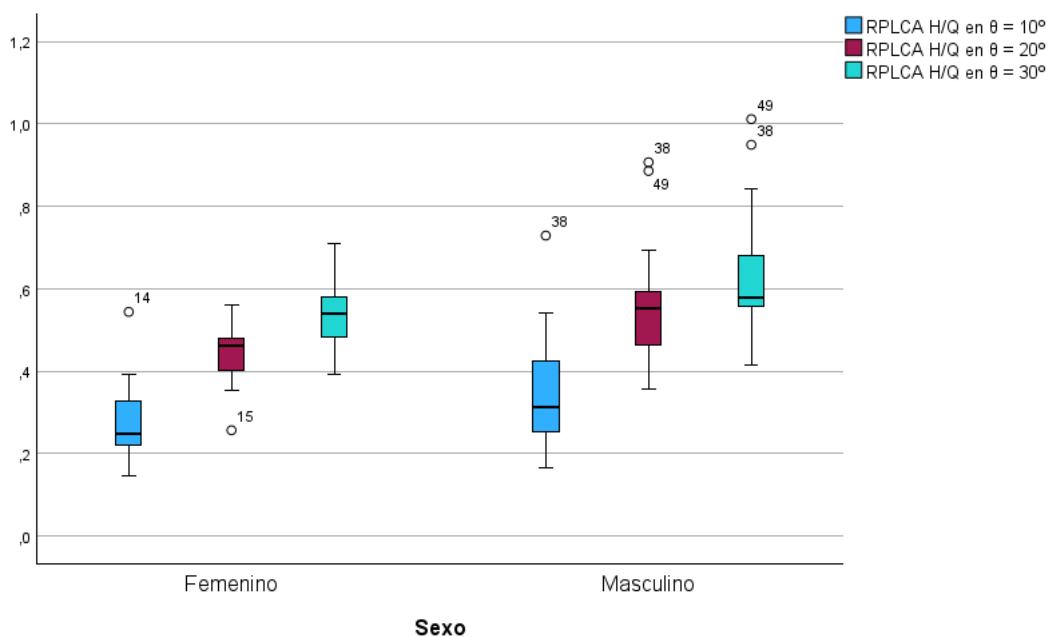


Gráfico 56. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a $40^\circ/s$ en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 120°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios H/Q de protección de LCA medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$) con excepción de la ratio a 10° de flexión de rodilla de la pierna dominante. El tamaño del efecto fue bajo ($r = 0,1-0,29$) en las ratios a 10°, a 20° y a 30° de flexión de rodilla de la pierna no dominante, moderado ($r = 0,32$) en la ratio a 20° de flexión de rodilla de la pierna dominante y alto ($r = 0,5$) en la ratio a 30° de flexión de rodilla de la pierna dominante (Tabla 39, Gráfico 57 y 58).

Tabla 39. Comparación de las ratios H/Q de protección de ligamento cruzado anterior en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 120°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 10^\circ$	D	0,34 (0,29 – 0,42)	0,39 (0,34 – 0,45)	0,156	0,2
	ND	0,31 (0,27 – 0,44)	0,38 (0,31 – 0,42)	0,07*	0,25
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 20^\circ$	D	0,49 (0,39 – 0,58)	0,56 (0,50 – 0,60)	0,022*	0,32
	ND	0,47 (0,41 – 0,54)	0,51 (0,46 – 0,58)	0,08*	0,24
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 30^\circ$	D	0,54 (0,45 – 0,64)	0,63 (0,59 – 0,69)	0,001*	0,5
	ND	0,58 (0,52 – 0,62)	0,60 (0,58 – 0,66)	0,034*	0,29

Fuente: Elaboración propia.

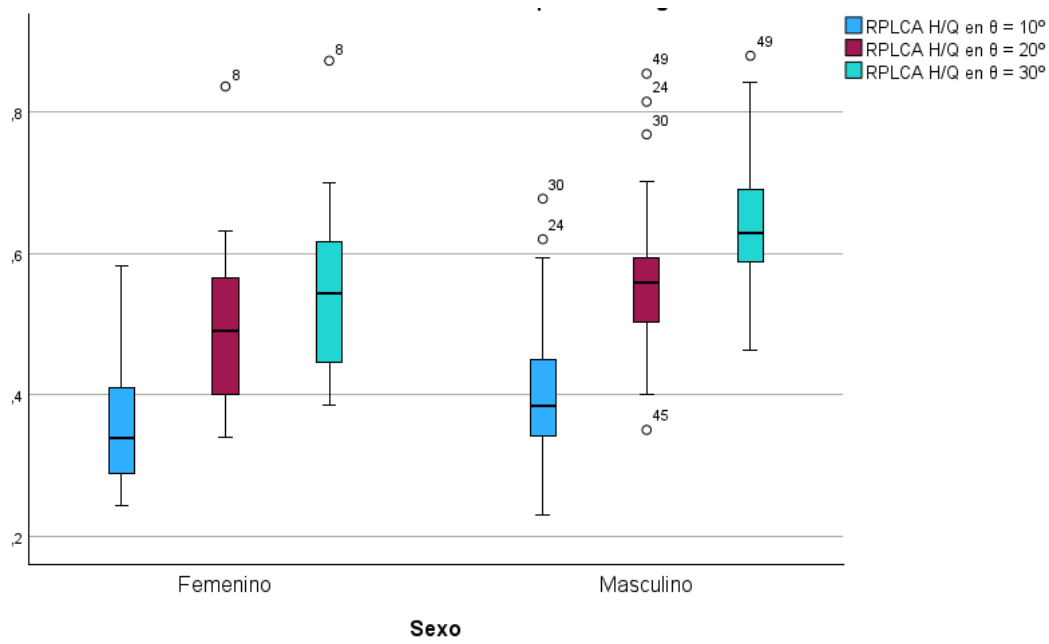


Gráfico 57. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a $120^\circ/s$ en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

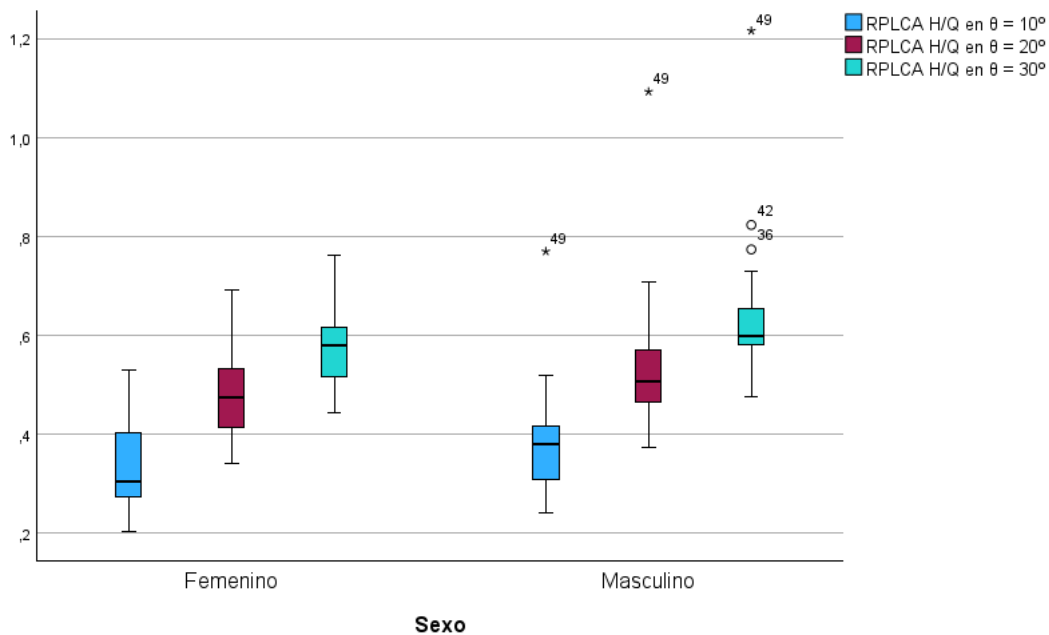


Gráfico 58. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a $120^\circ/s$ en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isocinética a 180°/s se encontraron diferencias significativas entre sexos, siendo mayor en deportistas masculinos, en todas las ratios H/Q de protección de LCA medidas en ambas piernas ($p \leq 0,05$). El tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) en las ratios H/Q de la pierna dominante y grande ($r \geq 0,5$) en las de la pierna no dominante (Tabla 40, Gráfico 59 y 60).

Tabla 40. Comparación de las ratios H/Q de protección de ligamento cruzado anterior en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 10^\circ$	D	0,34 (0,30–0,39)	0,44 (0,37–0,54)	<0,001*	0,46
	ND	0,33 (0,26–0,39)	0,43 (0,38–0,47)	<0,001*	0,55
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 20^\circ$	D	0,44 (0,41–0,52)	0,55 (0,48–0,67)	0,003*	0,41
	ND	0,43 (0,38–0,51)	0,54 (0,49–0,60)	<0,001*	0,55
Ratio H/Q protección LCA $\theta = 30^\circ$	D	0,51 (0,47–0,58)	0,63 (0,57–0,78)	0,002*	0,43
	ND	0,53 (0,45–0,62)	0,65 (0,58–0,70)	<0,001*	0,53

Fuente: Elaboración propia.

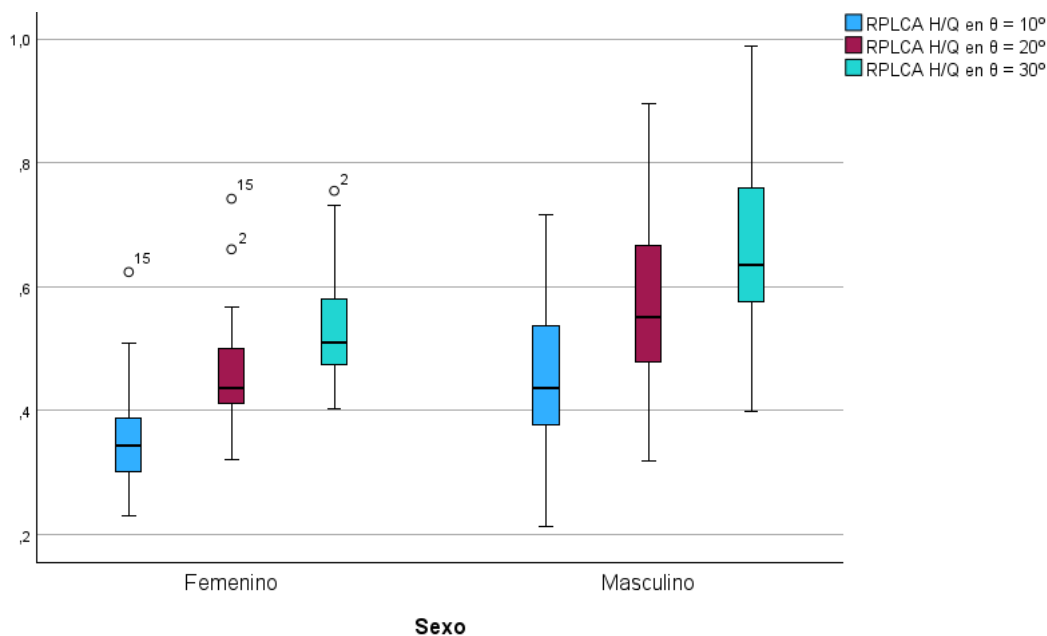


Gráfico 59. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en la pierna dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

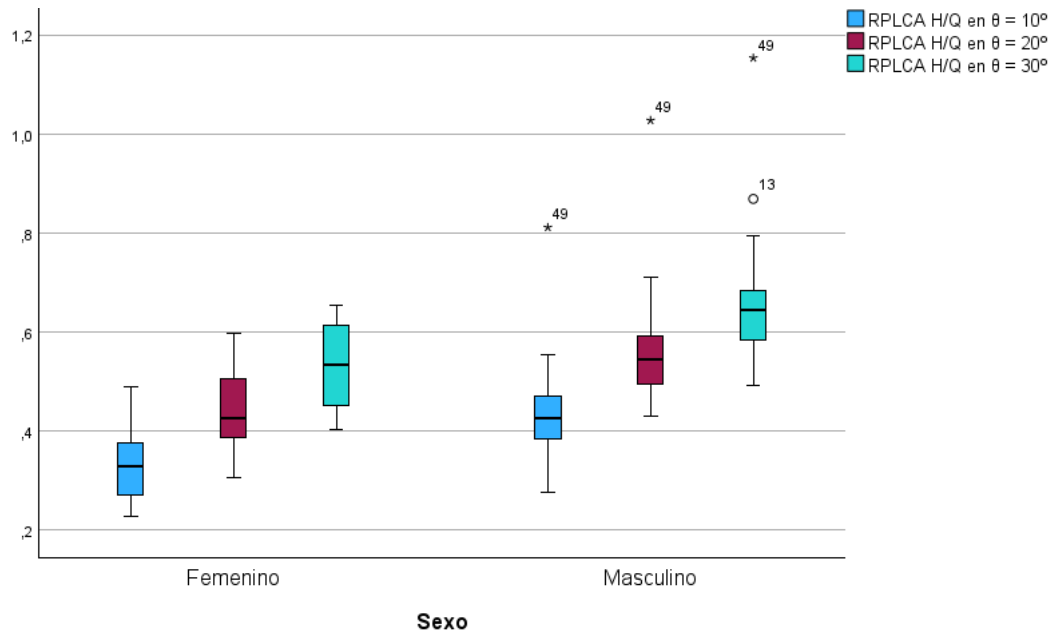


Gráfico 60. Ratios de protección de ligamento cruzado anterior (RPLCA) en distintos ángulos de flexión de rodilla (θ) en prueba isocinética a 180°/s en la pierna no dominante de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.10. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de fuerza flexora medidas salvo en la fuerza isométrica en $t = 1$ segundo de la pierna dominante, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos y con un tamaño del efecto moderado en todos ellos ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 41, Gráficos 61 y 62).

Tabla 41. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM H	D	90,00 (73,00–109,00)	113,50 (88,00–144,75)	0,005*	0,39
	ND	78,00 (66,00–105,00)	103,50 (83,00–129,50)	0,004*	0,41
Fuerza H t = 1 s	D	82,00 (65,00–105,00)	96,00 (71,00–113,25)	0,078	0,25
	ND	68,00 (57,00–90,00)	91,50 (68,75–104,50)	0,016*	0,34
Fuerza H t = 2 s	D	80,00 (72,00–105,00)	105,00 (84,25–128,75)	0,006*	0,39
	ND	71,00 (64,00–92,00)	93,00 (74,25–123,75)	0,014*	0,34
Fuerza H t = 3 s	D	78,00 (64,00–102,00)	100,50 (83,25–134,75)	0,01*	0,36
	ND	68,00 (61,00–99,00)	95,00 (75,25–123,25)	0,007*	0,38
Fuerza H t = 4 s	D	76,00 (67,00–94,00)	102,00 (84,00–136,00)	0,007*	0,38
	ND	68,00 (59,00–91,00)	93,00 (75,00–118,25)	0,005*	0,39
Fuerza H t = 5 s	D	72,00 (63,00–91,00)	107,50 (81,25–126,75)	0,005*	0,39
	ND	67,00 (59,00–91,00)	93,00 (73,00–118,75)	0,006*	0,39
Fuerza H t = 6 s	D	72,00 (64,00–88,00)	96,00 (79,00–121,50)	0,005*	0,4
	ND	69,00 (53,00–88,00)	91,50 (75,25–115,75)	0,003*	0,42

Fuente: Elaboración propia.

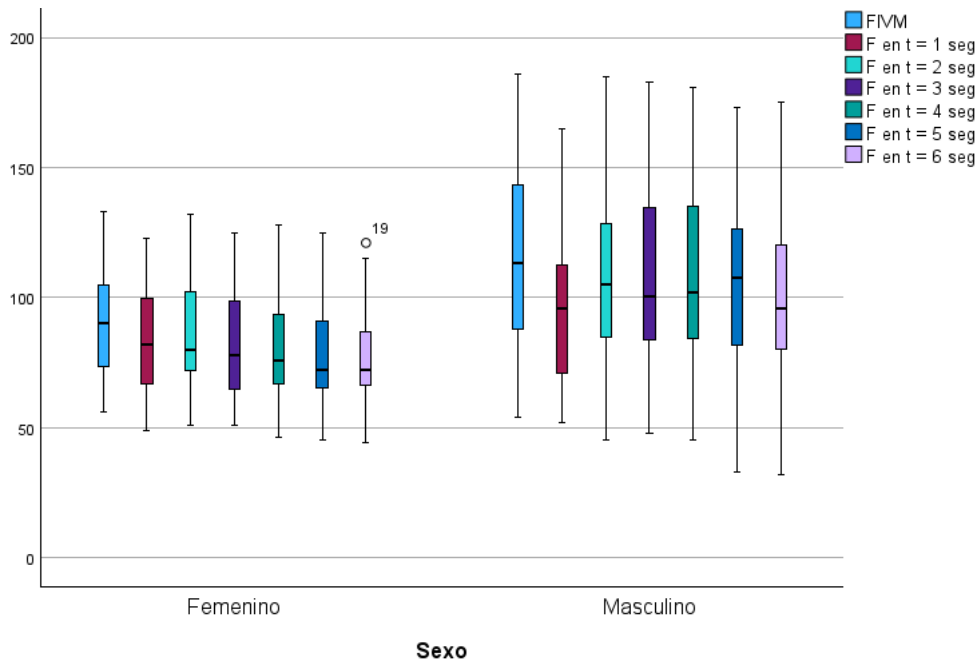


Gráfico 61. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

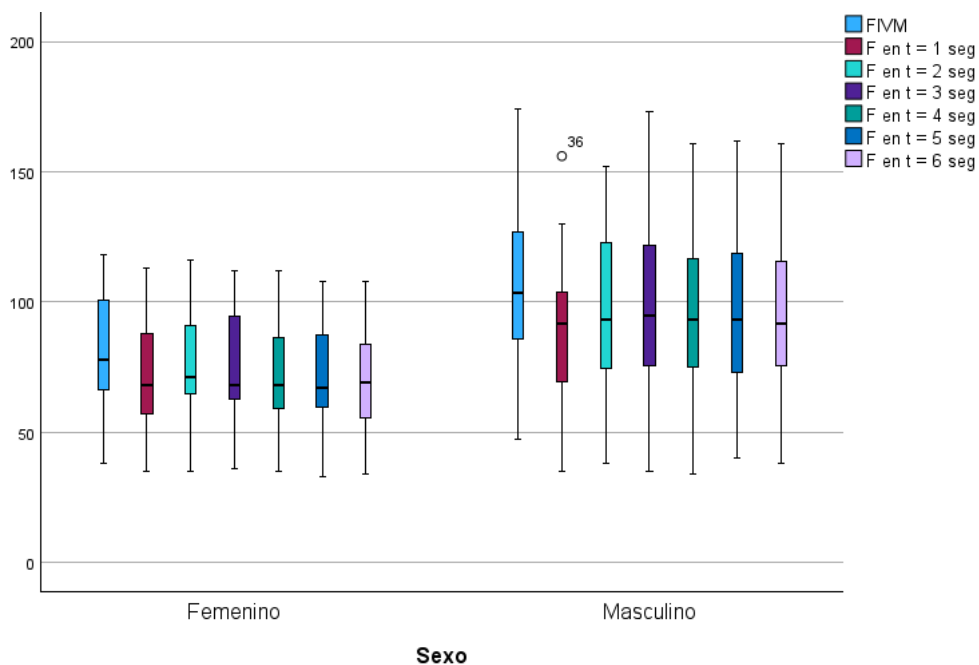


Gráfico 62. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.11. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales con relación al peso corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al peso corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/peso), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en casi todas las variables de fuerza flexora medidas salvo en la fuerza isométrica en $t = 1$ segundo de ambas piernas, siendo en y en la fuerza isométrica en $t = 2$ segundos de la pierna no dominante, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos y con un tamaño del efecto moderado en todos ellos ($r = 0,3-0,49$) (Tabla 42, Gráficos 63 y 64).

Tabla 42. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM H/peso	D	1,47 (1,22–1,59)	1,68 (1,38–1,97)	0,019*	0,33
	ND	1,26 (1,15–1,50)	1,48 (1,37–1,71)	0,009*	0,37
Fuerza H/peso t = 1 s	D	1,39 (1,06–1,55)	1,43 (1,14–1,58)	0,46	0,1
	ND	1,15 (1,00–1,35)	1,34 (1,15–1,43)	0,068	0,26
Fuerza H/peso t = 2 s	D	1,35 (1,11–1,56)	1,63 (1,26–1,81)	0,02*	0,33
	ND	1,19 (1,12–1,49)	1,37 (1,20–1,63)	0,055	0,27
Fuerza H/peso t = 3 s	D	1,32 (1,11–1,54)	1,65 (1,24–1,89)	0,018*	0,33
	ND	1,15 (1,10–1,44)	1,43 (1,23–1,62)	0,03*	0,3
Fuerza H/peso t = 4 s	D	1,26 (1,09–1,40)	1,54 (1,28–1,81)	0,011*	0,36
	ND	1,11 (1,03–1,32)	1,40 (1,16–1,53)	0,009*	0,37
Fuerza H/peso t = 5 s	D	1,28 (0,99–1,36)	1,56 (1,24–1,75)	0,013*	0,35
	ND	1,17 (0,98–1,33)	1,37 (1,09–1,54)	0,014*	0,34
Fuerza H/peso t = 6 s	D	1,23 (1,05–1,32)	1,43 (1,21–1,68)	0,013*	0,35
	ND	1,11 (0,93–1,29)	1,30 (1,19–1,51)	0,004*	0,41

Fuente: Elaboración propia.

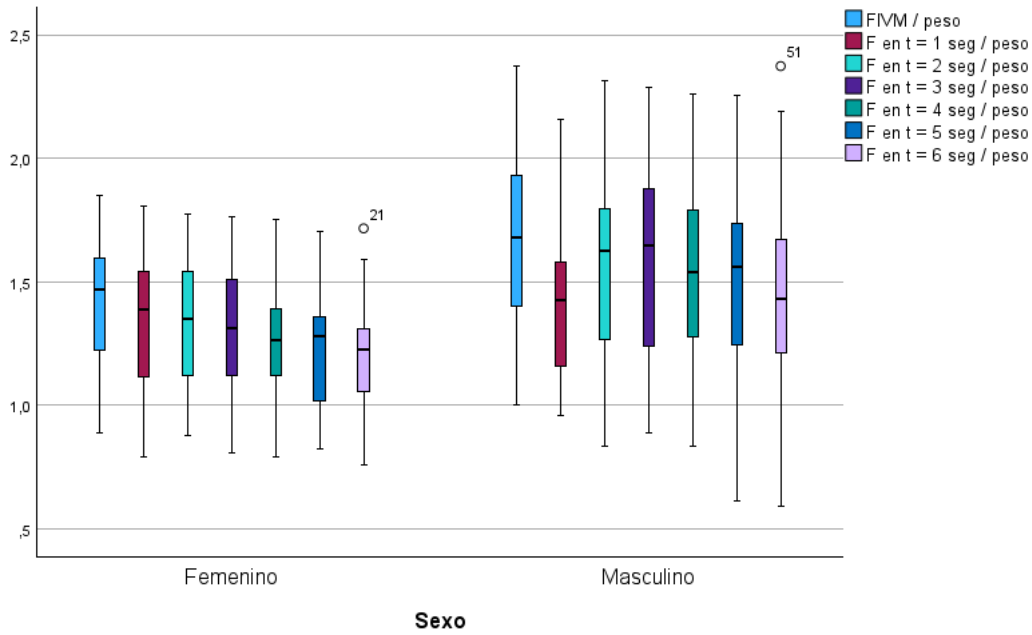


Gráfico 63. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

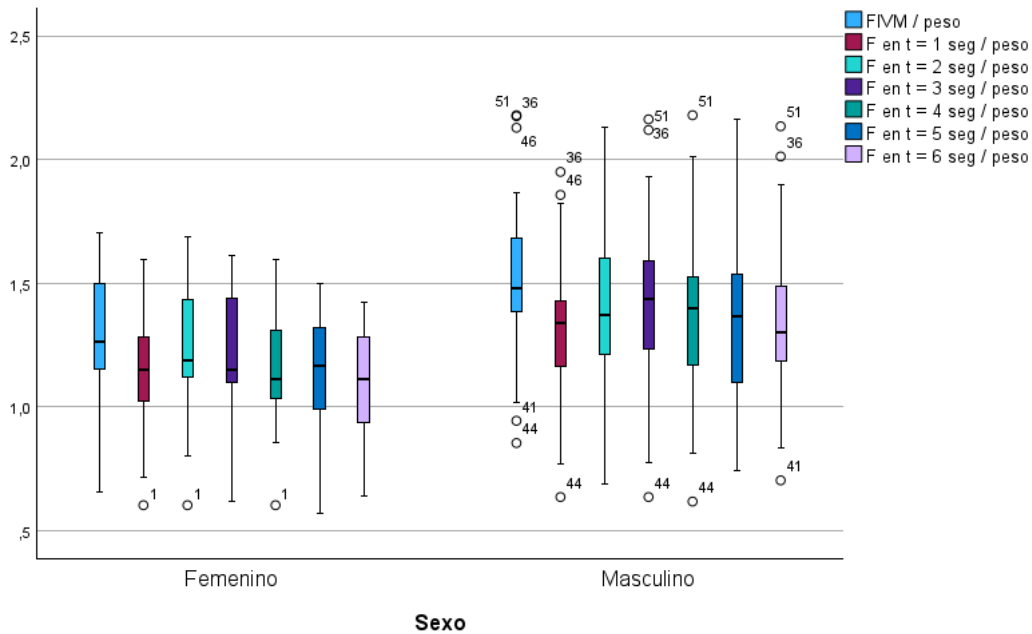


Gráfico 64. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica flexora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.12. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) flexora de isquiotibiales con relación al índice de masa corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/IMC), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de fuerza flexora medidas, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos. En la mayoría de las variables se obtuvo un tamaño del efecto moderado ($r = 0,3-0,49$) con excepción de la FIVM de ambas piernas, la fuerza isométrica en $t = 4$ segundos de ambas piernas y la fuerza isométrica en $t = 6$ segundos, donde fue grande ($r \geq 0,5$) (Tabla 43, Gráficos 65 y 66).

Tabla 43. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos flexores de rodilla (H) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM H/IMC	D	4,08 (3,52–4,68)	5,40 (4,43–6,71)	<0,001*	0,5
	ND	3,73 (3,18–4,48)	4,98 (4,27–5,88)	<0,001*	0,5
Fuerza H/IMC t = 1 s	D	3,99 (3,08–4,48)	4,71 (3,79–5,46)	0,019*	0,33
	ND	3,59 (2,79–3,89)	4,37 (3,75–4,89)	<0,001*	0,47
Fuerza H/IMC t = 2 s	D	3,94 (3,46–4,53)	5,21 (4,21–6,22)	<0,001*	0,48
	ND	3,64 (3,03–4,21)	4,44 (3,87–5,34)	<0,001*	0,46
Fuerza H/IMC t = 3 s	D	3,77 (3,08–4,66)	5,02 (4,06–6,60)	<0,001*	0,47
	ND	3,45 (2,98–4,10)	4,55 (3,95–5,61)	<0,001*	0,49
Fuerza H/IMC t = 4 s	D	3,53 (3,28–4,44)	4,91 (4,19–6,33)	<0,001*	0,5
	ND	3,21 (2,84–4,04)	4,54 (3,83–5,48)	<0,001*	0,5
Fuerza H/IMC t = 5 s	D	3,46 (3,03–4,17)	5,12 (4,06–6,12)	<0,001*	0,49
	ND	3,29 (2,84–3,99)	4,27 (3,73–5,49)	<0,001*	0,48
Fuerza H/IMC t = 6 s	D	3,49 (3,18–4,03)	4,79 (3,93–5,92)	<0,001*	0,52
	ND	3,30 (2,55–3,78)	4,31 (3,83–5,14)	<0,001*	0,56

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.13. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de fuerza extensora medidas de la pierna no dominante, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos y con un tamaño del efecto moderado en todos ellos ($r = 0,3-0,49$). En el caso de la pierna dominante sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza isométrica en $t = 1$ s con un tamaño del efecto pequeño ($p = 0,042$ y $r = 0,29$), siendo mayor en deportistas masculinos (Tabla 44, Gráficos 67 y 68).

Tabla 44. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición (t) en ambas piernas (dominante (D) y no dominante (ND)) entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM Q	D	138,00 (109,00–157,00)	148,50 (132,25–185,25)	0,055	0,27
	ND	122,00 (106,00–143,00)	154,00 (125,25–180,00)	0,005*	0,39
Fuerza Q t = 1 s	D	119,00 (92,00–133,00)	126,00 (107,00–160,00)	0,042*	0,29
	ND	111,00 (92,00–127,00)	124,00 (107,00–143,00)	0,032*	0,3
Fuerza Q t = 2 s	D	121,00 (105,00–140,00)	134,50 (117,25–175,75)	0,107	0,22
	ND	115,00 (101,00–134,00)	136,00 (115,25–152,25)	0,032*	0,3
Fuerza Q t = 3 s	D	125,00 (103,00–148,00)	137,00 (113,00–168,00)	0,188	0,18
	ND	116,00 (100,00–140,00)	141,50 (118,75–167,50)	0,008*	0,37
Fuerza Q t = 4 s	D	123,00 (105,00–152,00)	141,50 (117,75–175,50)	0,064	0,26
	ND	122,00 (97,00–140,00)	143,00 (121,25–165,25)	0,009*	0,37
Fuerza Q t = 5 s	D	133,00 (99,00–153,00)	142,00 (115,00–173,50)	0,14	0,21
	ND	117,00 (89,00–142,00)	144,50 (118,50–165,00)	0,015*	0,34
Fuerza Q t = 6 s	D	131,00 (98,00–145,00)	139,50 (116,25–173,00)	0,103	0,23
	ND	121,00 (92,00–137,00)	143,50 (111,00–169,50)	0,018*	0,33

Fuente: Elaboración propia.

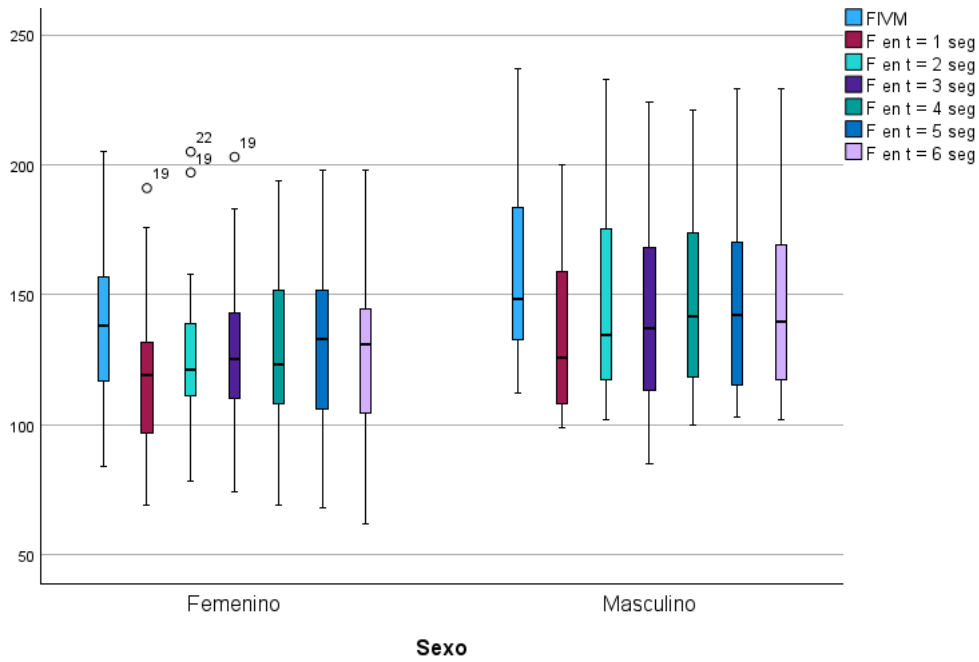


Gráfico 67. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

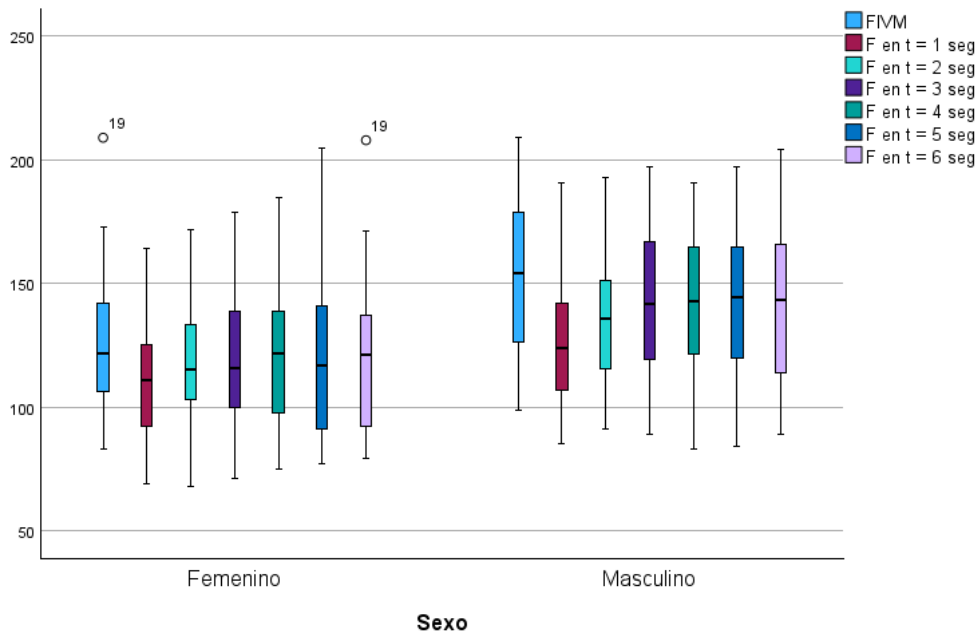


Gráfico 68. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.14. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps con relación al peso corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al peso corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/peso), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables medidas, con excepción de la FIVM extensora de la pierna no dominante ($p = 0,028$) que fue mayor en deportistas masculinos con un tamaño del efecto moderado ($r = 0,31$) (Tabla 45, Gráficos 69 y 70).

Tabla 45. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM Q/peso	D	2,19 (1,80–2,50)	2,34 (2,06–2,47)	0,325	0,14
	ND	2,01 (1,75–2,31)	2,19 (2,05–2,43)	0,028*	0,31
Fuerza Q/peso t = 1 s	D	1,94 (1,53–2,10)	1,98 (1,73–2,17)	0,281	0,15
	ND	1,84 (1,60–1,98)	1,80 (1,71–2,12)	0,455	0,11
Fuerza Q/peso t = 2 s	D	2,01 (1,70–2,31)	2,07 (1,90–2,27)	0,438	0,11
	ND	1,93 (1,66–2,16)	2,03 (1,76–2,23)	0,432	0,11
Fuerza Q/peso t = 3 s	D	2,08 (1,79–2,23)	2,13 (2,00–2,27)	0,369	0,13
	ND	1,93 (1,68–2,16)	2,08 (1,89–2,17)	0,072	0,25
Fuerza Q/peso t = 4 s	D	2,05 (1,64–2,32)	2,10 (1,88–2,32)	0,302	0,14
	ND	1,96 (1,63–2,23)	2,08 (1,91–2,17)	0,164	0,19
Fuerza Q/peso t = 5 s	D	2,10 (1,67–2,40)	2,12 (1,94–2,23)	0,712	0,05
	ND	1,92 (1,57–2,25)	2,04 (1,88–2,31)	0,135	0,21
Fuerza Q/peso t = 6 s	D	2,12 (1,61–2,32)	2,13 (1,88–2,34)	0,46	0,10
	ND	1,89 (1,55–2,09)	2,01 (1,82–2,20)	0,132	0,21

Fuente: Elaboración propia.

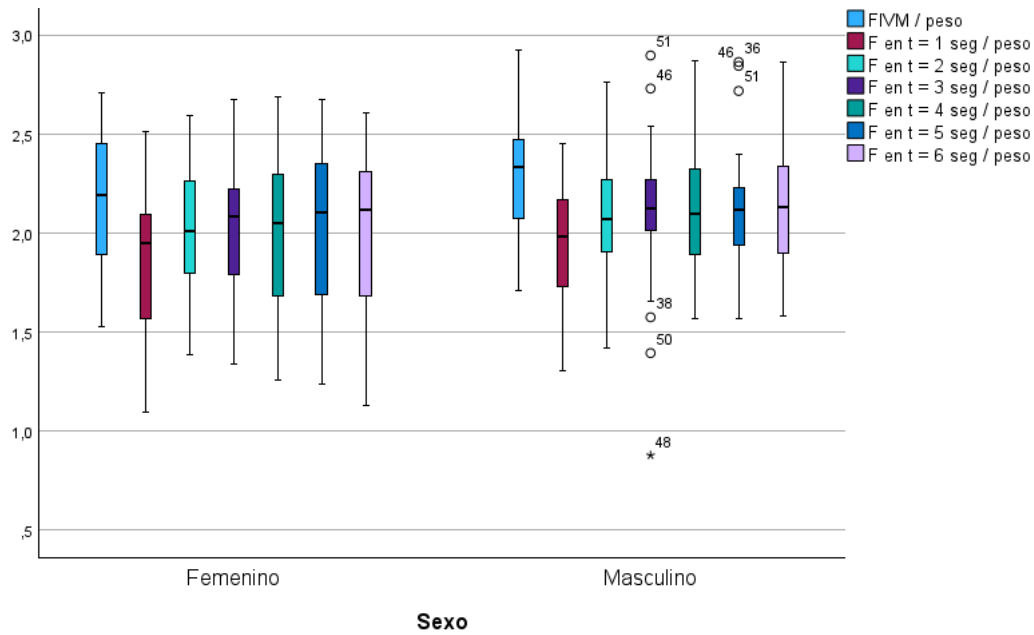


Gráfico 69. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

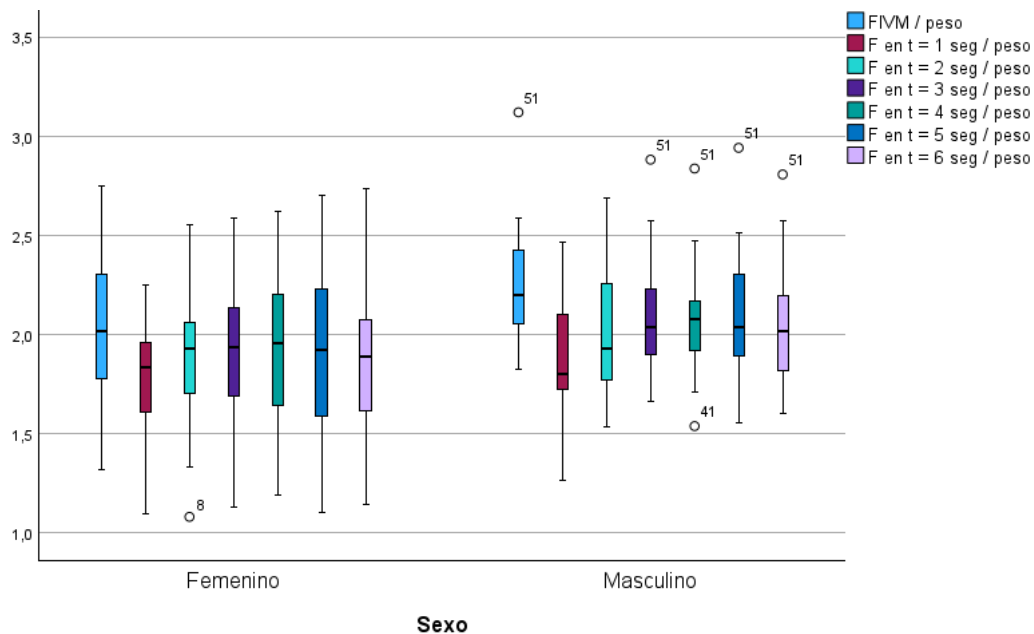


Gráfico 70. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.15. Fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) extensora de cuádriceps con relación al índice de masa corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al índice de masa corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (fuerza/IMC), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales.

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de fuerza extensora medidas, siendo en todos los casos más elevadas en deportistas masculinos que en femeninos. En la mayoría de las variables se obtuvo un tamaño del efecto moderado ($r = 0,3-0,49$) con excepción de la FIVM de la pierna no dominante, la fuerza isométrica en $t = 3$ segundos de la pierna no dominante y la fuerza isométrica en $t = 4$ segundos de la pierna no dominante, dónde fue grande ($r \geq 0,5$) (Tabla 46, Gráficos 71 y 72).

Tabla 46. Comparación de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM), con 30° de flexión de rodilla, de los músculos extensores de rodilla (Q) y la fuerza en distintos momentos de medición(t) con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
FIVM Q/IMC	D	6,50 (5,17–7,12)	7,50 (6,43–8,68)	0,002*	0,44
	ND	5,78 (5,12–6,74)	7,47 (6,55–8,52)	<0,001*	0,56
Fuerza Q/IMC t = 1 s	D	5,54 (4,45–6,15)	6,25 (5,82–7,44)	0,001*	0,46
	ND	5,08 (4,48–5,93)	5,98 (5,31–6,68)	<0,001*	0,46
Fuerza Q/IMC t = 2 s	D	6,01 (4,98–6,60)	6,72 (6,10–7,94)	0,003*	0,42
	ND	5,24 (4,89–6,28)	6,34 (5,77–7,34)	0,001*	0,45
Fuerza Q/IMC t = 3 s	D	6,02 (4,88–6,41)	6,85 (6,05–8,10)	0,007*	0,38
	ND	5,55 (4,82–6,27)	6,83 (6,03–7,91)	<0,001*	0,53
Fuerza Q/IMC t = 4 s	D	6,06 (4,98–6,62)	6,79 (6,08–8,04)	0,003*	0,41
	ND	5,62 (4,53–6,51)	7,05 (6,12–7,68)	<0,001*	0,51
Fuerza Q/IMC t = 5 s	D	6,07 (4,69–6,93)	6,85 (6,15–7,74)	0,004*	0,4
	ND	5,49 (4,29–6,74)	6,84 (5,96–7,81)	<0,001*	0,46
Fuerza Q/IMC t = 6 s	D	5,96 (4,72–6,63)	6,88 (5,97–8,01)	0,004*	0,41
	ND	5,35 (4,64–6,21)	6,68 (5,81–7,75)	0,001*	0,46

Fuente: Elaboración propia.

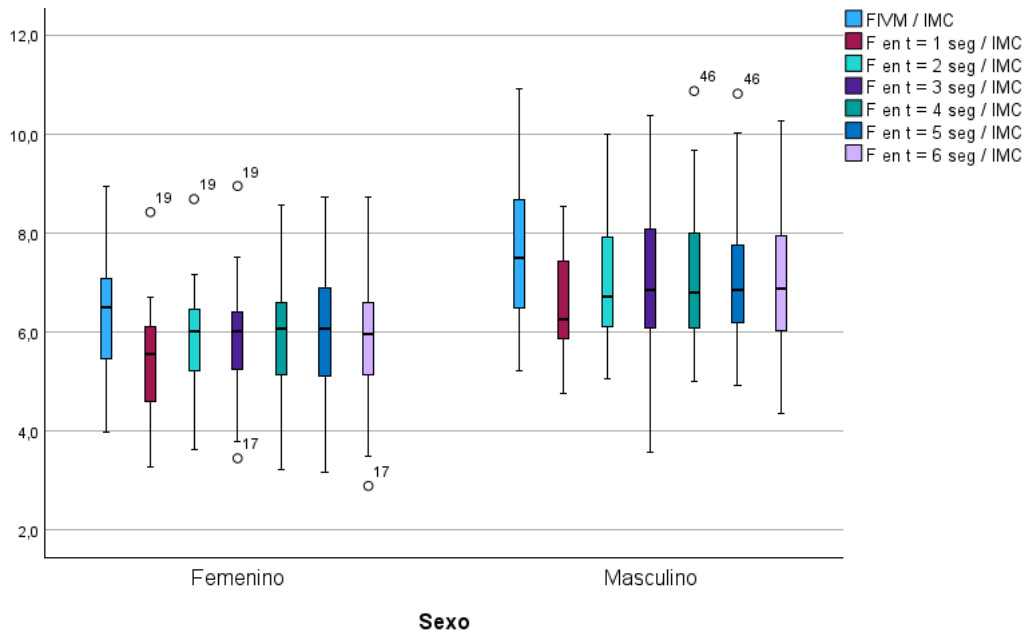


Gráfico 71. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

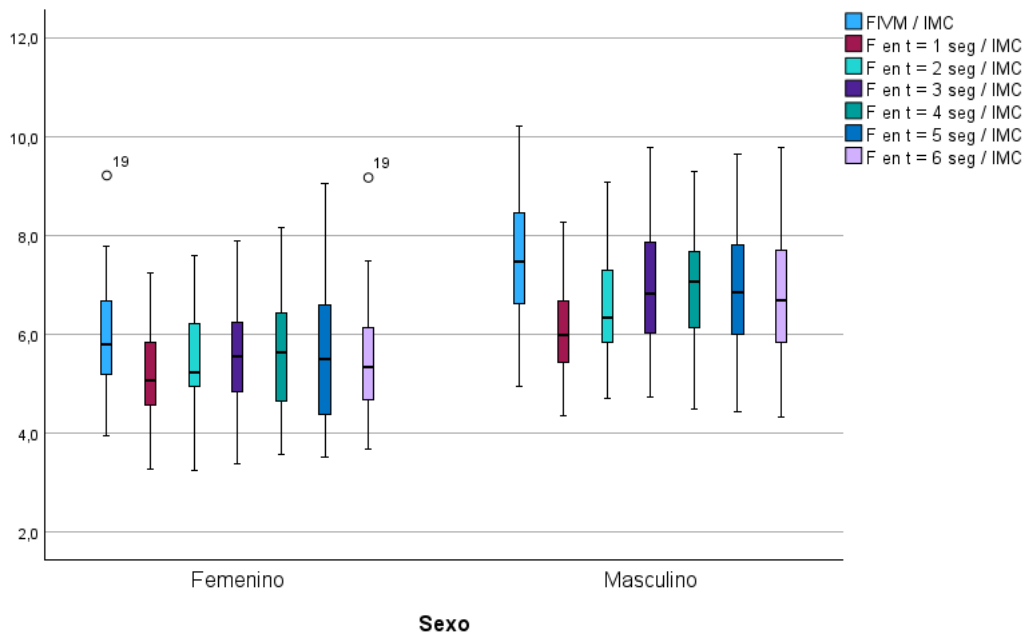


Gráfico 72. Diagrama de cajas y bigotes de la fuerza isométrica voluntaria máxima (FIVM) y la evolución de la fuerza isométrica extensora de rodilla con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.16. Ratios H/Q de fuerza isométrica

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las ratios de fuerza H/Q medidas, con excepción de las ratios H/Q en t = 5 segundos de la pierna dominante (p = 0,029) que fue mayor en deportistas masculinos con un tamaño del efecto moderado (r = 0,31) (Tabla 47, Gráficos 73 y 74).

Tabla 47. Comparación de la ratio H/Q convencional (conv.) y las ratios H/Q en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
Ratio H/Q conv.	D	0,66 (0,58–0,76)	0,74 (0,64–0,82)	0,1	0,23
	ND	0,62 (0,55–0,75)	0,66 (0,60–0,81)	0,316	0,14
Ratio H/Q t = 1 s	D	0,72 (0,64–0,83)	0,74 (0,62–0,81)	0,955	0,01
	ND	0,65 (0,60–0,76)	0,71 (0,60–0,84)	0,256	0,16
Ratio H/Q t = 2 s	D	0,67 (0,61–0,76)	0,73 (0,64–0,84)	0,088	0,24
	ND	0,64 (0,57–0,76)	0,70 (0,59–0,81)	0,241	0,16
Ratio H/Q t = 3 s	D	0,66 (0,56–0,74)	0,75 (0,60–0,84)	0,104	0,23
	ND	0,61 (0,55–0,72)	0,65 (0,53–0,79)	0,405	0,12
Ratio H/Q t = 4 s	D	0,62 (0,57–0,74)	0,72 (0,62–0,80)	0,096	0,23
	ND	0,59 (0,52–0,72)	0,67 (0,55–0,78)	0,191	0,18
Ratio H/Q t = 5 s	D	0,63 (0,56–0,69)	0,73 (0,58–0,82)	0,029*	0,31
	ND	0,62 (0,51–0,67)	0,66 (0,52–0,76)	0,161	0,2
Ratio H/Q t = 6 s	D	0,61 (0,54–0,69)	0,68 (0,56–0,77)	0,085	0,24
	ND	0,57 (0,52–0,69)	0,66 (0,57–0,75)	0,066	0,26

Fuente: Elaboración propia.

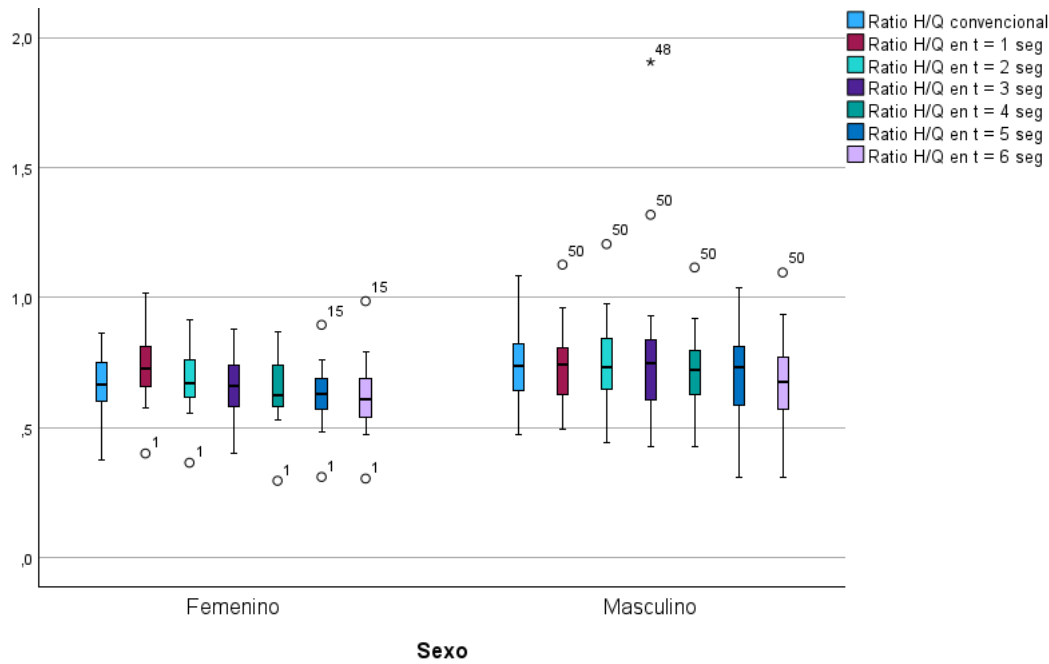


Gráfico 73. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isométrica H/Q con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

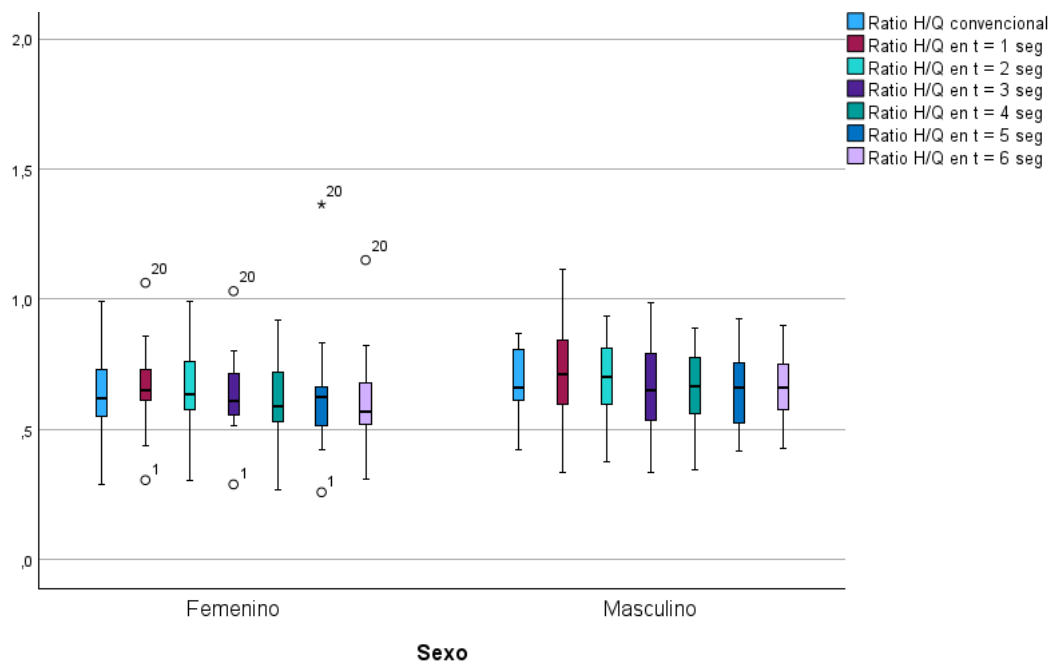


Gráfico 74. Diagrama de cajas y bigotes de la ratio H/Q convencional y la evolución de la ratio isométrica H/Q con 30° de flexión de rodilla en la pierna no dominante en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.17. Tasa de desarrollo de fuerza (RFD)

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de tasa de desarrollo de fuerza medidas, siendo en todos los casos más elevadas en los deportistas masculinos. El tamaño del efecto fue pequeño en las variables RFD de isquiotibiales de la pierna dominante en $t = 0,2$ segundos y $t = 0,4$ segundos ($r = 0,28$ y $0,29$ respectivamente), grande en la RFD de cuádriceps de la pierna no dominante en $t = 0,2$ segundos ($r = 0,51$) y moderado en el resto de las variables ($r = 0,3-0,49$) Tabla 48, Gráficos 75 y 76).

Tabla 48. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
RFD H $t = 0,2$ s	D	157,5 (132,5–206,3)	190,0 (152,5–247,5)	0,046*	0,28
	ND	140,0 (110,0–165,0)	190,0 (136,3–233,8)	0,005*	0,4
RFD H $t = 0,4$ s	D	150,0 (116,9–188,1)	176,3 (148,1–237,5)	0,04*	0,29
	ND	137,5 (96,9–160,6)	176,3 (130,6–218,1)	0,014*	0,35
RFD Q $t = 0,2$ s	D	240,0 (195,0–270,0)	275,0 (256,3–352,5)	0,005*	0,4
	ND	220,0 (193,8–270,0)	282,5 (251,3–340,0)	<0,001*	0,51
RFD Q $t = 0,4$ s	D	251,3 (203,1–278,1)	292,5 (235,6–314,4)	0,027*	0,31
	ND	220,0 (194,4–241,9)	267,5 (232,5–317,5)	0,001*	0,45

Fuente: Elaboración propia.

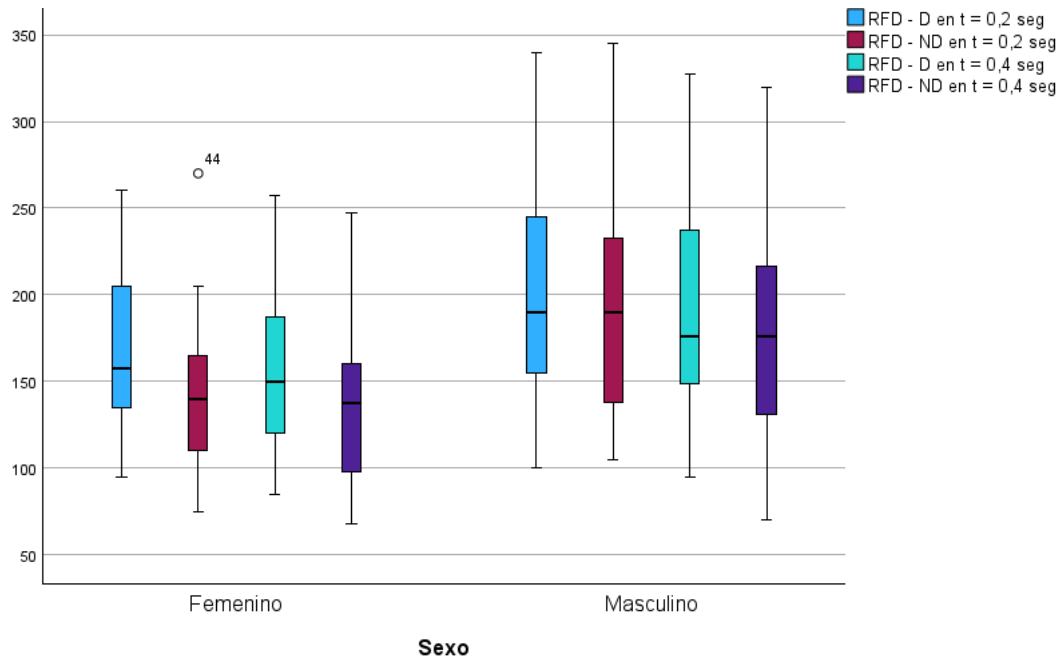


Gráfico 75. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

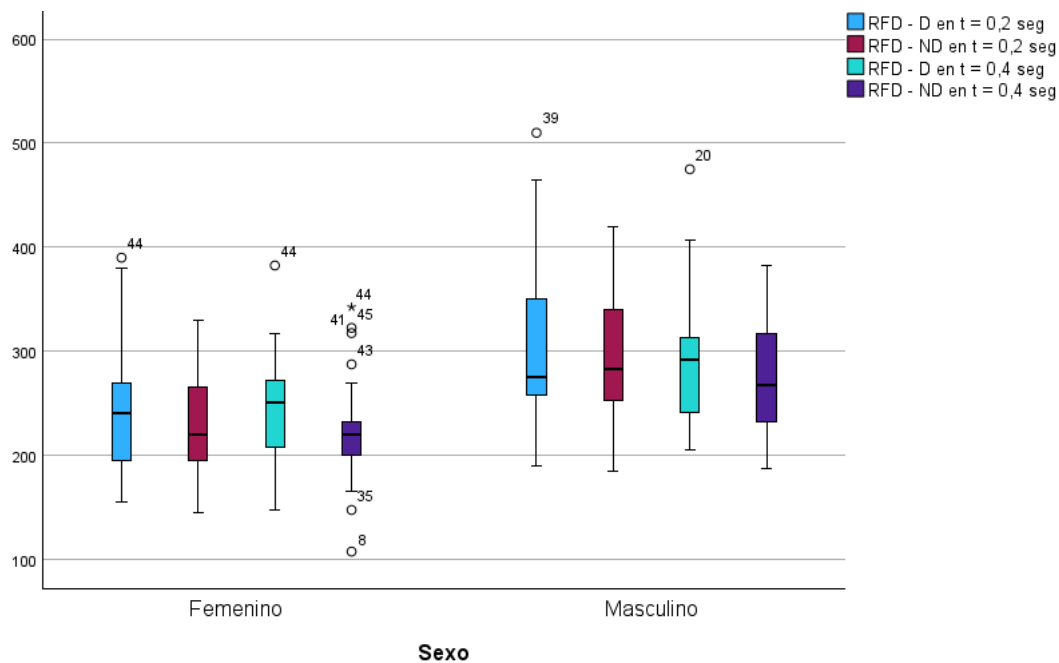


Gráfico 76. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.18. Tasa de desarrollo de fuerza (RFD) con relación al peso y al índice de masa corporal

Cada una de las fuerzas evaluadas fue normalizada respecto al peso corporal de los deportistas, obteniéndose así las variables de fuerza relativa (RFD/peso), con el objetivo de estandarizar los datos según las características antropométricas individuales, se hizo lo mismo con el índice de masa corporal, obteniendo las variables de fuerza relativa (RFD/IMC).

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de tasa de desarrollo de fuerza medidas en la pierna no dominante, siendo en todos los casos más elevadas en los deportistas masculinos. El tamaño del efecto fue moderado ($r = 0,3-0,49$) en todos los casos. En la pierna dominante se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables RFD de cuádriceps en $t = 0,2$ segundos ($p = 0,045$) con un tamaño del efecto pequeño ($r = 0,28$) (Tabla 49, Gráficos 77 y 78).

Tabla 49. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla con relación al peso corporal en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
RFD H/peso t = 0,2 s	D	2,56 (2,05–3,14)	2,81 (2,22–3,27)	0,282	0,15
	ND	2,09 (1,89–2,60)	2,62 (2,24–3,22)	0,01*	0,36
RFD H/peso t = 0,4 s	D	2,41 (1,90–2,82)	2,60 (2,33–3,29)	0,148	0,21
	ND	2,18 (1,58–2,46)	2,42 (2,08–2,78)	0,037*	0,3
RFD Q/peso t = 0,2 s	D	3,79 (3,19–4,45)	4,37 (3,77–5,41)	0,045*	0,28
	ND	3,47 (3,15–4,03)	4,23 (3,89–4,80)	0,002*	0,44
RFD Q/peso t = 0,4 s	D	3,86 (3,26–4,53)	4,33 (3,82–4,84)	0,089	0,24
	ND	3,48 (3,10–3,93)	3,95 (3,73–4,43)	0,007*	0,38

Fuente: Elaboración propia.

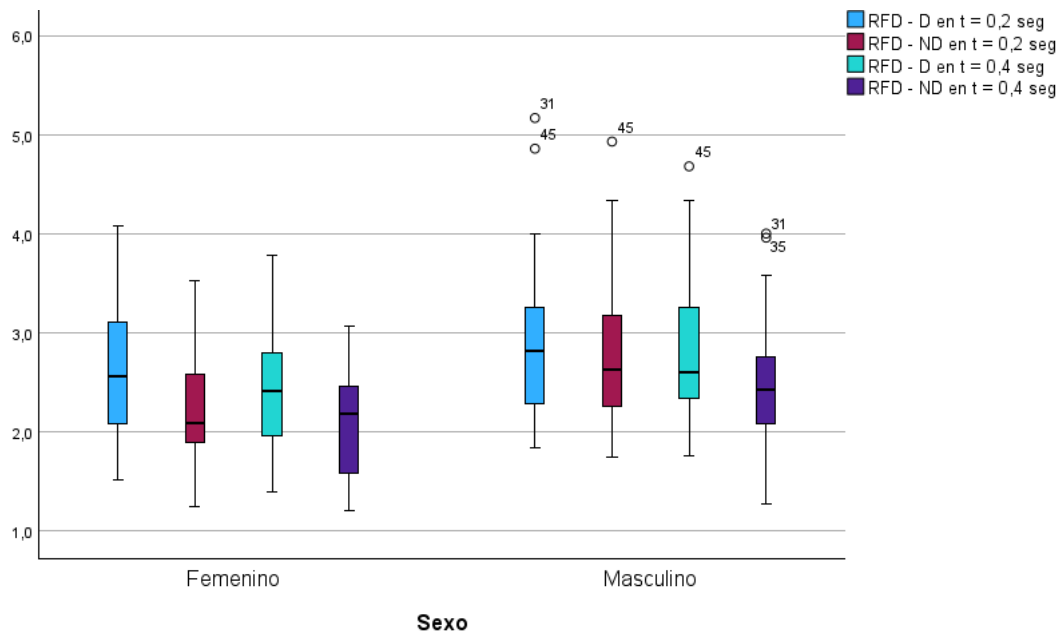


Gráfico 77. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

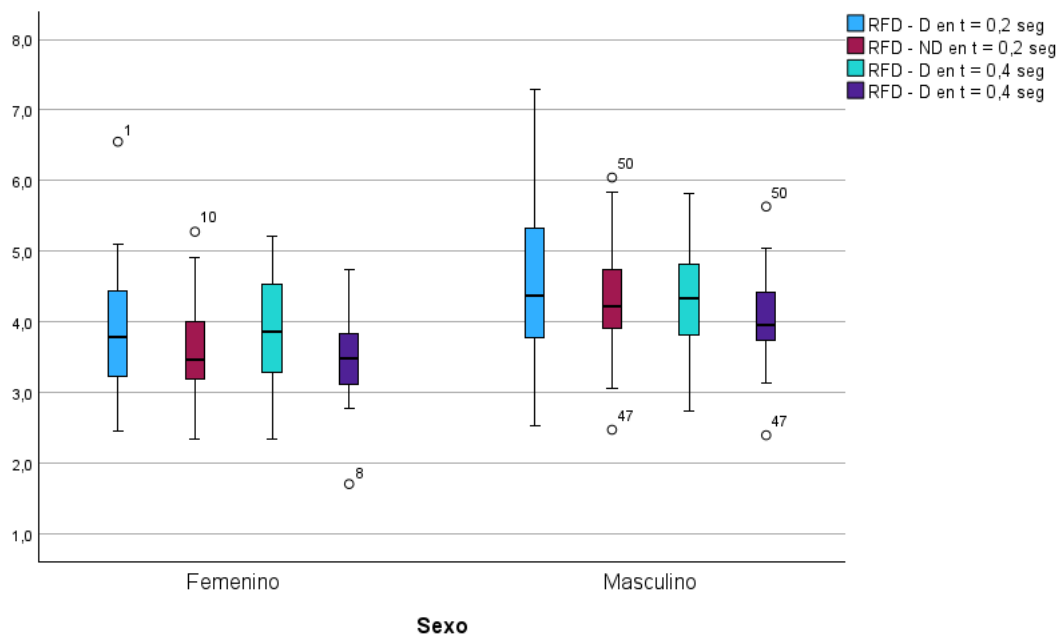


Gráfico 78. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al peso corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

En la prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) en todas las variables de tasa de desarrollo de fuerza medidas, siendo en todos los casos más elevadas en los deportistas masculinos. El tamaño del efecto fue grande ($r \geq 0,5$) en la mayoría de los casos, excepto en las variables RFD de isquiotibiales de la pierna dominante en $t = 0,2$ segundos y $t = 0,4$ segundos que fue moderado ($r = 0,37$ y $0,38$ respectivamente (Tabla 50, Gráficos 79 y 80).

Tabla 50. Comparación de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en distintos momentos de medición (t) en prueba isométrica con 30° de flexión de rodilla en musculatura flexora (H) y extensora (Q) de rodilla con relación al índice de masa corporal (IMC) en ambas piernas [dominante (D) y no dominante (ND)] entre los grupos de estudio. Datos expresados en mediada (Q1–Q3).

Variable	Pierna	Jugadoras femeninas	Jugadores masculinos	p-Valor	Tamaño del efecto (r)
RFD H/IMC	D	7,50 (5,91–8,98)	9,04 (7,88–11,80)	0,09*	0,37
t = 0,2 s	ND	6,51 (5,37–7,98)	9,11 (7,38–10,28)	<0,001*	0,56
RFD H/IMC	D	7,10 (5,49–8,73)	8,67 (7,40–10,82)	0,007*	0,38
t = 0,4 s	ND	6,69 (4,59–7,58)	8,30 (6,98–9,26)	<0,001*	0,5
RFD Q/IMC	D	10,84 (9,43–13,06)	14,85 (11,58–17,35)	<0,001*	0,5
t = 0,2 s	ND	10,36 (9,09–12,01)	14,45 (12,52–16,25)	<0,001*	0,65
RFD Q/IMC	D	11,79 (9,70–13,10)	14,12 (12,41–16,21)	<0,001*	0,51
t = 0,4 s	ND	10,22 (8,95–11,62)	13,25 (11,97–14,99)	<0,001*	0,58

Fuente: Elaboración propia.

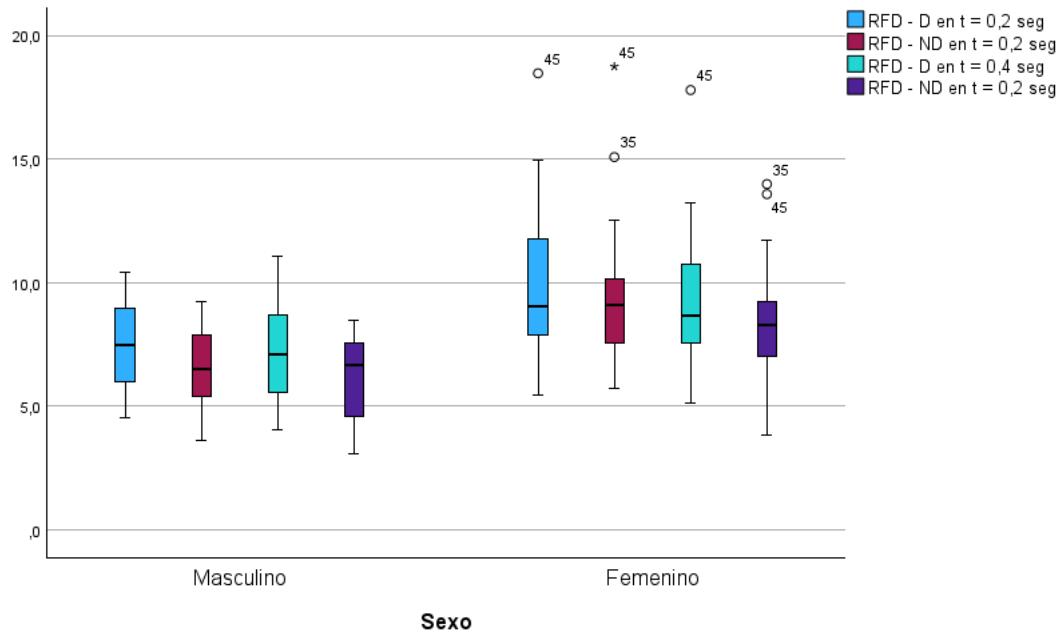


Gráfico 79. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) flexora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

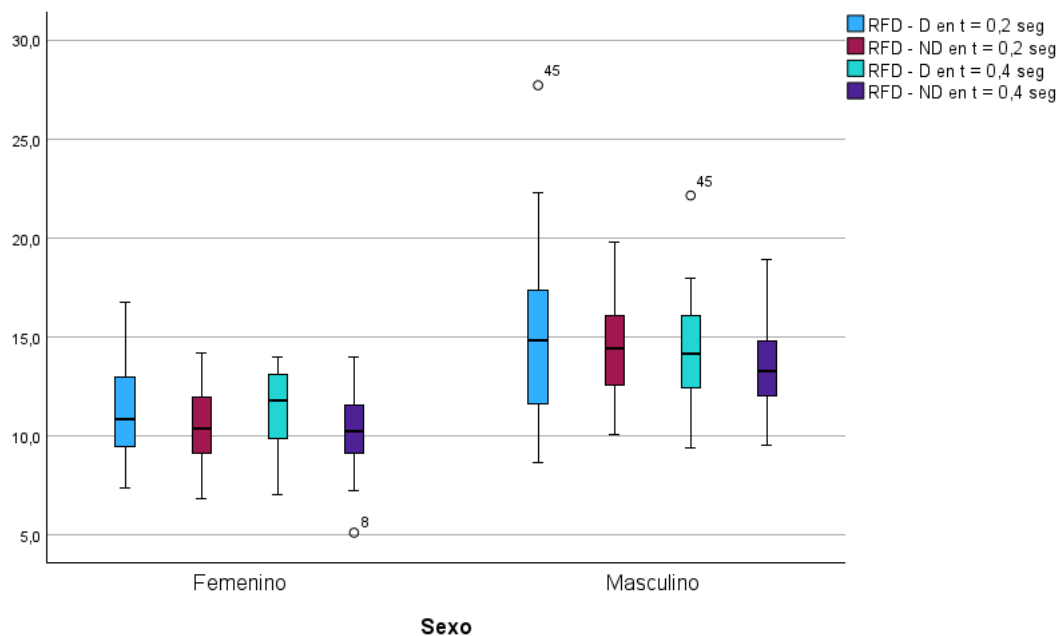


Gráfico 80. Diagrama de cajas y bigotes de la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) extensora isométrica con 30° de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal en la pierna dominante (D) y en la no dominante (ND) en distintos momentos de medición (t) de los participantes de estudio según sexo.

Fuente: Elaboración propia.

Por último, a modo de resumen, en la tabla 51 se presentan los resultados del estudio categorizados según su condición: variables de fuerza flexora, variables de fuerza extensora y variables de ratio H/Q. En ella se observa que se encontraron diferencias significativas entre sexos en el 91% de las variables de fuerza flexora analizadas, en el 56% de las variables de fuerza extensora y en el 65% de las ratios H/Q evaluadas.

Tabla 51. Resumen de los resultados de estudio.

Tipo de variable	Tipo de medición	N.º total de variables	N.º de variables significativas	%
Fuerza flexora	Isocinética	132	121	91,67
	Isométrica	54	48	88,89
	Ambas	186	169	90,86
Fuerza extensora	Isocinética	132	71	53,79
	Isométrica	54	34	62,96
	Ambas	186	105	56,45
Ratio H/Q	Isocinética	60	47	78,33
	Isométrica	14	1	7,14
	Ambas	74	48	64,86

Fuente: Elaboración propia.

NOTA ACLARATORIA: Las velocidades isocinéticas medidas son: 40°/s, 120°/s y 180°/s.

Los distintos ángulos de flexión de rodilla son: 10° de flexión de rodilla; 20° de flexión de rodilla; 30° de flexión de rodilla; 40° de flexión de rodilla; 50° de flexión de rodilla; 60° de flexión de rodilla.

Las distintas ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección de ligamento cruzado anterior se miden con un ángulo de flexión de flexo-extensión de rodilla de: 10° de flexión de rodilla; 20° de flexión de rodilla; 30° de flexión de rodilla.

Los distintos momentos de medición isométrica son: 1 segundo; 2 segundos; 3 segundos; 4 segundos; 5 segundos; 6 segundos.

Las distintas tasas de desarrollo de fuerza isométrica son: RFD en t = 0,2 segundos; RFD en t = 0,4 segundos.

Capítulo 5

Discusión

Capítulo 5

5.1. Discusión

Los resultados del presente estudio muestran que, en términos generales, las jugadoras de baloncesto femenino presentan valores de fuerza en la musculatura de la rodilla inferiores que sus compañeros masculinos. A partir del análisis de 446 variables de fuerza, se buscó identificar en que variables y grupos musculares se encontraban los mayores déficits y si estos pudieran estar relacionados con la aparición de lesiones de LCA.

Tal como se observa en el cuadro resumen del apartado de resultados, el 91% de las variables de fuerza asociadas a la musculatura isquiosural presentaron valores inferiores en las jugadoras femeninas respecto a los masculinos. Este porcentaje fue considerablemente menor en la fuerza extensora (56%) y en las ratios H/Q (65%).

Estos hallazgos ponen de manifiesto la necesidad de incidir en el entrenamiento la musculatura posterior del muslo en las deportistas femeninas, dado la magnitud del déficit observado y la posible relevancia clínica que este puede tener en la aparición de lesiones futuras.

A continuación, se discutirán de forma detallada los diferentes resultados obtenidos en el estudio.

En primer lugar, se estudiaron las variables antropométricas, peso, altura e IMC, habiendo sólo diferencias significativas en la altura, siendo mayor en hombres. Pérez-Mallada et al. (144) reportaron unos datos similares en su estudio realizado en jugadores junior de baloncesto. Sólo encontraron diferencias en la altura, no en el peso ni en el IMC. En él concluyen que tener valores del IMC diferentes implica generar distintas fuerzas para moverse.

Sin embargo, los resultados de nuestro estudio sugieren una tendencia a la existencia de diferencias entre grupos, siendo el IMC mayor en las deportistas femeninas y el peso menor que en los deportistas masculinos. Este dato del IMC mayor en las deportistas femeninas podría ser una de las causas de la mayor incidencia de lesiones de LCA con respecto a los deportistas masculinos ya que Pfeifer et al. (47) afirman que el IMC aumentado un factor de riesgo

independiente y Sameshina et al. (150) relacionan IMC elevados a mayores alteraciones a nivel de miembro inferior.

A su vez, los resultados de presente trabajo muestran que, a velocidades isocinéticas bajas ($40^{\circ}/s$), no existen diferencias significativas en el ángulo de producción de fuerza máxima extensora entre sexos, situándose alrededor de los 60° en ambos grupos. Esta angulación coincide con el punto de máxima tensión del HAM del LCA (15), por lo que los resultados muestran la importancia de tener una musculatura isquiosural fuerte, que contrarreste la deformación producida por el cuádriceps en el LCA (7). Kannus et al. (151) tampoco encontraron diferencias en el ángulo de fuerza máxima extensor entre hombres y mujeres.

Con relación a la fuerza flexora, en la pierna no dominante se ha encontrado, de manera significativa, que las mujeres alcanzan su pico de fuerza máxima con una mayor angulación de rodilla (43° frente a 36° en los hombres). Kannus et al. (151) también reportaron diferencias entre sexos, aunque con valores ligeramente distintos a los de nuestro estudio (37° en mujeres frente a 33° en hombres). Dichas diferencias podrían deberse al tipo de muestra, ya que su población la conformaban individuos sanos físicamente activos. Además, sólo se evaluaba de manera aleatoria una pierna en cada sujeto sin tener en cuenta la dominancia de los miembros.

Las diferencias encontradas en la pierna no dominante en el presente estudio podrían deberse a que, al ser el baloncesto un deporte asimétrico, el apoyo y la propulsión en los saltos en las entradas a canasta con la mano dominante se realizan en la pierna no dominante (152) lo que hace que haya un refuerzo deportivo de fuerza en esta extremidad.

A velocidades medias ($120^{\circ}/s$) se observaron diferencias significativas en los ángulos de fuerza máxima entre hombres y mujeres. En las deportistas femeninas, los ángulos fueron mayores en la fuerza flexora (44° frente a 36° en la pierna dominante y 41° frente a 31° en la no dominante) y menores en la fuerza extensora (50° frente a 56° en la pierna dominante y 51° frente a 58° en la no dominante). Los resultados obtenidos son similares a los reportados por Small et al. (130) en jugadores de fútbol semiprofesionales masculinos, especialmente en el ángulo de fuerza máxima extensora de la pierna dominante (55°). Sin

embargo, difieren en cuanto a la fuerza flexora (43°), lo que podría atribuirse al tipo de deporte practicado, dado que cada disciplina presenta patrones de movimientos específicos que pueden influir en la activación muscular y en la posición articular en la que la musculatura genera los valores máximos de fuerza.

Por último, a velocidades isocinéticas altas ($180^\circ/s$), no se observaron diferencias significativas entre grupos en el ángulo de pico de fuerza máxima extensora ($\approx 50^\circ$) en el presente estudio. Sin embargo, al igual que en las velocidades bajas, las mujeres mostraron unos ángulos de fuerza flexora mayores en la pierna no dominante (44° frente a 39° en los hombres). Estos resultados son consistentes con los hallazgos de Kannus et al. (151), quienes tampoco encontraron diferencias en la extensión, aunque con valores ligeramente inferiores a los obtenidos en nuestro estudio ($\approx 43^\circ$), pero sí en la flexión entre sexos, con valores muy similares a los de nuestra investigación (44° en mujeres y 40° en hombres).

Teniendo en cuenta que las lesiones sin contacto del LCA se suelen producir con una angulación de rodilla comprendida entre 15° y 27° de flexión (25), la mayor angulación a la hora de producir el pico de fuerza máxima flexora observada en las mujeres, con un componente de flexión de rodilla mayor, podría ayudar a explicar la mayor incidencia de lesiones de LCA en las deportistas femeninas respecto a los deportistas masculinos.

Con relación a las variables de fuerza medidas, los resultados del presente estudio evidencian que las jugadoras de baloncesto de categorías cadete y junior presentan valores significativamente menores de fuerza flexora concéntrica en todas las velocidades analizadas en comparación con sus homónimos masculinos. A velocidades bajas se observó un déficit en la fuerza máxima del 23% en la pierna dominante y del 24% en la no dominante, junto con disminuciones adicionales de entre el 15% y el 30% en las variables de fuerza registradas en ángulos específicos de flexión de rodilla. A velocidades medias, dichas diferencias se acentuaron alcanzando déficits en la fuerza máxima del 32% en la pierna dominante y del 24% en la no dominante, con disminuciones de entre el 21% y el 33% en los datos de fuerza angulares específicos. Por último, a velocidades altas las diferencias fueron aún más marcadas, con pérdidas de la fuerza máxima del 39% en la pierna dominante y del 32% en la

no dominante, así como déficits de entre el 26% y el 44% en la fuerza de ángulos específicos de flexión de rodilla. Pic Aguilar et al. (153) concluyen en su estudio que las jugadoras de baloncesto tienen un juego menos explosivo y dinámico que los hombres. Esto podría dar explicación al aumento de las diferencias de fuerza entre sexos a medida que se aumenta la velocidad de la prueba.

Los hallazgos de nuestro estudio concuerdan con los reportados por van Melick et al. (79) y Pérez-Mallada et al. (144), respaldando las diferencias de fuerza flexora de rodilla entre sexos. Por un lado, van Melick et al. (79) encontraron diferencias aún más notables entre jugadores de baloncesto profesionales masculinos y femeninos en la fuerza máxima flexora de rodilla a 60°/s (36% inferior en mujeres) y a 180°/s (49% inferior en mujeres), lo que al relacionarlo con los resultados de nuestro estudio podría indicar que dichas diferencias de fuerza aumentan aún más con el paso de los años y el nivel deportivo. Por otro lado, Pérez-Mallada et al. (144), encontraron diferencias significativas entre sexos en jugadores de baloncesto de categoría junior. A velocidades bajas las deportistas femeninas tenían un déficit de fuerza flexora máxima, respecto a los hombres, del 10% en la pierna derecha y del 11% en la izquierda, a velocidades medias del 17% en la pierna derecha y del 14% en la izquierda y a velocidades altas del 15% en la pierna derecha y del 10% en la izquierda. A su vez, Nagai et al. (82) midieron en su estudio la fuerza isocinética a 240°/s en jugadores de baloncesto de categorías inferiores, encontrando que a los 16 años las mujeres tenían un déficit de flexores de rodilla respecto a los hombres del 21% en la pierna derecha y del 31% en la izquierda. Dichas diferencias a los 18 años eran del 35% en la pierna derecha y del 30% en la izquierda.

A pesar de encontrar diferencias significativas entre sexos, los porcentajes en las deficiencias de fuerza en mujeres varían entre estudios, lo que sugiere que dichas diferencias podrían aumentar o disminuir en función de la categoría y el nivel competitivo de los deportistas. Por ejemplo, las jugadoras de baloncesto femeninas profesionales generan a bajas velocidades mayor fuerza en extensión y flexión de rodilla que jugadoras no profesionales de ligas universitarias (79,84). Esto refuerza la importancia de realizar trabajo específico de flexores de rodilla especialmente en mujeres con un bajo nivel competitivo.

Por otro lado, el grosor de LCA (menor en mujeres) y la laxitud articular (mayor en mujeres) pueden ser factores de riesgo para sufrir lesión (12). Una mayor laxitud articular puede contribuir negativamente en la estabilidad de la rodilla, ya que el LCA es uno de los mayores estabilizadores pasivos de la articulación. El 28% de las niñas púberes tienen hiperextensión de rodilla, frente al 10% que representan los niños en la misma etapa (41). Para contrarrestar la inestabilidad de rodilla causada por la laxitud aumentada, serían necesarios unos valores de fuerza más elevados, los cuales no sólo no se alcanzan, sino que son inferiores, lo que podría aumentar el riesgo de lesión en las mujeres deportistas.

Esto puede ser uno de los puntos clave en cuanto a la mayor incidencia lesional en deportistas femeninas en comparación con los masculinos (34), ya que una disminución de fuerza en la musculatura flexora de rodilla se relaciona con el desarrollo de la lesión de LCA (53) al aumentar la translación anterior de la tibia, aumentando así la fuerza soportada por el LCA (34). A su vez, es conveniente destacar que tanto van Melick et al. (79) como Pérez-Mallada et al. (144) sólo analizaron las diferencias de fuerza máxima, ninguno de ellos analizó las fuerzas en ángulos específicos de rodilla. No se ha encontrado en la literatura ningún estudio que compare fuerzas en ángulos específicos de rodilla, por lo que los datos de nuestro estudio además de confirmar las diferencias en la fuerza máxima aportan mayor solidez a la hora de afirmar diferencias de fuerza flexora entre sexos, incluso en los ángulos de rodilla más críticos en donde el LCA está más expuesto a sufrir lesión.

En cuanto a la fuerza extensora de rodilla, en el presente estudio no se encontraron diferencias significativas entre sexos en ninguna de las variables de fuerza evaluadas a bajas velocidades. A su vez, a velocidades medias sí se hallaron diferencias significativas entre grupos, observando déficits relevantes en las mujeres en los valores de fuerza máxima del 13% en la pierna dominante y del 23% en la no dominante, y déficits en torno al 20% en los valores de fuerza con la rodilla a 50° y 60° de flexión, pero no en los datos de fuerza en valores cercanos a extensión, lo que podría indicar debilidad en los últimos grados de extensión en jugadores masculinos. A velocidades altas también se registraron diferencias significativas en la fuerza máxima, con déficits de fuerza máxima en las mujeres del 17% en la dominante y del 21% en la no dominante, así como

pérdidas adicionales de fuerza de entre el 10% y el 23% en cada uno de los ángulos específicos medidos.

En contraposición, van Melick et al. (79) encontraron diferencias entre jugadores de baloncesto profesionales masculinos y femeninos aún más notables en la fuerza máxima extensora de rodilla a velocidades bajas ($60^\circ/s$) (36% inferior en mujeres). A velocidades altas, $180^\circ/s$, encontraron mayor diferencia que en nuestro estudio (37% inferior en mujeres). Al relacionarlo con los resultados de nuestro estudio, se puede inferir que dichas diferencias en la fuerza extensora se hacen notables en edades más avanzadas que en las de las categorías cadete y junior. A su vez, Pérez-Mallada et al. (144), encontraron, en un grupo poblacional muy similar al de nuestro estudio, diferencias entre sexos en la fuerza de extensores de rodilla a bajas velocidades, siendo un 25% inferior en mujeres en la pierna derecha y un 20% en la izquierda. Esta discrepancia respecto a nuestros resultados podría deberse, por un lado, al nivel deportivo, variable no contemplada en los estudios, y por otro, a que en el estudio de Pérez-Mallada et al. (144) se midieron las fuerzas en piernas derecha e izquierda sin considerar la dominancia.

Si tenemos en cuenta la edad, los atletas juniors de menor edad son capaces de generar un 24% de fuerza en la musculatura cuadricepsal y un 37% menos de fuerza en la musculatura isquiosural que los seniors (79). Además, en los deportistas se aprecia un mayor incremento en la fuerza cuadricepsal que en la fuerza de la musculatura isquiosural desde los 13 años hasta la etapa profesional (del 130% y del 89% respectivamente) (81). Las diferencias de fuerza entre sexos encontradas en el presente estudio, más pronunciadas en los flexores, en comparación con los extensores de rodilla, podrían deberse a que los isquiotibiales reciben menos estimulación durante los movimientos habituales del baloncesto, mientras que los cuádriceps se activan de forma constante en saltos y desplazamientos, reduciendo la brecha de fuerza entre sexos.

Por otro lado, el pico de crecimiento máximo se produce durante la pubertad en torno a los 12 años en las chicas y a los 14 años en los chicos. A su vez, hasta los 18 años las mujeres aumentan el peso corporal en torno a los 5 kg anuales. Estos cambios producen un aumento del momento de inercia sobre los miembros inferiores de hasta 10 veces mayor entre niños de 6 y 14 años, que

debe correlacionarse con un aumento de fuerza de la musculatura correspondiente. Si estas dos variables no van de la mano, el riesgo de sufrir lesión de LCA puede aumentar (41). Por tanto, los déficits de fuerza encontrados en el presente estudio en las deportistas femeninas podrían ser uno de los factores que explicaría la mayor prevalencia de lesiones de LCA en mujeres. Por ello, es importante remarcar la necesidad de trabajar la fuerza de la musculatura posterior del muslo en las deportistas femeninas.

Sin embargo, las diferencias halladas en los datos de fuerza pueden deberse, en parte, a diferencias en el tamaño corporal (masa, estatura e IMC) entre sexos, ya que las jugadoras de baloncesto femenino, en nuestra muestra, presentan una estatura significativamente menor y tienen una tendencia a pesar menos y a tener un IMC más alto. No se han encontrado valores normalizados de estas variables en deportistas de etapa cadete y junior.

Al relativizar la fuerza con respecto al peso corporal, las diferencias son parecidas, aunque con un tamaño del efecto mayor en algún caso. Pero es cuando se relativiza con el IMC, cuando se observan mayores diferencias entre sexos, como es el caso de la fuerza extensora de rodilla a 40°/s, en el que en valores de fuerza absolutas no se encuentran diferencias en ninguna de las variables medidas, pero al hacerlo con el IMC aparecen diferencias en los datos de fuerza máxima y en ángulos determinados de flexión de rodilla. Por lo que relativizar las variables de fuerza en función del IMC nos podrían dar un detalle más preciso de las capacidades físicas del deportista.

Thompson et al. (84) midieron la fuerza de flexoextensores de rodilla en jugadoras femeninas de baloncesto y gimnasia y observaron diferencias significativas en la fuerza absoluta, pero al relativizar por masa corporal no se hallaron diferencias en los extensores de rodilla. Como conclusión a su estudio afirman la necesidad de reportar variables de fuerza relativa además de la fuerza absoluta, como medio para proporcionar un perfil más completo de las capacidades de fuerza en deportistas universitarios.

En el estudio de van Melick et al. (79) midieron la fuerza con relación al peso corporal del deportista encontrando diferencias significativas entre sexos. A velocidades bajas las jugadoras de baloncesto femeninas reportaron unos valores un 27% inferiores, en comparación con los masculinos, en la fuerza

relativa isquiotibiales, diferencia que aumentaba a un 38% a velocidades altas. Resultados muy similares a los de nuestro estudio, en el que los déficits en las mujeres fueron de un 14% en la pierna dominante y un 10% en la no dominante a velocidades bajas, y aumentaban a un 30% y un 20% respectivamente.

Con relación a lo anterior, Hannon et al. (83) no encontraron diferencias entre deportistas femeninas de 14 y 18 años al relativizar la fuerza de la musculatura de la rodilla con la masa corporal, lo que podría indicar que la fuerza crece de manera gradual al peso del deportista.

Por todo ello, se puede concluir que ajustar las variables de fuerza en función de características antropométricas puede ayudar a revelar déficits de fuerza ocultos, como se observó en el presente estudio, o a eliminar diferencias causadas por el tamaño corporal como en el estudio de Thompson et al. (84).

Por otro lado, en el presente estudio se observó que las ratios H/Q también fueron inferiores en las jugadoras femeninas en comparación con los deportistas masculinos. A bajas velocidades, presentaron valores significativamente menores de entre un 14% y un 22% en las ratios H/Q convencionales y las ratios en ángulos específicos de flexión de rodilla, especialmente en la pierna dominante. Estos déficits se mantenían a velocidades medias y altas, e incluso aumentaban en angulaciones cercanas a la extensión, angulación crítica para la lesión de LCA, alcanzando disminuciones de hasta un 35% en comparación con los hombres.

Pérez-Mallada et al. (144), al contrario que nosotros, no encontraron diferencias entre sexos de jugadores de baloncesto junior en las ratios de fuerza convencionales H/Q ni a bajas, ni a medias ni a altas velocidades, al igual que Nagai et al. (82) que tampoco encontraron diferencias a velocidades altas (240°/s) entre sexos en jugadores de baloncesto de 15 a 18 años en ninguna de las edades. Las diferencias con nuestro estudio pueden deberse al nivel de entrenamiento, el cual no está especificado en ninguno de los estudios y podría influir en esta variable.

Las variables de ratio de protección de LCA, medidas en el estudio, tienen en cuenta la relación de fuerza flexora en ángulos críticos de lesión con la fuerza máxima extensora, relación sobre la que no se ha encontrado ningún estudio en

la bibliografía, por lo que no pueden discutirse los resultados. Sin embargo, ante las diferencias que existen entre sexos, siendo menores los valores de las ratios en las mujeres en todos los casos, se podría inferir que esta relación de fuerzas se configuraría como otro factor de riesgo aislado para desencadenar lesión de LCA.

Para la predicción y prevención de lesiones de LCA se ha comprobado que aquellos deportistas con una ratio H/Q convencional medida a 60°/s menor a 0,6 tienen mayor riesgo de sufrir lesión de LCA (86). Al relacionar estos valores con los datos del presente estudio, se observa que las ratios de fuerza en mujeres a 40°/s y 180°/s están por debajo de ese valor de referencia, lo que puede indicar un factor de riesgo de lesión. No es así en el caso de los hombres que mostraron valores superiores y por tanto presentan un valor protector para la lesión de LCA.

Además, por cada déficit del 10% en la ratio H/Q por debajo del punto de corte se incrementa el riesgo de volver a sufrir lesión de LCA en 10,6 veces en deportistas que hayan sufrido la lesión (100), por lo que es imprescindible realizar una correcta y amplia valoración de la fuerza de los deportistas con el fin de identificar déficits musculares antes de que se produzca la lesión.

Sin embargo, otros autores afirman que no es posible predecir lesiones de LCA con datos de ratios H/Q convencionales (87), a pesar de ser una de las variables más usadas para evaluar riesgos de lesión (20), debido a que no tiene en cuenta el ángulo donde se produce el pico de fuerza máxima. Está descrito que el pico de fuerza máxima de los extensores de rodilla se produce con un ángulo cercano a los 60°-70° de flexión de rodilla y el pico de fuerza máximo de los flexores se produce en torno a los 30°-40° (87). Por ello, medir ratios de fuerza en ángulos específicos cercanos a la extensión de rodilla puede tener un mayor índice de predicción que la ratio convencional, ya que la gran mayoría de las lesiones de LCA se producen con la rodilla cerca de la extensión completa (88).

En uno de los estudios publicados por nuestro grupo de investigación, el cual se indexa en el apartado de anexos dada la relación con la presente tesis (Anexo VI) (89), se evaluó cómo el ángulo de flexión en el que se posiciona la rodilla influye en la ratio H/Q de futbolistas. Las ratios en ángulos cercanos a la

extensión de rodilla, momento en el que se producen la mayoría de las lesiones de LCA, presentan valores superiores a los de la ratio convencional. Por ello, en dicho estudio se recomienda incorporar mediciones específicas de fuerza en distintos ángulos de flexión de rodilla para mejorar la predicción y prevención de lesiones de LCA. En el presente estudio, no se llevó a cabo un análisis inferencial de las diferencias entre las ratios, pero los resultados muestran de forma descriptiva una concordancia con lo descrito previamente. Las ratios obtenidas en angulaciones cercanas a la extensión de rodilla presentan valores superiores a los de las ratios convencionales. No obstante, dichos resultados son inferiores en las jugadoras femeninas en comparación con los jugadores masculinos. Por esta razón, se considera relevante estudiar la correlación entre estos valores con la incidencia de lesiones de LCA en futuras investigaciones, con el propósito de establecer puntos de corte que permitan identificar el riesgo de lesión y favorecer estrategias preventivas antes de su aparición.

Además, en otro de nuestros estudios que guarda relación con la presente tesis (Anexo VII) (90), en el que se analizaron 85 jugadores de baloncesto profesionales y junior de élite, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la ratio H/Q convencional ni entre categorías ni en la mayoría de las comparaciones por sexo. Sin embargo, sí se hallaron diferencias en la fuerza absoluta de los flexores de rodilla, siendo menor en las mujeres, por lo que se recomienda no sólo evaluar los valores de las ratios H/Q de manera aislada, sino también estudiar los datos de fuerza absoluta de flexores y extensores.

A su vez, Eustace et al. (117) indican que es recomendable evaluar la fuerza de rodilla desde los 20° de flexión hasta los 60° con el fin de obtener unos datos más sólidos en la evaluación del deportista y detectar posibles déficits de fuerza que no serían posibles mediante las mediciones convencionales.

Sousa et al. (154) afirman que es necesario considerar las ratios H/Q específicas del ángulo articular a lo largo del rango de movimiento para interpretar de manera más adecuada la estabilidad dinámica de la rodilla. En su estudio evaluaron de forma cualitativa las gráficas de fuerza isocinéticas en todo su rango de movimiento en jugadores de baloncesto de edad sub-15. Concluyen que dicho análisis proporciona de manera potencial un rango angular objetivo de

déficits a tener en cuenta tanto en la evaluación del rendimiento como en la detección médica, particularmente en jugadores jóvenes de baloncesto.

Otros autores han evaluado de manera global las gráficas de fuerza de rodilla mediante un análisis cualitativo para la detección de lesiones (155-157), identificando patrones alterados en dichas gráficas que se corresponden con alteraciones estructurales en la rodilla, tales como dolor patelofemoral o lesiones de LCA y de los meniscos. El patrón de valle se corresponde con dolor patelofemoral, lesión de LCA aislada o asociada a lesión meniscal; el patrón de caída con lesión de LCA aislada o asociada a lesión meniscal; y el patrón de sacudida con dolor patelofemoral, lesión aislada de menisco, lesión aislada de LCA o lesión de LCA asociada a lesión meniscal (Figura 22). Sin embargo, señalan que el valor predictivo de esta evaluación cualitativa es muy limitado. Por ello, recomiendan la incorporación de análisis cuantitativos específicos por ángulo en las pruebas isocinéticas, enfoque que ha sido considerado en el presente estudio.

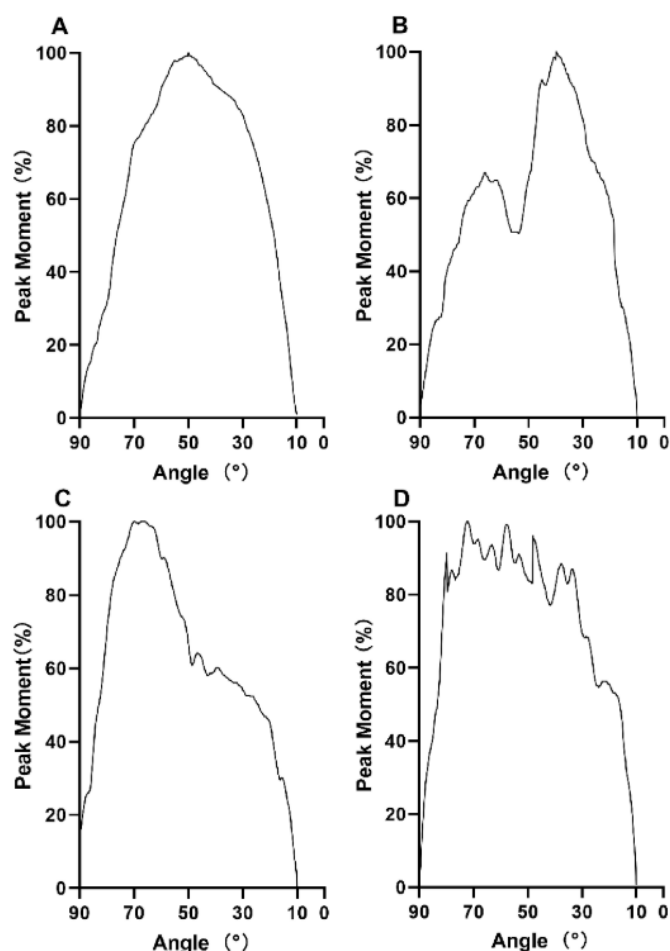


Figura 22. (A) Patrón “normal” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (B) Patrón “valle” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (C) Patrón “caída” de la curva isocinética de extensores de rodilla. (D) Patrón “sacudida” de la curva isocinética de extensores de rodilla.

Fuente: Imagen extraída del estudio de Zheng et al. (156).

A su vez, Baumgart et al. (158) evaluaron en su estudio la fuerza de la musculatura flexora y extensora de rodilla, así como la ratio H/Q, en pacientes operados de LCA. Los autores concluyen que las ratios H/Q convencionales difieren de las ratios en ángulos específicos. En ángulos cercanos a la extensión alcanzan valores cercanos a 1, que van disminuyendo a medida que se flexiona la rodilla, resultados muy similares a los obtenidos en nuestro estudio. Concluyen que este análisis permite identificar déficits de fuerza que no son detectados por la evaluación basada únicamente de torques máximos. Read et al. (159) también midieron las ratios de fuerza en ángulos específicos de flexión de rodilla en futbolistas operados de LCA. En su estudio se concluye que con dicho análisis

se detectan déficits de fuerza que no se hubieran detectado con las mediciones tradicionales de fuerza máxima y ratio H/Q.

También, Bittencourt et al. (108) afirman en su estudio que es necesario analizar el perfil completo del deportista y no factores de forma aislada para poder tener un mayor éxito en la predicción de lesiones.

Con relación a lo anterior, en muchas articulaciones las posiciones de inicio del movimiento son débiles dado que la dirección en la que el músculo genera la fuerza coincide con la longitud del hueso existiendo un brazo de momento pequeño. A medida que el rango articular se dirige hacia la mitad, el músculo es capaz de generar más fuerza al estar en mejor ventaja mecánica ya que aumenta su un brazo de momento (129), tal y como muestra la siguiente ilustración.

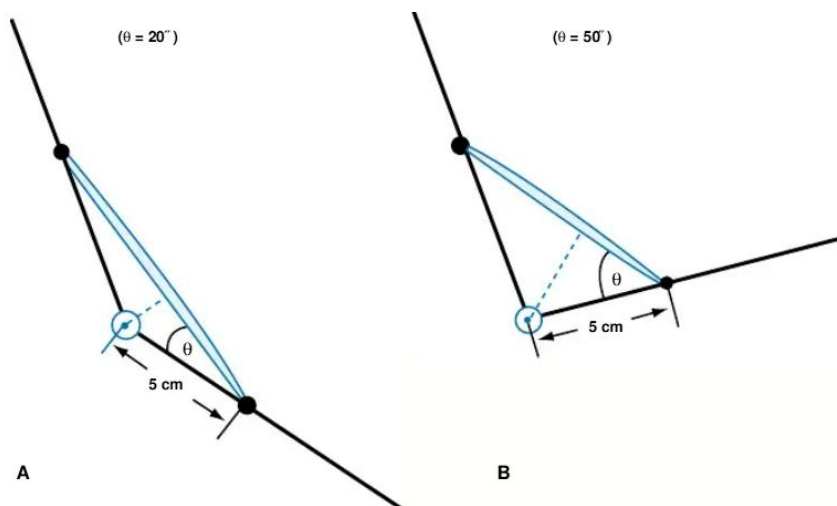


Figura 23. Brazo de momento pequeño al inicio del movimiento (A). A medida que se va produciendo movimiento en la articulación dicho brazo va aumentando (B).

Fuente: Imagen extraída del libro: Biomecánica. Bases del movimiento humano (129).

Lo descrito anteriormente, justifica las mediciones de las 446 variables del estudio con el objetivo de establecer un perfil completo de la fuerza en los deportistas y ser capaces de identificar déficits que no aparezcan con las mediciones habituales y aisladas de fuerzas máximas y ratios convencionales, sobre todo en ángulos donde es más probable que se produzcan lesiones.

En cuanto a la fuerza isométrica, también se encontraron diferencias entre sexos. En la fuerza flexora las mujeres presentaron unos valores un 26% inferiores en la pierna dominante y un 32 % en la no dominante en comparación con los hombres. En la fuerza extensora dichas diferencias eran de un 7% y un 26% respectivamente. Sin embargo, al relacionar las fuerzas extensoras con el peso corporal no se encontraron diferencias, por lo que, al igual que se mencionaba anteriormente respecto a las fuerzas isocinéticas, se puede concluir que ajustar las variables de fuerza en función de características antropométricas puede ayudar a revelar déficits de fuerza ocultos o a eliminar diferencias causadas por el tamaño corporal. En cuanto a las ratios H/Q isométricas medidas en el estudio no se encontraron diferencias significativas entre sexos.

Estas diferencias en las fuerzas pueden estar causadas por la fase del ciclo menstrual en el que se encuentre la mujer, variable no recogida en nuestro estudio. Pournasiri et al. (160) encontraron en su estudio que las mujeres pueden llegar a realizar alrededor un 20% más de fuerza extensora y flexora en la fase ovulatoria en comparación con la fase de menstruación o la fase lútea. Sin embargo, en las ratios de fuerza H/Q no hallaron diferencias entre fases por lo que esta variable puede ser medida sin tener en cuenta el ciclo menstrual.

Harbili et al. (161) evaluaron la fuerza isométrica de flexores y extensores de rodilla en atletas olímpicos de taekwondo. Al igual que en nuestro estudio encontraron déficits de fuerza en las mujeres en comparación con los hombres, aunque con unos porcentajes muy superiores. En la fuerza flexora encontraron diferencias del 52% en la pierna dominante y del 46% en la no dominante y en la fuerza extensora dichas diferencias eran del 53% en ambas piernas. Los diferentes porcentajes en comparación con nuestro estudio pueden deberse al ángulo de flexión de rodilla en el que se realizó la prueba, siendo a 60° en el estudio de Harbili et al. (161) y a 30° en el nuestro. También se debe tener en cuenta que el tipo de deporte y la edad de la población varía, aspectos que podrían influir en la fuerza muscular.

Por último, las deportistas femeninas de nuestro estudio también obtuvieron unos valores de RFD inferiores en comparación con los masculinos. En el caso de los isquiotibiales fueron un 17% inferiores en la pierna dominante

y un 26% en la no dominante y en el caso de los cuádriceps un 13% y un 22% respectivamente.

Medir los valores de RFD en la prueba isométrica nos aporta datos interesantes sobre la funcionalidad de la rodilla. Cuanto mayor sea la RFD y menor el tiempo necesario para el desarrollo del pico de fuerza máximo mayor funcionalidad tendrá. Se puede dividir la RFD en fase temprana (< 100 ms) en la que predominan mecanismos neurales y fase tardía (> 100 ms) en la que dependen más aspectos como la capacidad contráctil del musculo (94). Los resultados obtenidos en el presente estudio reportan valores más bajos de RFD en mujeres, incluso relacionando los datos con el peso e IMC. Datos que nos hacen pensar que esté déficit puede ser otra de las causas en la mayor incidencia lesional de LCA en mujeres, y por tanto sería de interés mejorar esta variable en nuestras mujeres deportistas, ya que como afirmar Hewett et al. (24) (las lesiones de LCA se producen entre los primeros 30 y 100 milisegundos (ms) desde que el pie contacta con el suelo al realizar un movimiento.

5.1.1. Fortalezas del estudio

El análisis de múltiples variables entre sexos proporciona una visión completa del perfil de fuerza de jugadores de baloncesto cadetes y juniors, tanto masculinos como femeninos.

Realizar un análisis tan detallado del perfil de fuerza permite identificar déficits específicos de la musculatura de la rodilla en rangos articulares concretos, no detectables con mediciones convencionales, facilitando intervenciones preventivas.

La muestra específica, jugadores de baloncesto de categorías cadete y junior, permite establecer valores normativos de fuerza para este grupo poblacional.

5.1.2. Limitaciones de estudio

Aunque se han comparado 446 variables, todas ellas están relacionadas con la fuerza de la musculatura de rodilla. No se han estudio otras variables

biomecánicas descritas en los antecedentes que guardan también relación con las lesiones de LCA.

Otra de las limitaciones es que sólo se ha medido un tipo de deportistas, jugadores de baloncesto, en un rango de edad determinado.

A su vez, no se han tenido en cuenta variables que pueden influir en la fuerza muscular como horas de entrenamiento, descanso o fase del ciclo menstrual en mujeres.

Por último, no se han realizado comparaciones entre posiciones de juego debido al tamaño muestral.

5.1.3. Futuras líneas de investigación

Estudiar si existen diferencias de fuerzas o de ratios H/Q entre las distintas posiciones.

A su vez, categorizar a la población en categorías (cadete, junior y senior) y realizar un análisis comparativo de las variables estudiadas.

Realizar un análisis prospectivo de las lesiones que se produzcan en las dos próximas temporadas y correlacionarlas con los datos de fuerza para encontrar factores de riesgo aislados de lesión de LCA.

Analizar las diferencias para cada una de las fuerzas isocinéticas medidas entre la fuerza máxima y las fuerzas a determinados ángulos de flexión de rodilla. Realizar lo mismo con las ratios H/Q.

Analizar las diferencias para cada una de las fuerzas isométricas medidas entre la fuerza máxima y las fuerzas a determinados momentos de medición. Realizar lo mismo con las ratios H/Q.

Evaluar si el IMC de peso corporal es realmente mayor en jugadoras de baloncesto femeninas con un número de participantes mayor.

Realizar una comparación de las variables de fuerza en mujeres en función de la fase del ciclo menstrual.

Capítulo 6

Conclusiones

Capítulo 6

6.1. Conclusiones

- El déficit de fuerza encontrado en las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior en comparación con sus homólogos masculinos podría explicar la incidencia mayor de lesiones de ligamento cruzado anterior en el deporte femenino.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen un ángulo de pico de fuerza máxima flexora mayor en la pierna no dominante que los jugadores masculinos, sin haber diferencias en la pierna dominante ni en ninguna de las dos piernas en el ángulo de pico de fuerza máxima extensora entre sexos.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos parámetros de fuerza flexora concéntrica isocinética máxima, así como en ángulos específicos de flexión de rodilla inferiores que los masculinos. A su vez, tienen unos parámetros de fuerza extensora concéntrica isocinética máxima, así como en ángulos específicos de flexión de rodilla inferiores en velocidades medias y altas, sin existir diferencias a velocidades bajas.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos parámetros de fuerza flexora concéntrica isocinética máxima, así como en ángulos específicos de flexión de rodilla con relación al peso corporal inferiores que los masculinos. Al mismo tiempo, tienen unos parámetros de fuerza extensora concéntrica isocinética máxima, así como en ángulos específicos de flexión de rodilla con relación al peso corporal inferiores en velocidades medias y altas, sin existir diferencias a velocidades bajas.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos parámetros de fuerza flexora concéntrica isocinética máxima, así como en ángulos específicos de flexión de rodilla con relación al índice de masa corporal inferiores que los masculinos. A su vez, tienen unos parámetros de fuerza extensora concéntrica isocinética máxima, así como

en ángulos específicos de flexión de rodilla con relación al peso corporal también inferiores.

- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos valores de ratio H/Q de fuerza concéntrica isocinética convencionales, así como en ángulos específicos de rodilla, inferiores que los masculinos.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos valores de las ratios de fuerza concéntrica isocinética H/Q de protección de ligamento cruzado anterior inferiores que los masculinos.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos valores de fuerza isométrica flexora y extensora de rodilla inferiores a los masculinos.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos valores de fuerza isométrica flexora de rodilla con relación al peso corporal inferiores a los masculinos. A su vez, en los parámetros de fuerza isométrica extensora con relación al peso corporal no existen diferencias.
- Las jugadoras de baloncesto femeninas de categoría cadete y junior tienen unos valores de fuerza isométrica flexora y extensora de rodilla con relación al índice de masa corporal inferiores a los masculinos.
- No existen diferencias en las ratios H/Q isométricos entre sexos.
- Las jugadoras de baloncesto femenina de categoría cadete y junior tienen unos valores inferiores de la RFD en comparación con los masculinos.
- Las jugadoras de baloncesto femenina de categoría cadete y junior tienen unos valores inferiores de la RFD con relación al peso corporal en comparación con los masculinos.
- Las jugadoras de baloncesto femenina de categoría cadete y junior tienen unos valores inferiores de la RFD con relación al índice de masa corporal en comparación con los masculinos.

Capítulo 7

Bibliografía

Capítulo 7

7.1. Bibliografía

1. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AW. Gray. Anatomía básica. 3th ed. Barcelona: Elsevier; 2023.
2. Agur AM, Dalley AF. Moore. Fundamentos de anatomía con orientación clínica. 6th ed. Barcelona: Wolters Kluwer; 2019.
3. Park J-G, Han S-B, Lee C-S, Jeon OH, Jang K-M. Anatomy, biomechanics, and reconstruction of the anterolateral ligament of the knee joint. *Medicina (Kaunas)* [Internet]. 2022;58(6):786. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/medicina58060786>
4. Tortora GJ, Derrickson B. Principios de anatomía y fisiología. 15th ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2018.
5. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus: texto y atlas de anatomía. 5th ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2019.
6. Kapandji AI. Fisiología articular. 16th ed. Madrid: Médica Panamericana; 2016.
7. Nordin M, Frankel VH. Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético. 5th ed. Madrid: Wolters Kluwer; 2022.
8. Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco. 2th ed. Barcelona: Elsevier; 2018.
9. Clifton DR, Onate JA, Hertel J, Pierpoint LA, Currie DW, Wasserman EB, et al. The first decade of Web-based sports injury surveillance: Descriptive epidemiology of injuries in US high school boys' basketball (2005-2006 through 2013-2014) and National Collegiate Athletic Association men's basketball (2004-2005 through 2013-2014). *J Athl Train* [Internet]. 2018;53(11):1025-36. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-148-17>
10. Clifton DR, Hertel J, Onate JA, Currie DW, Pierpoint LA, Wasserman EB, et al. The first decade of Web-based sports injury surveillance: Descriptive epidemiology of injuries in US high school girls' basketball (2005-2006 through 2013-2014) and National Collegiate Athletic Association women's basketball (2004-2005 through 2013-2014). *J Athl Train* [Internet]. 2018;53(11):1037-48. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-150-17>
11. Lempke LB, Chandran A, Boltz AJ, Robison HJ, Collins CL, Morris SN. Epidemiology of injuries in National Collegiate Athletic Association women's basketball: 2014-2015 through 2018-2019. *J Athl Train* [Internet]. 2021;56(7):674-80. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-466-20>
12. Benis R, LA Torre A, Bonato M. Anterior cruciate ligament injury profile in female elite Italian basketball league. *J Sports Med Phys Fitness* [Internet]. 2018;58(3):280-6. Available from: <http://dx.doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06663-9>
13. Kerr ZY, Putukian M, Chang CJ, DiStefano LJ, Currie DW, Pierpoint LA, et al. The first decade of Web-based sports injury surveillance: Descriptive epidemiology of injuries in US high school boys' soccer (2005-2006 through 2013-2014) and National Collegiate Athletic Association men's soccer (2004-2005 through 2013-2014). *J Athl Train* [Internet]. 2018;53(9):893-905. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-166-17>
14. DiStefano LJ, Dann CL, Chang CJ, Putukian M, Pierpoint LA, Currie DW, et al. The first decade of Web-based sports injury surveillance: Descriptive epidemiology of injuries in US high school girls' soccer (2005-2006 through 2013-2014) and National Collegiate Athletic Association women's soccer (2004-2005 through 2013-2014). *J Athl Train* [Internet]. 2018;53(9):880-92. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-156-17>
15. Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2007;454:35-47. Available from: <http://dx.doi.org/10.1097/BLO.0b013e31802b4a59>

16. Yoo H, Marappa-Ganeshan R. Anatomy, bony pelvis and lower limb, knee anterior cruciate ligament. StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island [Internet]. 2024. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32644659>
17. Marieswaran M, Jain I, Garg B, Sharma V, Kalyanasundaram D. A review on biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction. Appl Bionics Biomech [Internet]. 2018;2018:1-14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2018/4657824>
18. Hassebrock JD, Gulbrandsen MT, Asprey WL, Makovicka JL, Chhabra A. Knee ligament anatomy and biomechanics. Sports Med Arthrosc [Internet]. 2020;28(3):80-6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1097/JSA.0000000000000279>
19. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K, Kuriwaka M. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. Acta Orthop Scand [Internet]. 2002;73(3):330-4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/000164702320155356>
20. Pinto MD, Blazeovich AJ, Andersen LL, Mil-Homens P, Pinto RS. Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. Scand J Med Sci Sports [Internet]. 2018;28(1):282-93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12891>
21. Takahashi S, Nagano Y, Ito W, Kido Y, Okuwaki T. A retrospective study of mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in high school basketball, handball, judo, soccer, and volleyball. Medicine (Baltimore) [Internet]. 2019;98(26):p e16030. Available from: <http://dx.doi.org/10.1097/MD.00000000000016030>
22. Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee Valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. Int J Environ Res Public Health [Internet]. 2021;18(7):3826. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph18073826>
23. Leppänen M, Parkkari J, Vasankari T, Äyrämö S, Kulmala J-P, 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 [Internet]. 2021;49(10):2651-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/03635465211026944>
24. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. J Orthop Res [Internet]. 2016;34(11):1843-55. Available from: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.23414>
25. Sturnick DR, Vacek PM, DeSarno MJ, Gardner-Morse MG, Tourville TW, Slaughterbeck JR, et al. Combined anatomic factors predicting risk of anterior cruciate ligament injury for males and females. Am J Sports Med [Internet]. 2015;43(4):839-47. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546514563277>
26. Parsons JL, Coen SE, Bekker S. Anterior cruciate ligament injury: towards a gendered environmental approach. Br J Sports Med [Internet]. 2021;55(17):984-90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2020-103173>
27. Ghanati HA, Letafatkar A, Shojaedin S, Hadadnezhad M, Schöllhorn WI. Comparing the effects of differential learning, self-controlled feedback, and external focus of attention training on biomechanical risk factors of anterior cruciate ligament (ACL) in athletes: A randomized controlled trial. Int J Environ Res Public Health [Internet]. 2022;19(16):10052. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph191610052>
28. Beaulieu ML, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Loading mechanisms of the anterior cruciate ligament. Sports Biomech [Internet]. 2023;22(1):1-29. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/14763141.2021.1916578>
29. Byrd JM, Colak C, Yalcin S, et al. Posteromedial tibial bone bruise after anterior cruciate ligament injury: An MRI study of bone bruise patterns in 208 patients. Orthop J Sports Med [Internet]. 2022;10(10):23259671221120636. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/23259671221120636>
30. Domnick C, Raschke MJ, Herbort M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. World J Orthop [Internet]. 2016;7(2):82-93. Available from: <http://dx.doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.82>

31. Axelrod K, Canastra N, Lemme NJ, Testa EJ, Owens BD. Epidemiology with video analysis of knee injuries in the Women's National Basketball Association. *Orthop J Sports Med* [Internet]. 2022;10(9):23259671221120832. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/23259671221120832>
32. Pradhan P, Kaushal SG, Kocher MS, Kiapour AM. Development of anatomic risk factors for ACL injuries: A comparison between ACL-injured knees and matched controls. *Am J Sports Med* [Internet]. 2023;51(9):2267-74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/03635465231177465>
33. Vaudreuil NJ, van Eck CF, Lombardo SJ, Kharrazi FD. Economic and performance impact of anterior cruciate ligament injury in National Basketball Association players. *Orthop J Sports Med* [Internet]. 2021;9(9):23259671211026617. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/23259671211026617>
34. Collings TJ, Diamond LE, Barrett RS, Timmins RG, Hickey JT, DU Moulin WS, et al. Strength and biomechanical risk factors for noncontact ACL injury in elite female footballers: A prospective study. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 2022;54(8):1242-51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0000000000002908>
35. Dewig DR, Boltz AJ, Moffit RE, Rao N, Collins CL, Chandran A. Epidemiology of anterior cruciate ligament tears in National Collegiate Athletic Association athletes: 2014/2015-2018/2019. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 2024;56(1):29-36. Available from: <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0000000000003281>
36. Landis SE, Baker RT, Seegmiller JG. Non-contact anterior cruciate ligament and lower extremity injury risk prediction using functional movement screen and knee abduction moment: An epidemiological observation of female intercollegiate athletes. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2018;13(6):973-84. Available from: <http://dx.doi.org/10.26603/ijsp20180973>
37. Collings TJ, Gorman AD, Stuelcken MC, Mellifont DB, Sayers MGL. Do the landing mechanics of experienced netball players differ from those of trained athletes competing in sports that do not require frequent landings? *J Sci Med Sport* [Internet]. 2020;23(1):48-52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.017>
38. Pierce TP, Kurowicki J, Kelly JJ, Issa K, Festa A, McInerney VK, et al. Risk factors for requiring a revision anterior cruciate ligament reconstruction: A case-control study. *J Knee Surg* [Internet]. 2021;34(8):859-63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1055/s-0039-3402075>
39. Montalvo AM, Schneider DK, Yut L, Webster KE, Beynnon B, Kocher MS, et al. "What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports?" A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* [Internet]. 2019;53(16):1003-12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2016-096274>
40. Montalvo AM, Schneider DK, Webster KE, Yut L, Galloway MT, Heidt RS, et al. Anterior cruciate ligament injury risk in sport: A systematic review and meta-analysis of injury incidence by sex and sport classification. *J Athl Train* [Internet]. 2019;54(5):472-82. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-407-16>
41. Wild CY, Steele JR, Munro BJ. Why do girls sustain more anterior cruciate ligament injuries than boys?: A review of the changes in estrogen and musculoskeletal structure and function during puberty. *Sports Med* [Internet]. 2012;42(9):733-49. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/bf03262292>
42. Stojanović E, Faude O, Nikić M, Scanlan AT, Radovanović D, Jakovljević V. The incidence rate of ACL injuries and ankle sprains in basketball players: A systematic review and meta-analysis. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 2023;33(6):790-813. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/sms.14328>
43. Mouton C, Gokeler A, Urhausen A, Nührenbörger C, Seil R. High incidence of anterior cruciate ligament injuries within the first 2 months of the season in amateur team ball sports. *Sports Health* [Internet]. 2022;14(2):183-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/19417381211014140>
44. Kuntz A, Peters O, Bello A, Perkins R, Monti R, Murray L. An anterior cruciate ligament (ACL) injury risk screening and reduction program for high school female athletes: A pilot study.

- Int J Sports Phys Ther [Internet]. 2022;17(7):1318-29. Available from: <http://dx.doi.org/10.26603/001c.40370>
45. Grassi A, Macchiarola L, Filippini M, Lucidi GA, Della Villa F, Zaffagnini S. Epidemiology of anterior cruciate ligament injury in Italian first division soccer players. *Sports Health* [Internet]. 2020;12(3):279-88. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/1941738119885642>
 46. Takahashi S, Okuwaki T. Epidemiological survey of anterior cruciate ligament injury in Japanese junior high school and high school athletes: cross-sectional study. *Res Sports Med* [Internet]. 2017;25(3):266-76. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/15438627.2017.1314290>
 47. Pfeifer CE, Beattie PF, Sacko RS, Hand A. Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: A systematic review. *Int J Sports Phys Ther*. 2018;13(4):575-87. Available from: <https://doi.org/10.26603/ijsp20180575>
 48. Brumitt J, Mattocks A, Engilis A, Isaak D, Loew J. Prior history of anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is associated with a greater risk of subsequent ACL injury in female collegiate athletes. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2019;22(12):1309-13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.005>
 49. Cronström A, Tengman E, Häger CK. Risk factors for Contra-lateral secondary anterior cruciate ligament injury: A systematic review with meta-analysis. *Sports Med* [Internet]. 2021;51(7):1419-38. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-020-01424-3>
 50. Hasoon J, Al-Dadah O. Knee anatomic geometry accurately predicts risk of anterior cruciate ligament rupture. *Acta Radiol* [Internet]. 2023;64(5):1904-11. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/02841851231152329>
 51. Crabtree RM, Barrett AM, Parsell DE, Ferguson WJ, Replogle WH, Barrett GR. Manipulation under anesthesia and/or lysis of adhesions after anterior cruciate ligament reconstruction in female basketball players: Does race play a role? *Am J Sports Med* [Internet]. 2023;51(12):3154-62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/03635465231195360>
 52. Zech A, Hollander K, Junge A, Steib S, Groll A, Heiner J, et al. Sex differences in injury rates in team-sport athletes: A systematic review and meta-regression analysis. *J Sport Health Sci* [Internet]. 2022;11(1):104-14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2021.04.003>
 53. Shimozaki K, Nakase J, Takata Y, Shima Y, Kitaoka K, Tsuchiya H. Greater body mass index and hip abduction muscle strength predict noncontact anterior cruciate ligament injury in female Japanese high school basketball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2018;26(10):3004-11. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-018-4888-4>
 54. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2004;86(8):1601-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.2106/00004623-200408000-00001>
 55. Wild C, Steele J, Munro B. How are muscle activation patterns during dynamic landing movements affected by growth and development? Implications for lower limb injuries. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2009;12:S65. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2008.12.154>
 56. Nagai T, Schilaty ND, Bates NA, Bies NJ, McPherson AL, Hewett TE. High school female basketball athletes exhibit decreased knee-specific choice visual-motor reaction time. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 2021;31(8):1699-707. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/sms.13978>
 57. Woodhouse E, Schmale GA, Simonian P, Tencer A, Huber P, Seidel K. Reproductive hormone effects on strength of the rat anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2007;15(4):453-60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-006-0237-0>

58. Slauterbeck J, Clevenger C, Lundberg W, Burchfield DM. Estrogen level alters the failure load of the rabbit anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* [Internet]. 1999;17(3):405-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100170316>
59. Vogel K, Larsen B, McLellan C, Bird SP. Female athletes and the menstrual cycle in team sports: Current state of play and considerations for future research. *Sports* [Internet]. 2023;12(1):4. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/sports12010004>
60. Kim DK, Park G, Kuo L, Park W. Association of vitamin D status with lower limb muscle strength in professional basketball players: A cross-sectional study. *Nutrients* [Internet]. 2020;12(9):2715. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/nu12092715>
61. Wyon MA, Wolman R, Nevill AM, Cloak R, Metsios GS, Gould D, et al. Acute effects of vitamin D3 supplementation on muscle strength in judoka athletes: A randomized placebo-controlled, double-blind trial. *Clin J Sport Med* [Internet]. 2016;26(4):279-84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1097/JSM.0000000000000264>
62. Räisänen AM, Kulmala T, Parkkari J, Vasankari T, Kannus P, Krosshaug T, et al. There is no relationship between lower extremity alignment during unilateral and bilateral drop jumps and the risk of knee or ankle injury: A prospective study. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2020;50(5):267-74. Available from: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2020.9247>
63. Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2018;26(2):442-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>
64. Oshima T, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Numata H, Takata Y, et al. Poor static balance is a risk factor for non-contact anterior cruciate ligament injury. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2018;138(12):1713-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00402-018-2984-z>
65. Hogg JA, Schmitz RJ, Nguyen A, Shultz SJ. Passive hip range-of-motion values across sex and sport. *J Athl Train* [Internet]. 2018;53(6):560-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-426-16>
66. Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, et al. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health* [Internet]. 2012;4(1):69-78. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/1941738111428281>
67. Almonroeder TG, Kernozek T, Cobb S, Slavens B, Wang J, Huddleston W. Divided attention during cutting influences lower extremity mechanics in female athletes. *Sports Biomech* [Internet]. 2019;18(3):264-76. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/14763141.2017.1391327>
68. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg* [Internet]. 2010;18(9):520-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.5435/00124635-201009000-00003>
69. Teng PSP, Leong KF, Kong PW. Influence of foot-landing positions at initial contact on knee flexion angles for single-leg drop landings. *Res Q Exerc Sport* [Internet]. 2020;91(2):316-25. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02701367.2019.1669765>
70. Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, Vasankari T, Kannus P, Äyrämö S, et al. Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *Am J Sports Med* [Internet]. 2017;45(2):386-93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546516665810>
71. Brumitt J, Dorociak R, Dunn S, Critchfield C, Benner J, Cuddeford T. Lower preseason reactive strength index scores are associated with injury in female collegiate volleyball players but not male collegiate basketball players. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2021;24(6):549-54. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2020.11.018>
72. Backman LJ, Danielson P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *Am J Sports*

- Med [Internet]. 2011;39(12):2626-33. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546511420552>
73. Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Sakurai G, Tsuchiya H. Risk factors for noncontact anterior cruciate ligament injury in female high school basketball and handball players: A prospective 3-year cohort study. *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol* [Internet]. 2020;22:34-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.asmart.2020.06.002>
 74. Peebles AT, Dickerson LC, Renner KE, Queen RM. Sex-based differences in landing mechanics vary between the drop vertical jump and stop jump. *J Biomech* [Internet]. 2020;105:109818. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109818>
 75. Fuerst P, Gollhofer A, Gehring D. Preparation time influences ankle and knee joint control during dynamic change of direction movements. *J Sports Sci* [Internet]. 2017;35(8):762-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1189084>
 76. Hébert-Losier K, Hanzlíková I, Zheng C, Streeter L, Mayo M. The 'DEEP' Landing Error Scoring System. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2020;10(3):892. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/app10030892>
 77. Liveris NI, Tsarbou C, Tsimeas PD, Papageorgiou G, Xergia SA, Tsiokanos A. Evaluating the effects of match-induced fatigue on landing ability; The case of the basketball game. *Int J Exerc Sci* [Internet]. 2021;14(6):768-78. Available from: <http://dx.doi.org/10.70252/QYJA6382>
 78. Leppänen M, Rossi MT, Parkkari J, Heinonen A, Äyrämö S, Krosshaug T, et al. Altered hip control during a standing knee-lift test is associated with increased risk of knee injuries. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 2020;30(5):922-31. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/sms.13626>
 79. van Melick N, van der Weegen W, van der Horst N. Quadriceps and hamstrings strength reference values for athletes with and without anterior cruciate ligament reconstruction who play popular pivoting sports, including soccer, basketball, and handball: A scoping review. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2022;52(3):142-55. Available from: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2022.10693>
 80. Hadzić V, Erculj F, Bracic M, Dervisević E. Bilateral concentric and eccentric isokinetic strength evaluation of quadriceps and hamstrings in basketball players. *Coll Antropol* [Internet]. 2013;37(3):859-65. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24308229>
 81. Ishøi L, Krommes K, Nielsen MF, Thornton KB, Hölmich P, Aagaard P, et al. Hamstring and quadriceps muscle strength in youth to senior elite soccer: A cross-sectional study including 125 players. *Int J Sports Physiol Perform* [Internet]. 2021;16(10):1538-44. Available from: <http://dx.doi.org/10.1123/ijspp.2020-0713>
 82. Nagai T, Bates N, McPherson A, Hale R, Hewett T, Schilaty ND. Effects of sex and age on quadriceps and hamstring strength and flexibility in high school basketball athletes. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2021;16(5):1302-12. Available from: <http://dx.doi.org/10.26603/001c.27986>
 83. Hannon JP, Wang-Price S, Garrison JC, Goto S, Bothwell JM, Bush CA. Normalized hip and knee strength in two age groups of adolescent female soccer players. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2022;36(1):207-11. Available from: <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0000000000003420>
 84. Thompson BJ, Cazier CS, Bressel E, Dolny DG. A lower extremity strength-based profile of NCAA Division I women's basketball and gymnastics athletes: implications for knee joint injury risk assessment. *J Sports Sci* [Internet]. 2018;36(15):1749-56. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2017.1412245>
 85. Baroni BM, Ruas CV, Ribeiro-Alvares JB, Pinto RS. Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2020;34(1):281-93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1519/jsc.0000000000002609>
 86. Heinert BL, Collins T, Tehan C, Ragan R, Kernozek TW. Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. *Int J Sports Med* [Internet]. 2021;42(3):264-9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1055/a-1128-6995>

87. Kellis E, Sahinis C, Baltzopoulos V. Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. *J Sport Health Sci* [Internet]. 2023;12(3):343-58. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2022.01.002>
88. Andrade MS, Junqueira MS, Andre Barbosa De Lira C, Vancini RL, Seffrin A, Nikolaidis PT, et al. Age-related differences in torque in angle-specific and peak torque hamstring to quadriceps ratios in female soccer players from 11 to 18 years old: A Cross-sectional study. *Res Sports Med* [Internet]. 2021;29(1):77-89. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/15438627.2020.1742713>
89. Coto Martín R, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Ríos Arroyo I, Cuéllar Marín L. Influence of knee angle on hamstring/quadriceps strength ratio in male soccer players. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(6):3040. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/app15063040>
90. Coto Martín R, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Cuéllar Marín L, Borrás Luján PJ, Otín Arroyo O, et al. Differences in strength, muscle work, and hamstring/quadriceps ratio in professional and junior elite basketball players according to sex. *J Funct Morphol Kinesiol* [Internet]. 2025;10(2):204. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/jfmk10020204>
91. Coto Martín R, Martínez Beltrán MJ, Pérez Mallada N, Cuéllar Marín L, Ótín Arroyo O, Borrás Luján PJ, et al. Dynamometer resistance pad position influences knee strength and hamstring/quadriceps ratio in professional basketball players: Retrospective observational study. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(7):4000. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/app15074000>
92. Lievens E, Van Vossel K, Van de Castele F, Wezenbeek E, Deprez D, Matthys S, et al. Muscle fibre typology as a novel risk factor for hamstring strain injuries in professional football (soccer): A prospective cohort study. *Sports Med* [Internet]. 2022;52(1):177-85. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-021-01538-2>
93. Ferguson H, Piquet J, Jemni M, Delextrat A. Effects of a football simulated exercise on injury risk factors for Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury in amateur female players. *Biology (Basel)* [Internet]. 2023;12(1):124. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/biology12010124>
94. Mirkov DM, Knezevic OM, Maffiuletti NA, Kadija M, Nedeljkovic A, Jaric S. Contralateral limb deficit after ACL-reconstruction: an analysis of early and late phase of rate of force development. *J Sports Sci* [Internet]. 2017;35(5):435-40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1168933>
95. Ripley NJ, Comfort P, McMahon JJ. Relationships Between Modifiable Risk Factors of Hamstring Strain Injury. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2024;38(3):510-6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000004640>
96. O'Connell K, Knight H, Ficek K, Leonska-Duniec A, Maciejewska-Karłowska A, Sawczuk M, et al. Interactions between collagen gene variants and risk of anterior cruciate ligament rupture. *Eur J Sport Sci* [Internet]. 2015;15(4):341-50. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2014.936324>
97. Mannion S, Mtintsilana A, Posthumus M, van der Merwe W, Hobbs H, Collins M, et al. Genes encoding proteoglycans are associated with the risk of anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med* [Internet]. 2014;48(22):1640-6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2013-093201>
98. Cronström A, Tengman E, Häger CK. Return to sports: A risky business? A systematic review with meta-analysis of risk factors for graft rupture following ACL reconstruction. *Sports Med* [Internet]. 2023;53(1):91-110. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-022-01747-3>
99. Fältström A, Kvist J, Bittencourt NFN, Mendonça LD, Hägglund M. Clinical risk profile for a second anterior cruciate ligament injury in female soccer players after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* [Internet]. 2021;49(6):1421-30. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546521999109>

100. Buckthorpe M, Danelon F, La Rosa G, Nanni G, Stride M, Della Villa F. Recommendations for hamstring function recovery after ACL reconstruction. *Sports Med* [Internet]. 2021;51(4):607-24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-020-01400-x>
101. Okoroha KR, Marfo K, Meta F, Matar R, Shehab R, Thompson T, et al. Amount of minutes played does not contribute to anterior cruciate ligament injury in National Basketball Association athletes. *Orthopedics* [Internet]. 2017;40(4):e658-62. Available from: <http://dx.doi.org/10.3928/01477447-20170503-04>
102. España. Ley 44/2003, de 21 de noviembre, de ordenación de las profesiones sanitarias. *Boletín Oficial del Estado*, nº 280, 22 nov 2003.
103. Crossley KM, Patterson BE, Culvenor AG, Bruder AM, Mosler AB, Mentiplay BF. Making football safer for women: a systematic review and meta-analysis of injury prevention programmes in 11 773 female football (soccer) players. *Br J Sports Med* [Internet]. 2020;54(18):1089-98. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2019-101587>
104. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2009;17(8):859-79. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-009-0823-z>
105. Taylor JB, Nguyen A, Shultz SJ, Ford KR. Hip biomechanics differ in responders and non-responders to an ACL injury prevention program. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2020;28(4):1236-45. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-018-5158-1>
106. Otsuki R, Benoit D, Hirose N, Fukubayashi T. Effects of an injury prevention program on anterior cruciate ligament injury risk factors in adolescent females at different stages of maturation. *J Sports Sci Med* [Internet]. 2021;20(2):365-72. Available from: <http://dx.doi.org/10.52082/jssm.2021.365>
107. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* [Internet]. 2010;38(10):2025-33. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546510370933>
108. Bittencourt NFN, Meeuwisse WH, Mendonça LD, Nettel-Aguirre A, Ocarino JM, Fonseca ST. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *Br J Sports Med* [Internet]. 2016;50(21):1309-14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
109. Mohtadi NG, Chan DS. Return to sport-specific performance after primary anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *Am J Sports Med* [Internet]. 2018;46(13):3307-16. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/0363546517732541>
110. Fischer F, Fink C, Herbst E, Hoser C, Hepperger C, Blank C, et al. Higher hamstring-to-quadriceps isokinetic strength ratio during the first post-operative months in patients with quadriceps tendon compared to hamstring tendon graft following ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2018;26(2):418-25. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-017-4522-x>
111. Krzemińska K, Czamara A. Diagnostic value of the hamstring to quadriceps ratio in monitoring of the effectiveness of supervised 6-month physiotherapy in males after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACLR). *Acta Bioeng Biomech* [Internet]. 2020;22(4):31-9. Available from: <http://dx.doi.org/10.37190/abb-01656-2020-02>
112. Kellis E, Galanis N, Kofotolis N. Hamstring-to-quadriceps ratio in female athletes with a previous hamstring injury, anterior cruciate ligament reconstruction, and controls. *Sports (Basel)* [Internet]. 2019;7(10):214. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/sports7100214>
113. Yung KK, Ardern CL, Serpiello FR, Robertson S. Characteristics of complex systems in sports injury rehabilitation: Examples and implications for practice. *Sports Med Open* [Internet]. 2022;8(1):24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s40798-021-00405-8>

114. Beischer S, Gustavsson L, Senorski EH, Karlsson J, Thomeé C, Samuelsson K, et al. Young athletes who return to sport before 9 months after anterior cruciate ligament reconstruction have a rate of new injury 7 times that of those who delay return. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2020;50(2):83-90. Available from: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2020.9071>
115. Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med* [Internet]. 2016;50(13):804-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2016-096031>
116. Brígido-Fernández I, García-Muro San José F, Charneco-Salguero G, Cárdenas-Rebollo JM, Ortega-Latorre Y, Carrión-Otero O, et al. Knee isokinetic profiles and reference values of professional female soccer players. *Sports* [Internet]. 2022;10(12):204. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/sports10120204>
117. Eustace SJ, Morris R, Tallis J, Page RM, Greig M. The influence of angle-specific torque of the knee flexors and extensors on the angle-specific dynamic control ratio in professional female soccer players. *J Sports Sci* [Internet]. 2022;40(11):1235-42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2022.2061251>
118. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadiceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand* [Internet]. 1995;154(4):421-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1748-1716.1995.tb09927.x>
119. Gür H, Akova B, Pündük Z, Küçükoglu S. Effects of age on the reciprocal peak torque ratios during knee muscle contractions in elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 1999;9(2):81-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.1999.tb00213.x>
120. Magalhães J, Oliveira J, Ascensão A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2004;44(2):119-25.
121. Silva JR, Magalhães JF, Ascensão A, Oliveira EM, Seabra AF, Rebelo AN. Individual match playing time during the season affects fitness-related parameters of male professional soccer players. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2011;25(10):2729-39. Available from: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820da078>
122. Silva JR, Ascensão A, Marques F, Seabra A, Rebelo A, Magalhães J. Neuromuscular function, hormonal and redox status and muscle damage of professional soccer players after a high-level competitive match. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2013;113(9):2193-201. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-013-2633-8>
123. Cometti G, Maffiuletti NA, Pousson M, Chatard JC, Maffulli N. Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur french soccer players. *Int J Sports Med* [Internet]. 2001;22(1):45-51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1055/s-2001-11331>
124. Dauty M, Menu P, Fouasson-Chailloux A, Ferréol S, Dubois C. Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscles Ligaments Tendons J* [Internet]. 2016;19(6):116-23. Available from: <http://dx.doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.116>
125. Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N. Peak torque of quadriceps and hamstring muscles in basketball and soccer players of different divisions. *J Sports Med Phys Fitness*. 1995;35(3):199-205.
126. Zakas A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *J Sports Med Phys Fitness*. 2006;46(1):28-35.
127. Maly T, Zahalka F, Mala L. Muscular strength and strength asymmetries in elite and sub-elite professional soccer players. *Sport Sci* 2014;7(1):26-33.

128. Kabacinski J, Murawa M, Mackala K, Dworak LB. Knee strength ratios in competitive female athletes. *PLoS One* [Internet]. 2018;13(1):e0191077. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0191077>
129. Hamill J, Knutzen KM, Derrick TR. *Biomecánica. Bases del movimiento humano*. 5th ed. Barcelona: Wolters Kluwer; 2022.
130. Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2010;13(1):120-5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
131. Eustace SJ, Page RM, Greig M. Isokinetic strength differences between elite senior and youth female soccer players identifies training requirements. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2019;39:45-51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.06.008>
132. Eustace S, Page R, Greig M. Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. *Sci Med Footb* [Internet]. 2017;1(3):251-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/24733938.2017.1371851>
133. Eustace SJ, Page RM, Greig M. Angle-specific isokinetic metrics highlight strength training needs of elite youth soccer players. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2020;34(11):3258-65. Available from: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000002612>
134. Watson MD, Collins BK, Davies GJ, Riemann BL. The influence of hip flexion and isokinetic velocity on hamstrings-quadriceps strength ratios in healthy females. *Res Q Exerc Sport* [Internet]. 2022;93(4):695-701. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02701367.2021.1908508>
135. Perkins S, Canavan P. Isokinetic assessment of knee flexor and extensor strength and lower extremity flexibility assessment of an NCAA Division III men's soccer team. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2023;18(3):626-35. Available from: <http://dx.doi.org/10.26603/001c.74971>
136. Kolodziej M, Nolte K, Schmidt M, Alt T, Jaitner T. Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: A preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Front Sports Act Living* [Internet]. 2021;3:615330. Available from: <http://dx.doi.org/10.3389/fspor.2021.615330>
137. Sun K, Pan D. Analysis on the characteristics and relationships of lower limbs strength and power of sailors in different positions and levels. *PLoS One* [Internet]. 2023;18(8):e0289273. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0289273>
138. Otten R, Whiteley R, Mitchell T. Effect of subject restraint and resistance pad placement on isokinetic knee flexor and extensor strength: implications for testing and rehabilitation. *Sports Health* [Internet]. 2012;5(2):137-42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1177/1941738112467424>
139. Alt T, Knicker AJ, Strüder HK. Assessing thigh muscle balance of male athletes with special emphasis on eccentric hamstring strength. *Phys Sportsmed* [Internet]. 2020;48(3):327-34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/00913847.2019.1705934>
140. Törpel A, Becker T, Thiers A, Hamacher D, Schega L. Intersession reliability of isokinetic strength testing in knee and elbow extension and flexion using the BTE PrimusRS. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2017;26(4):1-14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1123/jsr.2016-0209>
141. Westwater-Wood S, Adams N, Kerry R. The use of proprioceptive neuromuscular facilitation in physiotherapy practice. *Phys Ther Rev* [Internet]. 2010;15(1):23-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1179/174328810x12647087218677>
142. Guiu-Tula FX, Cabanas-Valdés R, Sitjà-Rabert M, Urrútia G, Gómara-Toldrà N. The efficacy of the proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) approach in stroke rehabilitation to improve basic activities of daily living and quality of life: a systematic review and meta-analysis protocol. *BMJ Open* [Internet]. 2017;7(12):e016739. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2017-016739>

143. Bertinchamp U. Concepto FNP: facilitación neuromuscular propioceptiva (método Kabat-Knott-Voss). EMC - Kinesiterapia - Med Fís [Internet]. 2017;38(4):1-13. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/s1293-2965\(17\)87223-6](http://dx.doi.org/10.1016/s1293-2965(17)87223-6)
144. Mallada NP, Beltrán MJM, Nuño MAS, Ribeiro ASF, Villa IdM, Molina CM, et al. Biomechanical factors predisposing to knee injuries in junior female basketball players. Sports [Internet]. 2024;12(2):60. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/sports12020060>
145. Stumbo TA, Merriam S, Nies K, Smith A, Spurgeon D, Weir JP. The effect of hand-grip stabilization on isokinetic torque at the knee. J Strength Cond Res [Internet]. 2001;15(3):372-7.
146. Rosenthal R. Meta-analytic procedures for social research. Rev ed. Newbury Park (CA): Sage Publications; 1991.
147. España. Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica. Boletín Oficial del Estado. 2007;159:28826-48.
148. España. Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales. Boletín Oficial del Estado. 2018;294:119788-854.
149. España. Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. Boletín Oficial del Estado. 1999;298:43088-99.
150. Sameshima S, Inui H, Taketomi S, Yamagami R, Kono K, Kawaguchi K, et al. The intraoperative gap differences due to joint distraction force differences in total knee arthroplasty are affected by preoperative lower limb alignment and body mass index. Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]. 2022;99(105765):105765. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105765>
151. Kannus P, Beynon B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. Int J Sports Med [Internet]. 1993;14(8):422-6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-1021203>
152. Gómez Ruano MA. Estudio observacional de la competición en baloncesto. Madrid: Editorial Académica Española; 2010.
153. Pic Aguilar M. ¿Distintos patrones motrices en baloncesto según género? Cuad Psicol Deporte. 2017;17(3):149-56.
154. Sousa LA, Soares ALA, Lima AB, Paes RR, Nakamura LR, Carvalho HM. Modeling the angle-specific isokinetic hamstring to quadriceps ratio using multilevel generalized additive models. Medicina (Kaunas) [Internet]. 2019;55(8):411. Available from: <http://dx.doi.org/10.3390/medicina55080411>
155. Iacono AD, Buksbaum C, Padulo J, Hetsroni I, Ben-Sira D, Ayalon M. Isokinetic moment curve abnormalities are associated with articular knee lesions. Biol Sport [Internet]. 2018;35(1):83-91. Available from: <http://dx.doi.org/10.5114/biolSport.2018.71486>
156. Zheng F, Jia R, Ye J, Li M, Zhang Y, Xu G, et al. Prediction of specific structural damage to the knee joint using qualitative isokinetic analysis. BMC Musculoskelet Disord [Internet]. 2024;25(1):382. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12891-024-07434-w>
157. Dauty M, Menu P, Garraud T, Mesland O, Berlivet T, Metayer B, et al. Jumper's knee mechanical consequences in professional basketball players: the "Camel's Back curve". Eur J Appl Physiol [Internet]. 2019;119(3):735-42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-018-04064-8>
158. Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. BMC Sports Sci Med Rehabil [Internet]. 2018;10:23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s13102-018-0112-6>
159. Read PJ, Trama R, Racinais S, McAuliffe S, Klauznicer J, Alhammoud M. Angle specific analysis of hamstrings and quadriceps isokinetic torque identify residual deficits in soccer players following ACL reconstruction: a longitudinal investigation. J Sports Sci [Internet]. 2022;40(8):871-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2021.2022275>

160. Pournasiri F, Zarei M, Mainer-Pardos E, Nobari H. Isometric and isokinetic strength of lower-limb muscles in female athletes during different phases of menstrual cycle: a causal-comparative study. *BMC Womens Health* [Internet]. 2023;23(1):657. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12905-023-02819-w>
161. Harbili S, Harbili E, Aslankeser Z. Comparison of bilateral isokinetic and isometric strength differences in elite young male and female taekwondo athletes. *J Exerc Rehabil* [Internet]. 2022;18(2):117-22. Available from: <http://dx.doi.org/10.12965/jer.2244122.061>

Anexos

Anexo I. Cálculo muestral mediante calculadora Granmo

MEDIAS: Observada respecto a una de referencia

Riesgo Alfa 0.05 Otro
Tipo de contraste Unilateral Bilateral
Poder estadístico 0.80 Otro

Desviación estandar común	0.069
Diferencia mínima a detectar	0.0599
Tasa de sustitución prevista (por defecto es 0)	0

Limpia

Calcula

Limpia Resultados

Descargar

cambia el idioma de los resultados

2025-09-09 10:42:34

Aceptando un riesgo alfa de 0,05 y un poder estadístico superior a 0,8 en un contraste bilateral se precisan **11** sujetos para detectar como estadísticamente significativa una diferencia igual o superior a 0,0599 unidades. Se estima una desviación estandar común de 0,069. Se estima una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%.

MEDIAS: Dos medias independientes

Riesgo Alfa 0.05 Otro
Tipo de contraste Unilateral Bilateral
Poder estadístico 0.80 Otro

Razón entre el número de sujetos del Grupo 2 respecto del Grupo1	1
Desviación estandar común	0.069
Diferencia mínima a detectar	0.0599
Tasa de sustitución prevista (por defecto es 0)	0

Limpia

Calcula

Limpia Resultados

Descargar

cambia el idioma de los resultados

2025-09-09 10:35:18

Aceptando un riesgo alfa de 0,05 y un poder estadístico superior a 0,8 en un contraste bilateral se precisan **21** sujetos en el grupo 1 y **21** en el grupo 2 para detectar una diferencia igual o superior a 0,0599 unidades. Se asume que la desviación estandar común es de 0,069. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%.

Anexo II. Aprobación Comité Ético de Investigación Clínica



Dictamen Favorable Tesis

C.I. 23/704-E

4 de diciembre de 2023

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

CERTIFICA

- Que el CEIm Hospital Clínico San Carlos en su reunión de comisión permanente, acta 12.1/23, ha evaluado la respuesta a las aclaraciones solicitadas con anterioridad al proyecto:

Título: VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE MIEMBROS INFERIORES EN POBLACIÓN DEPORTISTA Y SU RELACIÓN CON FUTURAS LESIONES.

Código Interno: **23/704-E**

Investigador	
JUAN MANUEL ARRIBAS MARÍN	DIRECTOR TESIS
RAÚL COTO MARTÍN	DOCTORANDO

Tipo documento	Versión
Protocolo	Versión 2 del 29 de noviembre de 2023
Hoja Información de Paciente	Versión 2 del 29 de noviembre de 2023

- 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.
 - El procedimiento previsto para el manejo de datos personales es adecuado.
 - Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial 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.

- Que este Comité ha decidido emitir un **DICTAMEN FAVORABLE**.
- Que en dicha reunión se cumplieron los requisitos establecidos en la legislación vigente – Real Decreto 1090/2015 – para que la decisión del citado CEIm sea válida.
- Que el CEIm Hospital Clínico San Carlos tanto en su composición como en sus procedimientos, cumple con las normas de BPC (CPMP/ICH/135/95) y con la legislación vigente que regula su funcionamiento.

Para que conste donde proceda, y a petición del interesado.

Lo que firmo en Madrid, a 4 de diciembre de 2023

GARCIA ARENILLAS
MARIA DEL MAR -
05250249Q

Firmado digitalmente por
GARCIA ARENILLAS MARIA
DEL MAR - 05250249Q
Fecha: 2023.12.04 13:05:58
+01'00'

Fdo.: Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIm Hospital Clínico San Carlos

Anexo III. Documento de información al paciente

El proyecto de investigación: “*Valoración biomecánica en miembros inferiores en población deportista y su relación con futuras lesiones*” ha recibido el dictamen favorable por parte del Comité Ético de Investigación del Hospital Clínico San Carlos de Madrid.

Para participar en el estudio deberá rellenar una hoja con sus datos personales que, de ninguna manera podrán ser publicados. Dichos datos serán guardados de manera confidencial según ordena la Ley Orgánica de Protección de Datos 3/2018. Para ello, a cada sujeto que participe en el presente estudio se le dotará de un número de identificación con el fin de salvaguardar su anonimato.

El estudio será llevado a cabo en el laboratorio de biomecánica de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios (perteneciente a la Universidad Pontificia Comillas), ubicada en Madrid.

El fin del presente estudio es medir y observar cambios en la fuerza y en la ratio de fuerza isquiotibiales/cuádriceps, factor de riesgo lesional de ligamento cruzado anterior, en diferentes ángulos de flexión de rodilla entre sexos. Para ello, se realizarán las siguientes mediciones en jugadores de baloncesto masculinos y femeninos en ambas rodillas:

- Test isocinético a 40°/s.
- Test isocinético a 120°/s
- Test isocinético a 180°/s

A 40°/s se realizarán 3 repeticiones de flexo-extensión de rodilla, a 120°/s se realizarán 5 repeticiones y a 180°/s se realizarán 10 repeticiones (desde los 100° de flexión de rodilla hasta la extensión completa). Para la fuerza isométrica se realizarán 3 repeticiones de 6 segundos de duración.

Se realizarán las mediciones con el dinamómetro PRIMUS RS de BTE Technologie con la herramienta 701 os similar. Se realizarán las mediciones para cada rodilla.

Las variables edad, género, posición de juego, así como todas las relacionadas con las horas de práctica deportiva y superficie de juego serán

recogidas por el investigador pasando un cuestionario a los participantes del estudio. Se pesará y medirá a cada paciente con el fin de obtener la variable de índice de masa corporal, que será calculada por el investigador.

Posibles riesgos, molestias y efectos secundarios del estudio:

Los riesgos derivados de la realización de las pruebas son todos aquellos presentes en la ejecución de una actividad física dentro de las capacidades propias del paciente. Únicamente se recogen datos físicos de la actividad biomecánica articular, y no se le solicita trabajar más allá de lo que el propio organismo (sano) pueda realizar.

Al tratarse de una actividad física, pueden producirse molestias similares a las de una actividad deportiva tales como: agujetas, cansancio o fatiga muscular. Siendo que las pruebas mantienen descansos durante su realización es muy poco probable que esto ocurra.

Como caso excepcional y raramente habitual, las pruebas pueden llegar a tener el mismo riesgo que realizar una actividad física en un entorno totalmente controlado, similar al riesgo de lesionarse al subir o bajar escaleras. A pesar de ser altamente improbable pueden producirse sobrecargas, lesiones musculares y/o tendinosas derivadas de la actividad muscular solicitada durante la evaluación.

Contraindicaciones:

Existe un elevado abanico de contraindicaciones que impiden ser derivados a la realización del estudio. No obstante, al ser valorado previamente por el servicio médico de su club, todas las contraindicaciones están excluidas para la realización de las distintas pruebas biomecánicas.

Posibilidad de retirar el consentimiento informado de forma libre cuando lo desee:

El paciente podrá abandonar libremente el estudio en el momento que lo precise y sin necesidad de justificar los motivos rellenando la **Hoja de revocación**. Así mismo se ha informado de la disponibilidad explícita a ampliar toda la información necesaria si el paciente así lo desea.

Firma del investigador

Firma del tutor legal

En Madrid a ____ de _____ del 20__

El proyecto ha pasado a llamarse: “*Valoración biomecánica de la fuerza de rodilla en jugadores de baloncesto cadete y junior: comparación en función del sexo*”, cambiando su nombre anterior expuesto en el presente documento.

Anexo IV. Consentimiento informado

Don/Doña _____
 con DNI _____, tutor legal de
 _____ con DNI

_____ afirmo haber recibido de forma clara y detallada las bases del proyecto de investigación: “**Valoración biomecánica de miembros inferiores en población deportista y su relación con futuras lesiones.**”

A su vez, afirmo haber comprendido correctamente todos los puntos explicados en la **Hoja de información al paciente** (naturaleza, objetivos, beneficios, riesgos **y contraindicaciones de la intervención**).

Firmando al final del documento acepto ser evaluado por los fisioterapeutas del equipo investigador mediante las mediciones explicadas en dicho documento.

Afirmo haber rellenado toda la documentación necesaria para participar en el proyecto de forma veraz.

Afirmo no presentar ninguna contraindicación para participar en el estudio.

Entiendo que mis datos personales no serán publicados ni usados con otro fin que no sea la de mandar a mi correo electrónico o dirección postal los resultados del presente estudio, por lo que se mantendrá mi anonimato en todo momento.

Por todo ello, acepto de manera voluntaria, consciente y desinteresada, la participación en el presente estudio y la publicación de los resultados de mis mediciones (de forma anónima) por parte del equipo investigador.

Afirmo haber sido informado y entiendo que puedo abandonar el estudio sin ningún tipo de repercusión económica ni legal en cualquier momento, rellenando la documentación necesaria (**Hoja de revocación**).

Por último, afirmo haber recibido una copia de la **Hoja de información al paciente**, del presente **Consentimiento informado** y de la **Hoja de revocación**.

Firmado:

En Madrid a ____ de ____ del 20__

El proyecto ha pasado a llamarse: “*Valoración biomecánica de la fuerza de rodilla en jugadores de baloncesto cadete y junior: comparación en función del sexo*”, cambiando su nombre anterior expuesto en el presente documento.

Anexo V. Hoja de revocación

Don/Doña _____ con
DNI _____ tutor legal de
_____ con DNI _____ a
fecha de ___ de _____ del 20___, y haciendo uso de mis derechos,
decido revocar el consentimiento informado firmado el día ___ de _____ del 20___
para la participación en el estudio de Investigación: "**Valoración biomecánica
de miembros inferiores en población deportista y su relación con futuras
lesiones**"

Para que conste, firmo el presente documento.

Firmado:

En Madrid a ___ de ___ del 20___

El proyecto ha pasado a llamarse: "*Valoración biomecánica de la fuerza de rodilla en jugadores de baloncesto cadete y junior: comparación en función del sexo*", cambiando su nombre anterior expuesto en el presente documento.

Anexo VI. Publicación 1

Coto Martín R, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Ríos Arroyo I, Cuéllar Marín L. Influence of knee angle on hamstring/quadriceps strength ratio in male soccer players. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(6):3040.

Enlace a la publicación: <https://doi.org/10.3390/app15063040>



Article

Influence of Knee Angle on Hamstring/Quadriceps Strength Ratio in Male Soccer Players

Raúl Coto Martín ^{1,2,*}, Néstor Pérez Mallada ^{1,2,3}, María Jesús Martínez Beltrán ^{1,2}, Inmaculada Ríos Arroyo ⁴ and Lucía Cuéllar Marín ^{1,2}

¹ San Juan de Dios Foundation, 28016 Madrid, Spain; nector.perez@comillas.edu (N.P.M.); mjesus.martinez@comillas.edu (M.J.M.B.); lcuellar@comillas.edu (L.C.M.)

² Health Sciences Department, San Juan de Dios School of Nursing and Physical Therapy, Comillas Pontifical University, 28350 Madrid, Spain

³ Institute for Research in Technology (IIT), ICAI School of Engineering, Comillas Pontifical University, 28008 Madrid, Spain

⁴ Gregorio Marañón Hospital, 28007 Madrid, Spain; inma.rios97@gmail.com

* Correspondence: rcoto@comillas.edu

Abstract: Hamstring muscle injuries account for 12% of all injuries in soccer players. Several studies claim that the hamstring/quadriceps (H/Q) strength ratio has the potential to predict hamstring injuries, although the current evidence is not robust enough to definitively support this claim. Therefore, the main objective of the present study is to analyze whether there are changes in the H/Q ratio at different knee flexion angles and establish a measurement protocol capable of reducing the high prevalence of hamstring injury. We performed an observational study with 24 third-division soccer players. The conventional isokinetic H/Q strength ratio and H/Q strength ratio were measured at different knee flexion angles (15°, 30°, 45°, 60°, and 75°) at 60°/s and 180°/s. The conventional H/Q ratio differs from the H/Q ratios at 15° and 30° knee flexion at 60°/s and from the H/Q ratios at 15°, 45°, 60°, and 75° at 180°/s ($p < 0.05$). Based on the results obtained in this study, we recommend calculating the H/Q ratios at 15° and 30° knee flexion in the protocol for measuring the flexor and extensor strength of the knee. This additional data will establish more specific cut-off points that could predict and prevent future hamstring muscle injuries.

Keywords: hamstring injury; strength ratio; hamstrings; quadriceps; soccer players



Academic Editor: Claudio Belvedere

Received: 29 January 2025

Revised: 5 March 2025

Accepted: 6 March 2025

Published: 11 March 2025

Citation: Coto Martín, R.; Pérez Mallada, N.; Martínez Beltrán, M.J.; Ríos Arroyo, I.; Cuéllar Marín, L. Influence of Knee Angle on Hamstring/Quadriceps Strength Ratio in Male Soccer Players. *Appl. Sci.* **2025**, *15*, 3040. <https://doi.org/10.3390/app15063040>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Professional soccer has seen an increase in physical demand [1], leading to a rise in muscle injuries [2], particularly in the hamstring muscles [2,3]. This type of injury accounts for 12% of all injuries in professional soccer, and this figure rises to 33% for muscle injuries alone [4,5]. Hamstring injuries occur with greater incidence during matches [6], and 56% of hamstring injuries occur during the second hour of sports practice [7]. The incidence is 30% higher in men than in women [8]. Additionally, 20% of soccer players will experience a hamstring injury during their career, with a 20% recurrence rate [9]. Recurrence is often due to inadequate recovery or shortened rehabilitation periods [10], leading to more severe re-injuries and prolonged loss of functionality [11,12]. Injuries occurring in the dominant leg have a greater effect on muscle volume [13]. However, no strength asymmetries have been found in soccer players between the dominant leg and the non-dominant leg in knee flexion–extension movements [14].

Most cases of hamstring injuries are non-contact injuries [7], occurring in the last swing phase during high-speed running, with the knee close to full extension [5,9] when

the hamstring must contract very rapidly (<250 ms) to decelerate the inertia [15]. We know that 80% of hamstring injuries occur in the biceps femoris, specifically in their long portion [9], possibly due to structural factors, and kinematic factors of running [16].

There are several non-modifiable risk factors that may increase the risk of hamstring injury: previous anterior cruciate ligament or hamstring injuries, age, weight, gender or race [17] and a previous hamstring injury [18,19]. Other modifiable risk factors include a deficit in hamstring or quadriceps muscle strength [4,19], decreased hamstring flexibility [20,21], gluteal muscle inhibition [22,23], increased biceps femoris/semiotendinosus muscle activation ratio [24], muscle fatigue [25], and decreased hamstring/quadriceps (H/Q) strength ratio below 0.47 [26]. However, some authors state that these data only predict 2.7% of injuries [27]. Brockett et al. [28] found that the angle at which the maximum peak strength of the hamstring musculature was produced can be a predictive factor of hamstring injuries. Notably, the maximum peak strength of the hamstring musculature is optimal the closer it is to 0° of knee flexion [29]. Considering that the hamstring musculature reaches its maximum peak strength at approximately 30° of knee flexion (in healthy subjects) [28], hamstring injuries almost always occur with the knee in extension [9], the current measurement of the H/Q strength ratio may not be entirely accurate in predicting hamstring injuries, and these tests should be performed under more game-like circumstances [3].

In the measurement of knee strength, the angle where maximum torque occurs is not the same for quadriceps (≈70° concentric) as for hamstrings (≈60° concentric and ≈30° eccentric) as shown in the study by Small et al. [30]. The maximum torque depends, in part, on the lever arm, depending on the muscle length that varies depending on the joint range. In the anterior and posterior thigh muscles, the H/Q ratio may be reduced in clinical relevance for this reason [31] because when quantified at different joint angles, they cannot determine the co-contraction capacity of these muscles [32]. To solve this problem, measurements of the H/Q ratio can be made at specific knee flexion angles to improve athlete evaluation data specificity and sensitivity. Studying these new H/Q ratios with an emphasis on angles close to knee extension, where most hamstring injuries occur, can help reduce the total number of injuries since specific strength protocols can be performed at knee angles where deficits have been found [31] since it has been seen that strength training at specific angles improves strength at that angle [30].

Therefore, the present study evaluated different H/Q ratios in male soccer players at various knee flexion angles and analyzed differences with the conventional ratio that could be used to improve the prediction of hamstring injuries.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental Design

A quantitative cross-sectional study was conducted where biomechanical strength tests were performed. Subsequently, the differences between the conventional isokinetic concentric H/Q strength ratio (at 60°/s and 180°/s) and isokinetic concentric H/Q strength ratio at five different knee flexion–extension angles (15°, 30°, 45°, 60°, and 75° of knee flexion) were analyzed.

Informed consent was obtained prior to the measurements for the analysis of the data for research purposes. The study was based on the ethical principles for medical research on human beings, which were declared in the Declaration of Helsinki in 1964 and the last update in Brazil in 2013. Also, in relation to the use of databases, the principles of the Taipei Declaration were considered. At all stages of the research, the respect and protection of personal data were guaranteed in accordance with the provisions of the Organic Law 3/2018.

The study was approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Hospital Clínico San Carlos of Madrid, Spain, with approval number C.P.-C.I. 15/416-E.

The isokinetic strength measurement tests were performed in the biomechanics laboratory of the San Juan de Dios School of Nursing and Physiotherapy, of the Comillas Pontifical University. Upon arrival at the laboratory, data were collected on weight and height [with which the body mass index (BMI) was subsequently calculated], age, dominance and playing position.

2.2. Subjects

Twenty-four healthy Spanish third-division male soccer players who were 21 ± 2 years old with a BMI of 22.06 ± 1.26 were evaluated. Subjects who had suffered knee and/or muscle (quadriceps and/or ischiocrural) injuries in the last 6 months were excluded.

A sample size calculation was performed by observing means with respect to a reference. An alpha risk of 0.05 and a beta risk of 0.2 were chosen. For the standard deviation and the minimum difference to be detected (10% of the mean), the variable measured in the study by Risberg et al. [33], maximum knee flexion strength in the dominant leg of soccer players [87.4 (13.6) Nm], was used. Ten percent was added for possible losses, and the final sample calculation resulted in $n = 22$.

2.3. Measurements

A PRIMUS RS dynamometer from BTE Technologies (Hanover, MD, USA) was used to perform the measurements. Participants were placed in a seated position with their hip flexed at 90° . Thigh straps were placed on the thigh to avoid hip offsets. It did not stabilize the trunk with more straps. The dynamometer shaft was correctly aligned with the femoral condyle. The pad was placed with a 30 cm lever arm in all subjects. Measurements were performed at two different angular velocities: at $60^\circ/s$, three flexion–extension repetitions were performed, and at $180^\circ/s$, five repetitions were performed. Before taking the measurements, a warm-up of 10 submaximal repetitions at $180^\circ/s$ was performed to become familiar with the device. A 2-min rest was allowed between each measurement. In each test, the knee joint range varied from 100° knee flexion to 0° (full extension).

2.4. Statistical Analysis

The value of the conventional H/Q ratio was calculated by dividing the maximum peak concentric strength, in Newton, of the ischiocrural musculature by the maximum peak strength of the quadriceps musculature at each measurement. The ratios at the different knee flexion angles were calculated by dividing the strength exerted by the ischiocrural musculature by the strength exerted by the quadriceps musculature at each angle (15° , 30° , 45° , 60° , and 75° of knee flexion) at isokinetic speed (Appendix A (Table A1)).

Statistical analysis was performed using SPSS® Version 23 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). As the sample was smaller than 30 subjects, the results were shown according to the median and interquartile range (Q1–Q3) using the highest value of each measurement. The Friedmann nonparametric test was used to analyze whether there were significant differences between the H/Q ratios measured (conventional and at established knee flexion angles). Post hoc test used was Bonferroni. The statistical test was performed for both velocities ($60^\circ/s$ and $180^\circ/s$). All statistical analyses used a significance level $p > 0.05$. To assess the degree of agreement among the different conditions, Kendall's W (coefficient of concordance) was used. Kendall's W ranges from 0 to 1, where $W = 0$ indicates no agreement among raters, while $W = 1$ represents perfect agreement. Values between 0.1 and 0.3 indicate weak agreement, between 0.3 and 0.5 indicate moderate agreement, and values greater than or equal to 0.5 suggest strong agreement. Kendall's W was used to determine the consistency of the rankings across the different experimental conditions. Subsequently, for the different data pairs where significant differences were found, the Wilcoxon effect size (Wilcoxon's r) was based on Cohen's classification: values between 0.1 and 0.3 indicate

a small effect, between 0.3 and 0.5 indicate a moderate effect, and values greater than or equal to 0.5 represent a large effect.

3. Results

In a seated position (with 90° of hip flexion), the H/Q ratio at 60°/s decreases as knee flexion increases ($p < 0.001$ and $W = 0.594$ (strong)). At 15° and 30° of knee flexion, higher H/Q ratios are observed [1.03 (0.88–1.21) and 0.83 (0.7–0.87)] but without significant differences between both angles ($p = 0.105$) compared to ratios obtained at 45° knee flexion [0.63 (0.55–0.77)], 60° knee flexion [0.53 (0.48–0.61)], and 75° knee flexion [0.47 (0.43–0.62)] ($p < 0.05$ and Wilcoxon's $r > 0.5$ in all cases (large effect)) in all cases. As for the conventional H/Q ratio of 0.6 (0.54–0.65), significant differences were found between this and the H/Q ratio at 15° and 30° knee flexion ($p < 0.001$ and Wilcoxon's $r > 0.5$ (large effect)) in both cases; Table 1 and Figure 1).

Table 1. H/Q ratios at 60°/s at different degrees of knee flexion (15°, 30°, 45°, 60°, and 75°) and conventional isokinetic H/Q strength ratio.

Variable	Median (Q1–Q3) ²	p-Value	Kendall's W	Post Hoc	p-Value	Wilcoxon's R
H/Q ratio ¹ at 15° knee flexion	1.03 (0.88–1.21)			15°-30°	0.105	-
				15°-45°	<0.001 *	0.87
				15°-60°	<0.001 *	0.86
				15°-75°	<0.001 *	0.83
				15°-conventional	<0.001 *	0.87
H/Q ratio at 30° knee flexion	0.83 (0.7–0.87)			30°-15°	0.105	-
				30°-45°	0.007 *	0.86
				30°-60°	<0.001 *	0.8
				30°-75°	<0.001 *	0.75
				30°-conventional	<0.001 *	0.84
H/Q ratio at 45° knee flexion	0.63 (0.55–0.77)	<0.001 *	0.594	45°-15°	<0.001 *	0.87
				45°-30°	0.007 *	0.86
				45°-60°	0.064	-
				45°-75°	<0.001 *	0.51
				45°-conventional	0.396	-
H/Q ratio at 60° knee flexion	0.53 (0.48–0.61)			60°-15°	<0.001 *	0.86
				60°-30°	<0.001 *	0.8
				60°-45°	0.064	-
				60°-75°	0.537	-
				60°-conventional	0.316	-
H/Q ratio at 75° knee flexion	0.47 (0.43–0.62)			75°-15°	<0.001 *	0.83
				75°-30°	<0.001 *	0.75
				75°-45°	<0.001 *	0.51
				75°-60°	0.537	-
				75°-conventional	0.105	-
Conventional H/Q ratio	0.6 (0.54–0.65)			Conventional-15°	<0.001 *	0.87
				Conventional-30°	<0.001 *	0.84
				Conventional-45°	0.396	-
				Conventional-60°	0.316	-
				Conventional-75°	0.105	-

¹ The H/Q ratio at 60°/s was calculated by dividing the maximum hamstring strength value of the repetitions performed (measured in Newtons) by the maximum quadriceps strength value of the repetitions performed. ² Q1 is the first quartile data, and Q3 is the third quartile data. Friedman test. Post hoc Bonferroni. The sample size was n = 24. The asterisk (*) indicates significant differences ($p < 0.05$).

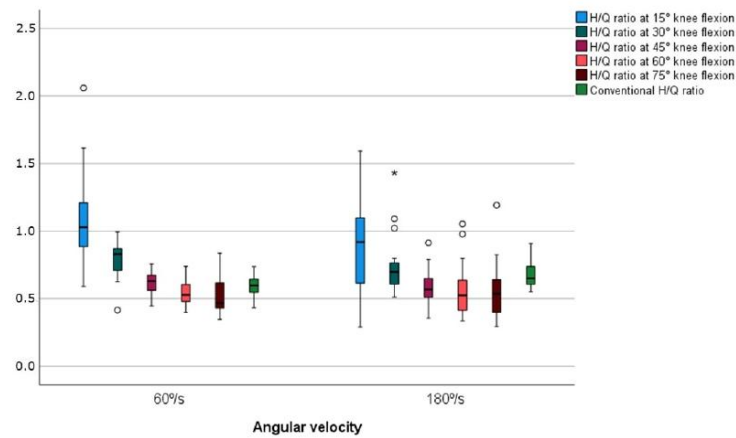


Figure 1. H/Q ratios measured at 60°/s and 180°/s in a sitting position. The asterisk (*) represent extreme outliers, while circles (o) indicate mild outliers.

Similarly, at 180°/s, the H/Q ratios decreased as the knee flexed. At 15° and 30° of knee flexion, higher H/Q ratios were observed [0.91 (0.6–1.11) and 0.7 (0.6–0.77)] without significant differences ($p = 0.226$) comparatively to the ratios obtained at 45° knee flexion [0.57 (0.51–0.65)], at 60° knee flexion [0.52 (0.41–0.64)], and at 75° knee flexion [0.53 (0.39–0.64)] ($p < 0.05$ and Wilcoxon’s $r > 0.5$ (large effect) in all cases) As for the conventional H/Q ratio [0.65 (0.6–0.74)], significant differences were found between this and the H/Q ratio at 15°, 45°, 60°, and 75° knee flexion ($p < 0.05$ and Wilcoxon’s $r > 0.5$ (large effect in all cases; Table 2 and Figure 1).

Table 2. H/Q ratios at 180°/s at different degrees of knee flexion (15°, 30°, 45°, 60°, and 75°) and conventional isokinetic H/Q strength ratio.

Variable	Median (Q1–Q3) ²	p-Value	Kendall’s W	Post Hoc	p-Value	Wilcoxon’s R
H/Q ratio ¹ at 15° knee flexion	0.91 (0.6–1.11)			15°–30°	0.226	-
				15°–45°	<0.001 *	0.69
				15°–60°	0.006 *	0.64
				15°–75°	0.026 *	0.59
				15°–conventional	0.04 *	0.58
H/Q ratio at 30° knee flexion	0.7 (0.6–0.77)	<0.001 *	0.357	30°–15°	0.226	-
				30°–45°	<0.001 *	0.86
				30°–60°	0.013 *	0.68
				30°–75°	0.044 *	0.61
				30°–conventional	1.0	-
H/Q ratio at 45° knee flexion	0.57 (0.51–0.65)			45°–15°	<0.001 *	0.69
				45°–30°	<0.001 *	0.86
				45°–60°	1.0	-
				45°–75°	1.0	-
				45°–conventional	<0.001 *	0.8

Table 2. Cont.

Variable	Median (Q1–Q3) ²	p-Value	Kendall's W	Post Hoc	p-Value	Wilcoxon's R
H/Q ratio at 60° knee flexion	0.52 (0.41–0.64)			60°-15°	0.006 *	0.64
				60°-30°	0.013 *	0.68
				60°-45°	1.0	-
				60°-75°	1.0	-
				60°-conventional	0.032 *	0.56
H/Q ratio at 75° knee flexion	0.53 (0.39–0.64)	<0.001 *	0.357	75°-15°	0.026 *	0.59
				75°-30°	0.044 *	0.61
				75°-45°	1.0	-
				75°-60°	1.0	-
				75°-conventional	0.130	-
Conventional H/Q ratio	0.65 (0.6–0.74)			Conventional-15°	0.04 *	0.58
				Conventional-30°	1.0	-
				Conventional-45°	<0.001 *	0.8
				Conventional-60°	0.032 *	0.56
				Conventional-75°	0.130	-

¹ The H/Q ratio at 180°/s was calculated by dividing the maximum hamstring strength value of the repetitions performed (measured in Newtons) by the maximum quadriceps strength value of the repetitions performed. ² Q1 is the first quartile data, and Q3 is the third quartile data. Friedman test. Post hoc Bonferroni. The sample size was n = 24. The asterisk (*) indicates significant differences ($p < 0.05$).

4. Discussion

The relationship between isokinetic concentric strength at 60°/s and 180°/s of the hamstring and quadriceps musculature (ratio) at different knee flexion angles was studied. The results obtained in our study indicate that at low angular velocities in isokinetic tests (60°/s), in addition to the conventional H/Q ratio, the H/Q ratios at 15° and 30° knee flexion should be considered since they are unique and provide more information on the athlete's muscular state.

Our results align well with those obtained by Figoni et al. [34]. Although the hip flexion was slightly higher (120°) and the measured velocities were different (15°/s and 90°/s) than in Figoni et al.'s [34] study, the relationships found in terms of the calculated ratios were similar to ours. The H/Q ratios at 15°/s decreased as the knee flexed. At 15° and 30° of knee flexion, higher H/Q ratios were observed (2.00 (0.37) and 1.43 (0.33)) than the ratios obtained with higher knee flexion angles (0.89 (0.19) and 0.50 (0.11)) and comparatively with the conventional ratio obtained (0.70 (0.13)). The same occurred at 90°/s, with 15° and 30° of knee flexion; higher H/Q ratios were observed (1.24 (0.32) and 0.90 (0.20)) than the ratios obtained with greater knee flexion angles (0.75 (0.18) and 0.65 (0.13)) and the conventional ratio (0.66 (0.11)). The results may improve for the hamstring injuries risk assessment because evaluating H/Q ratios at 15° and 30° of knee flexion, where hamstring injuries are more likely to occur, provides a more accurate assessment of muscle imbalances than the conventional ratio.

Some authors claim that strength ratios measured with a dynamometer can predict the risk of hamstring injury, and others claim the opposite [26]. In the systematic review by Baroni et al. [35], the mean values of the conventional H/Q ratios of soccer players at different angular velocities measured with the participant seated (hip with 90° of flexion) were established. In the conventional H/Q ratio at 60°/s, the values were 0.65 ± 0.12 and at 180°/s 0.67 (0.17), results similar to those obtained in our study (0.59 (0.08) and 0.67 (0.09), respectively).

The cut-off point of the conventional H/Q ratio (below these values, we can consider the risk of muscle rupture) is 0.47 [26]. In contrast to the above, Dauty et al. [27] mentioned

that these data should not be taken as the only reference for predicting hamstring injury since, in their study, only 2.7% of the injured players were below these values. In relation to the above, Grygorowicz et al. [36] determined that, regarding the conventional ratio, taking a value of 0.658 as a cut-off point has greater sensitivity (and therefore fewer false negatives) than a value of 0.47. However, taking 0.47 as the cut-off point has a higher specificity than taking a value of 0.658 (therefore, there will be fewer false positives), so it is difficult to determine what cut-off point to set.

When interpreting the strength values of the hamstring musculature and the H/Q ratio, it is necessary to take into account the level at which the athlete we are evaluating competes, since it has been indicated that second-division soccer players have a lower concentric hamstring strength peak (measured at 60°/s) than first-division soccer players and, therefore, a lower conventional H/Q ratio at 60°/s (0.59 (0.1) versus 0.62 (0.1)) [33]. In the present study, third-division players were measured whose mean conventional H/Q ratio at 60°/s resembles second-division players.

Dauty et al. [26] stated that with the strength values obtained using the dynamometer, more than one-third of hamstring injuries could be reduced. The results of their study concluded that hamstring injuries can be predicted 36.9% of the time if the concentric H/Q ratio at 180°/s is less than 0.47. They also state that if the concentric hamstring strength at 60°/s is 15% lower than the contralateral side, injury can be prevented 34% of the time. Additionally, Bourne et al. [9] reported that one-third of hamstring injuries could be reduced by finding muscle imbalances between the hamstring and quadriceps musculature.

Isokinetic knee dynamometric assessment in soccer players is usually performed in a seated position [37], but in the studies of Guex et al. [16] and Kellis et al. [37], the conventional H/Q ratio was found to be different according to the hip position. It seems interesting, beyond the conventional H/Q ratio, to analyze in detail the strength graph of the hamstring and quadriceps muscles to obtain ratios at different angles for predicting more injuries, as shown with hand grip strength [38].

It will be necessary to continue this line of research by relating the H/Q ratios at 15° and 30° knee flexion with future muscle injuries, establishing new cut-off points for predicting injuries with greater accuracy and reducing the incidence of hamstring injuries.

5. Conclusions

Ischiocrural muscle injuries are increasing annually, and while the conventional H/Q ratio is used for prevention, its utility remains controversial due to the lack of consensus on cut-off points. Our study suggests that H/Q ratios at 15° and 30° of knee flexion differ from the conventional ratio. Since these injuries frequently occur near full extension, incorporating these specific measurements into prediction protocols could be considered for future research.

6. Limitations and Future Lines of Research

This study included only male third-division soccer players, which limits its applicability to female athletes or higher-level professionals.

As this is an observational study, future research will need to be conducted to correlate these data with the injuries that occur.

Author Contributions: Conceptualization, R.C.M. and N.P.M.; methodology, R.C.M.; software, R.C.M.; validation, R.C.M., N.P.M. and M.J.M.B.; formal analysis, M.J.M.B.; investigation, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M. and I.R.A.; resources, L.C.M. and M.J.M.B.; data curation, R.C.M. and M.J.M.B.; writing—original draft preparation, R.C.M., N.P.M. and I.R.A.; writing—review and editing, L.C.M. visualization, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M. and I.R.A.; supervision, N.P.M.;

project administration, R.C.M.; funding acquisition, L.C.M. and M.J.M.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research did not receive external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Hospital Clínico San Carlos of Madrid (C.P.-C.I. 15/416-E approved on 15 September 2015).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The original contributions presented in the study are included in the article; further inquiries can be directed to the corresponding author.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

Appendix A

Table A1. Flexion strength, extension strength, and H/Q ratios at 60°/s and 180°/s at different degrees of knee flexion (15°, 30°, 45°, 60°, and 75°) and the maximum strength and conventional isokinetic H/Q strength ratio.

	60°/s Flexion Median (Q1–Q3) ²	60°/s Extension Median (Q1–Q3)	60°/s H/Q Ratio ¹ Median (Q1–Q3)	180°/s Flexion Median (Q1–Q3)	180°/s Extension Median (Q1–Q3)	180°/s H/Q Ratio Median (Q1–Q3)
15°	69.98 (48.58–88.72)	63.98 (55.29–76.66)	1.03 (0.88–1.21)	55.81 (36.91–86.94)	67.06 (53.89–85.95)	0.91 (0.6–1.11)
30°	81.82 (72.82–91.31)	95.17 (86.99–116.95)	0.83 (0.7–0.87)	63.28 (48.64–81.38)	96.95 (71.16–115.27)	0.7 (0.6–0.77)
45°	79.32 (74.36–94.19)	127.26 (116.34–157.71)	0.63 (0.55–0.77)	64.04 (43.19–79.54)	111.81 (79.24–134.78)	0.57 (0.51–0.65)
60°	76.86 (68.98–90.11)	149.13 (131.74–168.78)	0.53 (0.48–0.61)	56.94 (46.05–69.41)	115.73 (88.21–132.7)	0.52 (0.41–0.64)
75°	64.51 (58.03–74.44)	141.16 (107.11–162.51)	0.47 (0.43–0.62)	44.44 (36.97–55.86)	97.68 (72.56–116.37)	0.53 (0.39–0.64)
Maximum	96.10 (80.05–108.73)	165.38 (149.19–177.24)	0.6 (0.54–0.65)	79.34 (65.98–99.12)	124.43 (92.87–148.26)	0.65 (0.6–0.74)

¹ The H/Q ratio at 60°/s and 180°/s was calculated by dividing the maximum hamstring strength value of the repetitions performed (measured in Newtons) by the maximum quadriceps strength value of the repetitions performed. ² Q1 is the first quartile data, and Q3 is the third quartile data.

References

1. Jones, A.; Jones, G.; Greig, N.; Bower, P.; Brown, J.; Hind, K.; Francis, P. Epidemiology of injury in English Professional Football players: A cohort study. *Phys. Ther. Sport* **2019**, *35*, 18–22. [[CrossRef](#)]
2. Eirale, C. Hamstring injuries are increasing in men's professional football: Every cloud has a silver lining? *Br. J. Sports Med.* **2018**, *52*, 1489. [[CrossRef](#)]
3. Grazioli, R.; Lopez, P.; Andersen, L.L.; Machado, C.L.F.; Pinto, M.D.; Cadore, E.L.; Pinto, R.S. Hamstring rate of torque development is more affected than maximal voluntary contraction after a professional soccer match. *Eur. J. Sport Sci.* **2019**, *19*, 1336–1341. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Ayala, F.; López-Valenciano, A.; Gámez Martín, J.A.; De Ste Croix, M.; Vera-García, F.J.; García-Vaquero, M.D.P.; Ruiz-Pérez, I.; Myer, G.D. A preventive model for hamstring injuries in professional soccer: Learning algorithms. *Int. J. Sports Med.* **2019**, *40*, 344–353. [[CrossRef](#)]
5. Lee, J.W.Y.; Mok, K.; Chan, H.C.K.; Yung, P.S.H.; Chan, K. Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 789–793. [[CrossRef](#)]
6. Ekstrand, J.; Waldén, M.; Häggglund, M. Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 731–737. [[CrossRef](#)]

7. Cross, K.M.; Gurka, K.K.; Saliba, S.; Conaway, M.; Hertel, J. Comparison of thigh muscle strain occurrence and injury patterns between male and female high school soccer athletes. *J. Sport Rehabil.* **2018**, *27*, 451–459. [\[CrossRef\]](#)
8. Larruskain, J.; Lekue, J.A.; Diaz, N.; Odriozola, A.; Gil, S.M. A comparison of injuries in elite male and female football players: A five-season prospective study. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 237–245. [\[CrossRef\]](#)
9. Bourne, M.N.; Timmins, R.G.; Opar, D.A.; Pizzari, T.; Ruddy, J.D.; Sims, C.; Williams, M.D.; Shield, A.J. An evidence-based framework for strengthening exercises to prevent hamstring injury. *Sports Med.* **2018**, *48*, 251–267. [\[CrossRef\]](#)
10. Maniar, N.; Shield, A.J.; Williams, M.D.; Timmins, R.G.; Opar, D.A. Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: A systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 909–920. [\[CrossRef\]](#)
11. Green, B.; Bourne, M.N.; Pizzari, T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* **2008**, *52*, 329–336. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
12. Hickey, J.T.; Timmins, R.G.; Maniar, N.; Rio, E.; Hickey, P.F.; Pitcher, C.A.; Williams, M.D.; Opar, D.A. Pain-free versus pain-threshold rehabilitation following acute hamstring strain injury: A randomized controlled trial. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2020**, *50*, 91–103. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Svensson, K.; Eckerman, M.; Alricsson, M.; Magounakis, T.; Werner, S. Muscle injuries of the dominant or non-dominant leg in male football players at elite level. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2018**, *26*, 933–937. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. DeLang, M.D.; Rouissi, M.; Bragazzi, N.L.; Chamari, K.; Salamh, P.A. Soccer footedness and between-limbs muscle strength: Systematic review and meta-analysis. *Int. J. Sport Physiol. Perform.* **2019**, *14*, 551–562. [\[CrossRef\]](#)
15. Correia, P.; Santos, P.; Mil-Homens, P.; Gomes, M.; Dias, A.; Valamatos, M.J. Rapid hamstrings to quadriceps ratio at long muscle lengths in professional football players with previous hamstring strain injury. *Eur. J. Sport Sci.* **2020**, *20*, 1405–1413. [\[CrossRef\]](#)
16. Guex, K.; Gojanovic, B.; Millet, G.P. Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. *J. Athl. Train.* **2012**, *47*, 390–395. [\[CrossRef\]](#)
17. Orchard, J.W.; Chaker Jomaa, M.; Orchard, J.J.; Rae, K.; Hoffman, D.T.; Reddin, T.; Driscoll, T. Fifteen-week window for recurrent muscle strains in football: A prospective cohort of 3600 muscle strains over 23 years in professional Australian rules football. *Br. J. Sports Med.* **2020**, *54*, 1103–1107. [\[CrossRef\]](#)
18. Häggglund, M.; Waldén, M.; Ekstrand, J. Injury recurrence is lower at the highest professional football level than at national and amateur levels: Does sports medicine and sports physiotherapy deliver? *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 751–758. [\[CrossRef\]](#)
19. Roe, M.; Delahunt, E.; McHugh, M.; Gissane, C.; Malone, S.; Collins, K.; Blake, C. Association between eccentric knee flexor strength and hamstring injury risk in 185 elite Gaelic football players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2020**, *30*, 515–522. [\[CrossRef\]](#)
20. Chen, C.H.; Xin, Y.; Lee, K.W.; Lin, M.J.; Lin, J.J. Acute effects of different dynamic exercises on hamstring strain risk factors. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0191801. [\[CrossRef\]](#)
21. Dallinga, J.M.; Benjaminse, A.; Lemmink, K.A.P.M. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? A systematic review. *Sports Med.* **2012**, *42*, 791–815. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Schuermans, J.; Danneels, L.; Van Tiggelen, D.; Palmans, T.; Witvrouw, E. Proximal neuromuscular control protects against hamstring injuries in male soccer players: A prospective study with electromyography time-series analysis during maximal sprinting. *Am. J. Sports Med.* **2017**, *45*, 1315–1325. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Schuermans, J.; Van Tiggelen, D.; Palmans, T.; Danneels, L.; Witvrouw, E. Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait Posture* **2017**, *57*, 270–277. [\[CrossRef\]](#)
24. Schuermans, J.; Van Tiggelen, D.; Danneels, L.; Witvrouw, E. Susceptibility to hamstring injuries in soccer: A prospective study using muscle functional magnetic resonance imaging. *Am. J. Sports Med.* **2016**, *44*, 1276–1285. [\[CrossRef\]](#)
25. de Hoyo, M.; Naranjo Orellana, J.; Carrasco Pérez, L.; Sanudo, B.; Jiménez-Barroca, J.J.; Domínguez-Cobo, S. Revisión sobre la lesión de la musculatura isquiotibial en el deporte: Factores de riesgo y estrategias para su prevención. *Rev. Andal. Med. Deporte* **2013**, *6*, 30–37. [\[CrossRef\]](#)
26. Dauty, M.; Menu, P.; Fouasson-Chailloux, A.; Ferréol, S.; Dubois, C. Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscles Ligaments Tendons J.* **2016**, *6*, 116–123. [\[CrossRef\]](#)
27. Dauty, M.; Menu, P.; Fouasson-Chailloux, A. Cutoffs of isokinetic strength ratio and hamstring strain prediction in professional soccer players. *Scand. J. Med. Sci. Sport* **2018**, *28*, 276–281. [\[CrossRef\]](#)
28. Brockett, C.L.; Morgan, D.L.; Proske, U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2004**, *36*, 379–387. [\[CrossRef\]](#)
29. Guex, K.J.; Lugrin, V.; Borloz, S.; Millet, G.P. Influence on strength and flexibility of a swing phase-specific hamstring eccentric program in sprinters' general preparation. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 525–532. [\[CrossRef\]](#)
30. Small, K.; McNaughton, L.; Greig, M.; Lovell, R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J. Sci. Med. Sport* **2010**, *13*, 120–125. [\[CrossRef\]](#)
31. Eustace, S.J.; Morris, R.; Tallis, J.; Page, R.M.; Greig, M. The influence of angle-specific torque of the knee flexors and extensors on the angle-specific dynamic control ratio in professional female soccer players. *J. Sports Sci.* **2022**, *40*, 1235–1242. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

32. Eustace, S.J.; Page, R.M.; Greig, M. Isokinetic strength differences between elite senior and youth female soccer players identifies training requirements. *Phys. Ther. Sport* **2019**, *39*, 45–51. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Risberg, M.A.; Steffen, K.; Nilstad, A.; Myklebust, G.; Kristianslund, E.; Moltubakk, M.M.; Krosshaug, T. Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, 2314–2323. [[CrossRef](#)]
34. Figoni, S.F.; Christ, C.B.; Massey, B.H. Effects of speed, hip and knee angle, and gravity-on hamstring to quadriceps torque ratios. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **1998**, *9*, 287–291. [[CrossRef](#)]
35. Baroni, B.M.; Ruas, C.V.; Ribeiro-Alvares, J.B.; Pinto, R.S. Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 281–293. [[CrossRef](#)]
36. Grygorowicz, M.; Michałowska, M.; Walczak, T.; Owen, A.; Grabski, J.K.; Pyda, A.; Piontek, T.; Kotwicki, T. Discussion about different cut-off values of conventional hamstring-to-quadriceps ratio used in hamstring injury prediction among professional male football players. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0188974. [[CrossRef](#)]
37. Kellis, E.; Ellinoudis, A.; Kofotolis, N. Effect of hip flexion angle on the hamstring to quadriceps strength ratio. *Sports* **2019**, *7*, 43. [[CrossRef](#)]
38. Oteo, J.A.; Benavente, P.; Garzón, M. Securities regulatory force fist in Spanish working age population. Anthropometric influence of variables of the hand and forearm. *Rev. Iberoam. Cirugía Mano* **2015**, *43*, 104–110. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Anexo VII. Publicación 2

Coto Martín R, Pérez Mallada N, Martínez Beltrán MJ, Cuéllar Marín L, Borrás Luján PJ, Otín Arroyo O, et al. Differences in strength, muscle work, and hamstring/quadriceps ratio in professional and junior elite basketball players according to sex. *J Funct Morphol Kinesiol* [Internet]. 2025;10(2):204.

Enlace a la publicación: <https://doi.org/10.3390/jfmk10020204>



Article

Differences in Strength, Muscle Work, and Hamstring/Quadriceps Ratio in Professional and Junior Elite Basketball Players According to Sex

Raúl Coto Martín ^{1,2}, Néstor Pérez Mallada ^{1,2,3,*}, María Jesús Martínez Beltrán ^{1,2},
Lucía Cuéllar Marín ^{1,2,4}, Pablo José Borrás Luján ⁵, Oscar Otín Arroyo ⁵, María Ana Sáenz-Nuño ³
and Juan Manuel Arribas-Marín ^{1,2}

¹ San Juan de Dios Foundation, 28016 Madrid, Spain; rcoto@comillas.edu (R.C.M.); mjesus.martinez@comillas.edu (M.J.M.B.); lcuellar@comillas.edu (L.C.M.); juanmarribas@comillas.edu (J.M.A.-M.)

² Health Sciences Department, San Juan de Dios School of Nursing and Physical Therapy, Comillas Pontifical University, 28350 Madrid, Spain

³ Institute for Research in Technology (IIT), ICAI School of Engineering, Comillas Pontifical University, 28015 Madrid, Spain; msaez@iit.comillas.edu

⁴ GICAF Research Group, Department of Education, Research Methods and Evaluation, Faculty of Human and Social Sciences, Universidad Pontificia Comillas, 28049 Madrid, Spain

⁵ Club Estudiantes de Baloncesto, 28006 Madrid, Spain; pborras@clubestudiantes.com (P.J.B.L.); o.otin@clubestudiantes.com (O.O.A.)

* Correspondence: nestor.perez@comillas.edu; Tel.: +34-91-893-37-69



Academic Editors: Luis Manuel Martínez Aranda, Javier Raya-González, Roland Van den Tillaar and Walter Herzog

Received: 26 March 2025

Revised: 5 May 2025

Accepted: 31 May 2025

Published: 2 June 2025

Citation: Coto Martín, R.; Pérez Mallada, N.; Martínez Beltrán, M.J.; Cuéllar Marín, L.; Borrás Luján, P.J.; Arroyo, O.O.; Sáenz-Nuño, M.A.; Arribas-Marín, J.M. Differences in Strength, Muscle Work, and Hamstring/Quadriceps Ratio in Professional and Junior Elite Basketball Players According to Sex. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **2025**, *10*, 204. <https://doi.org/10.3390/jfmk10020204>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Background: Anterior cruciate ligament (ACL) injury is more prevalent in young athletes and women. A deficit of knee flexor strength and a H/Q strength ratio below 0.6 in athletes are risk factors. Therefore, the main objective of this study is to determine if there are differences in the strength of the knee musculature, joint work, and H/Q ratio between professional and junior elite basketball players and sexes, since there are differences in the incidence of ACL injuries between these groups. **Methods:** Forty-three professional (27 male and 16 female) and 42 junior elite (28 male and 14 female) basketball players were evaluated. Dynamometric knee flexion and extension measurements were performed on both lower limbs at three angular velocities: 30°/s, 120°/s, and 180°/s. Concentric knee flexion and extension strength variables were measured in Newtons, the strength ratio between flexors and extensors in H/Q ratio, and muscle work (product of force times displacement) in Joules. Comparisons of the measured variables were made between categories and sexes. **Results:** Significant differences ($p < 0.05$) were found between categories (professional and junior) in all measured strength parameters as well as in joint work. No differences were found between categories in the H/Q ratios. Significant differences ($p < 0.05$) were found between sexes in most measured strengths and joint work. However, no differences were found in most of the H/Q ratios. Female basketball players have lower values of strength and muscle work than male players, however, in the H/Q ratio data there are no differences between the two groups. The same occurs between junior and professional athletes. **Conclusions:** The authors conclude that flexor and extensor strength values should be analyzed in isolation and not in terms of the H/Q ratio.

Keywords: anterior cruciate ligament (ACL) injury; strength ratio; isokinetic strength; hamstrings; quadriceps; basketball players

1. Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most common and serious knee injuries in sports [1–4] and is increasing annually by 1.3% [5]. There is a higher incidence of this injury in sports such as basketball, with continuous changes of direction, jumps, and landings [4]. Notably, ACL injury occurs more frequently in female athletes between the ages of 15 and 19 years and male athletes between the ages of 20 and 24 years [6]. Previous studies have reported a higher incidence of ACL injuries in female athletes (3.5%) compared to male athletes (2%) [7]. These injuries are three to six times more common in female athletes [3], and the risk may be up to 10 times higher among females participating in pivoting sports such as basketball and soccer [8].

However, it is important to note that the prevalence of ACL injuries may vary depending on the athlete's age. Benis et al. [9] evaluated the incidence of ACL injuries in elite basketball players aged 11 to 30 years. The study reported that 13.8% of injuries occurred in athletes aged 11–15 (Tier 2, intermediate-level athletes [10]), 52.5% in athletes aged 16–20 (Tier 3, advanced-level athletes [10]), and 16.9% in athletes aged 21–25 and 26–30 (Tier 4, elite-level athletes [10]). These results highlight the significant differences in injury prevalence across age groups and performance levels [9]. The greatest risk of injury in the young population may be linked to the body maturation process. It is important to note that the rapid growth of bones during puberty does not match the speed of muscle growth, which is slower. This can lead to a loss of flexibility, which in turn is associated with a higher risk of injury. Additionally, in women, the increase in strength of the knee flexor-extensor muscles after the peak growth period is not only smaller but also delayed compared to men. Similarly, the increase in hamstring muscle strength in women is less than that of the quadriceps muscles [11]. In terms of hormonal factors, women who have gone through menarche are up to 6.7 times more likely to suffer an ACL injury compared to prepubescent athletes who have not yet menstruated. In relation to this, when a woman is in the pre-ovulatory phase of the menstrual cycle, she has two to three times more risk of injury compared to other stages of the cycle. High concentrations of estrogens, such as estradiol, can negatively affect the ligament structure and, consequently, its mechanical function [12].

Biomechanical alterations in movement patterns may also favor the risk of suffering this injury. Alterations such as dynamic knee valgus [1,2], less pelvic anteversion [13], a deficit of ankle dorsal flexion [14], less ground contact time in landing after jumping [15], and a decrease in hamstring strength reduces the ability to control the tibia and increasing its anterior translation, which causes the ligament to bear more load. Additionally, when the quadriceps are stronger than the hamstrings, this muscle group will also contribute to the anterior translation [1].

ACL tears are commonly associated with an imbalance between the knee quadriceps extensor and hamstring flexor musculature (H/Q ratio) [16,17], as well as a decrease in hamstring strength [2,18,19]. The cut-off point for this ratio is set at 0.6; below this, the risk of associated hamstring musculature or ACL injuries increases [16]. However, there is evidence that it is impossible to predict ACL injuries with conventional H/Q ratio data since it does not consider the angle where the peak of maximal force occurs [20]. Regarding joint work (the product of force and displacement), there is little literature on the subject, but we believe it is a variable that provides us with interesting data on the athlete's functionality [21]. Several recent studies have highlighted that a low H/Q ratio, particularly under dynamic conditions, may contribute to the risk of ACL re-injury. However, they also emphasize that its predictive value is limited when considered in isolation and should be interpreted alongside other neuromuscular or biomechanical variables [22,23]. The inclusion of joint work aims to capture not only the peak strength but

also functional capacity during movement, providing a more comprehensive assessment of knee musculature performance under load. This integrated approach may more accurately reflect real sport conditions and improve the sensitivity in identifying athletes at risk.

The primary objective of this study is to investigate whether significant differences exist in knee flexion and extension strength, joint work, and the H/Q ratio among male and female professional and junior basketball players. Given that ACL injuries are frequently associated with muscular imbalances and alterations in the H/Q ratio, this study seeks to shed light on how these variables may vary by gender and level of experience. The central hypothesis posits that female and junior athletes would present lower values in knee flexor and extensor strength, H/Q ratio, and joint work, factors that may contribute to their elevated risk of ACL injuries. This hypothesis is informed by the existing literature, demonstrating that reduced joint work capacity and compromised H/Q ratios heighten susceptibility to knee injuries. By focusing on this biomechanical interplay, the study aims to contribute nuanced insight into injury risk profiling and inform targeted, evidence-based prevention strategies.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental Design

A cross-sectional study was carried out, with data collected from clinical reports of the biomechanical tests of basketball players used for injury prevention in 2021–2022. All reports belonging to players with sports medical discharge were included. Reports belonging to players on medical leave at the time of measurement or who had previously suffered an ACL injury were excluded.

Informed consent for data analysis was obtained for research purposes before the measurements. The study is based on the ethical principles for medical research involving human beings as declared in Helsinki in 1964 and the latest update in Brazil in 2013. Additionally, regarding the use of databases, the principles of the Taipei Declaration were considered.

The study was approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Hospital Clínico San Carlos of Madrid, Spain, with approval number C.P.-C.I. 23/704-E, 4 December 2023.

Isokinetic strength measurement tests were performed in the biomechanics laboratory of the San Juan de Dios School of Nursing and Physiotherapy, Comillas Pontifical University.

2.2. Subjects

Eighty-five highly competitive basketball players were evaluated. Forty-three were professionals (between 19 and 32 years old) with a mean mass, height, and BMI of 85.7 ± 14.4 kg, 1.92 ± 0.14 m, and 23.01 ± 1.51 , respectively (27 males with a mean mass of 93.67 ± 9.90 kg, height of 2.00 ± 0.09 m, and BMI 23.37 ± 1.19 and 16 females with a mean mass of 72.25 ± 10.20 kg, height of 1.79 ± 0.09 m, and BMI 22.4 ± 1.83).

A sample size calculation was performed by comparing the means to a reference value. A statistical power of 80% ($1 - \beta = 0.80$) and a significance level of 5% ($\alpha = 0.05$) were applied. To determine the standard deviation and the minimum detectable difference (10% of the mean), the peak knee flexion strength in basketball players (88.8 ± 18.6) reported by Kyung Kin et al. [24] was used. An additional 10% was included to account for potential dropouts, resulting in a final estimated sample size of $n = 39$. Upon arrival at the laboratory, mass and height data were collected, from which the BMI was calculated.

2.3. Procedure

The PRIMUS RS 701 dynamometer (BTE Technologies, Hanover, MD, USA) was used to perform the concentric strength tests, as this type of device is considered the gold standard for measuring muscular strength [21,25]. The participants were placed in a seated position with the hip flexed at 110°. No support straps were placed on the trunk, hip, or thigh to avoid generating more fixed supporting points than the pad itself. The axis of the dynamometer was correctly aligned with the axis of motion of the knee joint. The pad was positioned with a 30 cm lever arm on all subjects. Measurements were performed at three different angular velocities: at 30°/s, three repetitions of flexion–extension were performed; at 120°/s, five repetitions were performed; and at 180°/s, ten repetitions were performed [26]. Before taking the measurements, a warm-up of ten submaximal flexo-extensions of the knee at 180°/s was performed to familiarize the participants with the device. A 2 min rest was given between each measurement.

The H/Q ratio was calculated by dividing the hamstring musculature's maximum peak strength but the quadriceps musculature's maximum peak strength at each measurement.

The joint work was automatically calculated by the Primus isokinetic device as the product of the measured force and the distance covered during the movement from full extension to 90° of knee flexion, in accordance with the range established by the testing protocol and considering the length of the applied lever arm. The total work for each angular velocity corresponds to the sum of the work performed across all repetitions executed at that speed.

2.4. Statistical Analysis

Statistical analysis was performed using the IBM SPSS® software (version 23.0, Armonk, NY, USA) to determine whether significant differences exist between the categories (professional and junior) and/or sex. The Kolmogorov–Smirnov test was used to determine the normal or non-normal distribution of the variables. The nonparametric Mann–Whitney U test was used for variables that did not follow a normal distribution, and the Student's *t*-test was used for independent samples if they did follow a normal distribution. For the analysis of the differences between sexes in each of the categories, the non-parametric Mann–Whitney U test was used in all statistical analyses because the sample size in these cases is $n < 30$. A comparison was performed on each leg for each angular velocity using the peak knee flexion strength, peak knee extension strength, work, and H/Q ratio variables as well as mass, height, and BMI.

A significance level of $p < 0.05$ was set for all statistical analyses ($p < 0.05$ was considered significant). Effect sizes were calculated using Cohen's *d* for parametric tests (e.g., Student's *t*-test), and *r* for non-parametric tests (e.g., Mann–Whitney U test), depending on the normality of the data. An effect size of 0.2 was considered small, 0.5 medium, and 0.8 or greater large.

3. Results

Significant differences were found between male and female professional players in mass and height ($p \leq 0.001$) but not in BMI ($p = 0.059$). The remaining 42 subjects were junior athletes (between 16 and 18 years old) with a mean mass, height, and BMI of 65.17 ± 9.40 kg, 1.75 ± 0.07 m, and 21.28 ± 2.63 , respectively (28 males with mean mass 66.00 ± 9.28 kg, height 1.78 ± 0.06 m, and BMI 20.76 ± 2.46 and 14 females with mean mass 63.46 ± 9.93 kg, height 1.70 ± 0.07 m, and BMI 22.34 ± 2.73). Significant differences were found between male and female junior players in height ($p \leq 0.001$) but not in mass ($p = 0.268$) or BMI ($p = 0.081$). Significant differences in mass, height, and BMI ($p \leq 0.001$) were found between professional and junior athletes. In addition, according to the sport

level classification described by McKay et al. [10], professional players are considered Tier 4 athletes and junior players are considered Tier 3 athletes. More details about the subjects included in our study can be found in Tables 1 and 2.

Table 1. Characterization of the subjects per sex and type of athlete (professional or junior) included in this study (mean ± standard deviation).

Professional Athletes			
	Male Athletes	Female Athletes	<i>p</i>
<i>n</i>	27	16	
Mass (kg)	93.67 ± 9.90	72.25 ± 10.20	<i>p</i> ≤ 0.001 *
Height (m)	2.00 ± 0.09	1.79 ± 0.09	<i>p</i> ≤ 0.001 *
BMI	23.37 ± 1.19	22.4 ± 1.83	<i>p</i> = 0.059
Junior Athletes			
	Male Athletes	Female Athletes	<i>p</i>
<i>n</i>	28	14	
Mass (kg)	66.00 ± 9.28	63.46 ± 9.93	<i>p</i> = 0.268
Height (m)	1.78 ± 0.06	1.70 ± 0.07	<i>p</i> ≤ 0.001 *
BMI	20.76 ± 2.46	22.34 ± 2.73	<i>p</i> = 0.081

The asterisk (*) indicates significant differences (*p* < 0.05).

Table 2. Overall characterization of the subjects per type of athlete (professional or junior) included in this study (mean ± standard deviation).

	Professional Athletes	Junior Athletes	<i>p</i>
<i>n</i>	43	42	
Mass (kg)	85.70 ± 14.4	65.17 ± 9.40	<i>p</i> ≤ 0.001 *
Height (m)	1.92 ± 0.14	1.75 ± 0.07	<i>p</i> ≤ 0.001 *
BMI	23.01 ± 1.51	21.28 ± 2.63	<i>p</i> ≤ 0.001 *

The asterisk (*) indicates significant differences (*p* < 0.05).

Statistically significant differences were found between professional and junior athletes in all flexion and extension strength variables measured. Additionally, muscle work in professional athletes at all angular velocities measured was greater in all cases (*p* < 0.05 and *d* > 1). However, no significant differences in H/Q ratios (*p* > 0.05) were found between the two groups (Table 3).

Table 3. Mean, standard deviation, significance, and effect size of the differences between the dependent variables between athletes' categories (professional and junior). Results are reported as Newtons (N) and Joules (J).

Variable 1	Angular Velocity	Knee	Professional Athletes Mean (±SD)	Junior Athletes Mean (±SD)	<i>p</i> -Value	Effect Size
Flexion peak strength (N)	30°/s	Right	255.14 ± 65.05 ⁿ	184.26 ± 32.70 ⁿ	<0.001 *	1.635
		Left	265.79 ± 70.42 ⁿ	181.45 ± 32.35 ⁿ	<0.001 *	1.763
	120°/s	Right	284.67 ± 76.33 ⁿ	168.93 ± 44.09 ⁿ	<0.001 *	1.961
		Left	283.58 ± 90.54 ⁿ	170.88 ± 40.36 ⁿ	<0.001 *	1.672
	180°/s	Right	307.58 ± 84.81 ⁿ	185.35 ± 51.41 ⁿ	<0.001 *	1.914
		Left	293.00 ± 88.92 ⁿⁿ	187.55 ± 45.37 ⁿⁿ	<0.001 *	1.610

Table 3. Cont.

Variable ¹	Angular Velocity	Knee	Professional Athletes Mean (±SD)	Junior Athletes Mean (±SD)	p-Value	Effect Size
Extension peak strength (N)	30°/s	Right	485.70 ± 67.86 ⁿ	336.86 ± 82.67 ⁿⁿ	<0.001 *	2.069
		Left	466.51 ± 72.47 ⁿ	341.79 ± 73.24 ⁿ	<0.001 *	1.846
	120°/s	Right	415.84 ± 83.74 ⁿ	236.98 ± 75.90 ⁿ	<0.001 *	2.470
		Left	411.95 ± 82.46 ⁿ	253.07 ± 70.94 ⁿ	<0.001 *	2.391
	180°/s	Right	399.90 ± 83.65 ⁿ	249.35 ± 68.65 ⁿ	<0.001 *	2.203
		Left	396.03 ± 87.30 ⁿ	248.48 ± 59.38 ⁿⁿ	<0.001 *	2.142
Knee work (J)	30°/s	Right	691.53 ± 172.21 ⁿ	450.14 ± 87.32 ⁿ	<0.001 *	2.053
		Left	685.84 ± 181.74 ⁿ	455.95 ± 87.44 ⁿⁿ	<0.001 *	1.891
	120°/s	Right	1001.91 ± 267.82 ⁿ	517.02 ± 153.61 ⁿ	<0.001 *	2.526
		Left	1026.53 ± 322.70 ⁿⁿ	568.98 ± 144.02 ⁿ	<0.001 *	2.118
	180°/s	Right	1843.87 ± 523.50 ⁿ	1012.19 ± 310.31 ⁿ	<0.001 *	2.128
		Left	1828.42 ± 487.81 ⁿ	1023.35 ± 262.29 ⁿ	<0.001 *	2.244
H/Q ratio	30°/s	Right	0.53 ± 0.11 ⁿ	0.57 ± 0.11 ⁿ	0.145	-0.329
		Left	0.57 ± 0.11 ⁿ	0.54 ± 0.09 ⁿ	0.273	0.238
	120°/s	Right	0.69 ± 0.15 ⁿ	0.76 ± 0.24 ⁿ	0.338	-0.451
		Left	0.69 ± 0.18 ⁿ	0.70 ± 0.17 ⁿⁿ	0.972	-0.250
	180°/s	Right	0.77 ± 0.15 ⁿⁿ	0.76 ± 0.16 ⁿ	0.849	-0.083
		Left	0.74 ± 0.16 ⁿ	0.77 ± 0.15 ⁿⁿ	0.459	-0.354

SD—standard deviation; ¹ strength peak is the maximum value of the repetitions performed; * values reporting significant differences; ⁿ the variable is normally distributed; ⁿⁿ the variable is non-normally distributed.

3.1. Sex Differences in Professional Basketball Players

The differences in the variables measured between the sexes (male and female) were evaluated. In the case of professional athletes (Table 4), significant differences were found between sexes in all flexion and extension strength variables measured, at all measured velocities, being higher in all cases in male athletes ($p < 0.05$), except for extension strength in the right knee at 120°/s and in the left knee at 30°/s. However, the effect size was high in both cases (0.78 and 0.64, respectively). Thus, there is a tendency at the clinical level to have a significant difference, since more than 78% in the first case and 74% in the second of the values obtained in the male category were above the mean of the value of the extension strength at these velocities of the category of female professional athletes.

Table 4. Mean, standard deviation, significance, and effect size of the differences between the dependent variables between sexes in professional athletes. Results are reported as Newtons (N) and Joules (J).

Variable ¹	Angular Velocity	Knee	Male Athletes Mean (±SD)	Female Athletes Mean (±SD)	p-Value	Effect Size
Flexion peak strength (N)	30°/s	Right	292.06 ± 59.59	225.00 ± 49.88	0.002 *	1.22
		Left	290.44 ± 59.40	234.75 ± 41.43	0.005 *	1.09
	120°/s	Right	321.00 ± 77.46	243.44 ± 52.50	0.005 *	1.17
		Left	327.69 ± 91.36	234.19 ± 53.01	<0.001 *	1.25
	180°/s	Right	362.36 ± 78.61	246.77 ± 48.49	<0.001 *	1.75
		Left	347.36 ± 90.20	238.62 ± 44.77	0.002 *	1.51

Table 4. Cont.

Variable ¹	Angular Velocity	Knee	Male Athletes Mean (\pm SD)	Female Athletes Mean (\pm SD)	p-Value	Effect Size
Extension peak strength (N)	30°/s	Right	510.94 \pm 60.27	448.87 \pm 63.60	0.011 *	1
		Left	488.69 \pm 81.27	445.88 \pm 48.60	0.051	0.64
	120°/s	Right	439.50 \pm 91.38	375.94 \pm 70.70	0.051	0.78
		Left	448.25 \pm 86.18	375.56 \pm 59.10	0.007 *	0.98
	180°/s	Right	429.93 \pm 91.42	355.85 \pm 60.22	0.017 *	0.95
		Left	424.50 \pm 93.66	352.85 \pm 65.94	0.019 *	0.88
Knee work (J)	30°/s	Right	790.50 \pm 146.70	570.63 \pm 101.70	<0.001 *	1.74
		Left	784.88 \pm 164.93	567.69 \pm 101.14	<0.001 *	1.59
	120°/s	Right	1129.19 \pm 234.91	805.69 \pm 156.78	<0.001 *	1.62
		Left	1134.88 \pm 221.34	812.50 \pm 141.51	<0.001 *	1.73
	180°/s	Right	2108.64 \pm 489.27	1429.08 \pm 292.14	<0.001 *	1.67
		Left	2070.36 \pm 447.03	1463.38 \pm 275.26	0.001 *	1.62
H/Q ratio	30°/s	Right	0.57 \pm 0.11	0.51 \pm 0.12	0.086	0.61
		Left	0.60 \pm 0.10	0.53 \pm 0.09	0.023 *	0.72
	120°/s	Right	0.74 \pm 0.15	0.66 \pm 0.15	0.08	0.51
		Left	0.74 \pm 0.18	0.63 \pm 0.17	0.051	0.61
	180°/s	Right	0.85 \pm 0.10	0.71 \pm 0.17	0.048 *	1
		Left	0.82 \pm 0.15	0.69 \pm 0.16	0.038 *	0.83

SD—standard deviation; ¹ strength peak is the maximum value of the repetitions performed; * values reporting significant differences.

In all muscle work values, differences were found between sexes in both knees at all measured velocities. In all cases, the values were higher in males.

As for the H/Q ratios, significant differences ($p < 0.05$) were found in the right knee at 180°/s and in the left knee at 30°/s and at 180°/s in males.

3.2. Sex Differences in Elite Junior Basketball Players

In the case of the junior category (Table 5), significant differences were observed between male and female players in many of the evaluated variables. In the right knee, significant differences ($p < 0.005$) between sexes were found in the extension strength at 30°/s and 120°/s, being greater in males in both cases. In the left knee, significant differences ($p < 0.005$) between sexes were found in the flexion strength at 120°/s and the extension strength at 120°/s, which were higher in males. Although no significant differences were found in the rest of the strength variables measured, the effect size could be considered high. In the right knee, both the flexion strength at 30°/s and 120°/s and the extension strength at 180°/s had an effect size between 0.6 and 0.7; thus, between 73% and 76% of the values obtained in the male category were above the mean value of the strength at these velocities of the female group. In the case of the left knee, the effect size was even larger in the flexion strength at 30°/s and 180°/s and extension at 30°/s and 180°/s (0.77, 0.77, 0.66 and 0.89, respectively).

In the case of muscular work, significant differences ($p < 0.05$) were detected at all measured velocities and in both knees of males.

As for the H/Q ratios, no significant differences were found between men and women in any of the ratios measured.

Table 5. Mean, standard deviation, significance, and effect size of the differences between the dependent variables between sexes in junior athletes. Results are reported as Newtons (N) and Joules (J).

Variable ¹	Angular Velocity	Knee	Male Athletes Mean (±SD)	Female Athletes Mean (±SD)	p-Value	EFFECT SIZE
Flexion peak strength (N)	30°/s	Right	191.93 ± 41.08	170.29 ± 24.81	0.21	0.64
		Left	191.00 ± 37.98	166.57 ± 24.14	0.056	0.77
	120°/s	Right	176.79 ± 50.84	150.86 ± 28.28	0.104	0.63
		Left	178.43 ± 46.56	149.71 ± 26.85	0.039 *	0.77
	180°/s	Right	185.00 ± 61.33	170.5 ± 40.44	0.571	0.28
		Left	196.57 ± 48.73	165.54 ± 27.54	0.061	0.77
Extension peak strength (N)	30°/s	Right	367.14 ± 78.58	287.5 ± 76.86	0.021 *	1.02
		Left	358.50 ± 61.91	310.5 ± 81.13	0.077	0.66
	120°/s	Right	272.50 ± 78.78	190.93 ± 63.21	0.006 *	1.14
		Left	276.93 ± 67.02	207.64 ± 60.57	0.009 *	1.08
	180°/s	Right	255.86 ± 78.18	206.64 ± 62.69	0.069	0.69
		Left	255.50 ± 69	200.46 ± 52.69	0.054	0.89
Knee work (J)	30°/s	Right	469.43 ± 86.69	404.07 ± 71.85	0.031 *	0.82
		Left	482.64 ± 77.98	407.29 ± 78.90	0.021 *	0.96
	120°/s	Right	570.29 ± 147.53	435.36 ± 144.86	0.024 *	0.92
		Left	610.36 ± 117.57	474.64 ± 113.74	0.006 *	1.17
	180°/s	Right	1067.64 ± 327.50	773.43 ± 268.75	0.019 *	0.98
		Left	1045.07 ± 303.77	815.23 ± 209.88	0.033 *	0.87
H/Q ratio	30°/s	Right	0.53 ± 0.09	0.62 ± 0.14	0.094	−0.77
		Left	0.54 ± 0.08	0.56 ± 0.12	0.701	−0.24
	120°/s	Right	0.67 ± 0.17	0.86 ± 0.29	0.069	−0.79
		Left	0.65 ± 0.10	0.76 ± 0.22	0.482	−0.65
	180°/s	Right	0.74 ± 0.15	0.85 ± 0.15	0.062	−0.74
		Left	0.80 ± 0.22	0.86 ± 0.16	0.402	−0.28

SD—standard deviation; ¹ strength peak is the maximum value of the repetitions performed; * values reporting significant differences.

4. Discussion

In this study, professional athletes reported significantly higher isokinetic knee flexion strength compared to junior athletes. However, no differences were observed in the H/Q ratios. This difference in muscle strength may be a key factor underlying the higher incidence of ACL injuries reported in junior athletes [12], who demonstrate notably lower strength levels despite facing comparable athletic demands.

Our results are consistent with previous studies suggesting that differences in muscle strength may be a crucial factor. For instance, Ishoi et al. [27] reported that professional soccer players (Tier 4 athletes [10]) developed 16% less isometric knee flexion strength than elite U19 players (Tier 3 athletes [10]). However, our findings do not fully align with these results, as we observed that junior athletes had lower knee flexion and extension strength compared to professional athletes.

In a study by Nagai et al. [28], knee flexor and extensor strength were evaluated at 240°/s in high school basketball players. Among male athletes, quadriceps strength averaged 163 ± 23 N at age 16, declined by 14% at age 17, and then recovered by age 18. Similarly, hamstring strength decreased by 12% at age 17 compared to age 16 (78 ± 16 N), followed by a 23% increase at age 18 relative to age 17. This pattern of strength development

may help explain the higher incidence of ACL injuries at younger ages. In our study, knee flexor and extensor strength were also found to be more developed in professional athletes compared to junior athletes, supporting these findings.

The scoping review by Van Melick et al. [26] supports our findings, concluding that elite junior athletes (Tier 3 [10]) have lower knee flexor and extensor strength than professional athletes (Tier 4 [10]) at both $60^\circ/s$ (97 ± 18 Nm vs. 138 ± 4 Nm and 182 ± 28 Nm vs. 239 ± 16 Nm, respectively) and $180^\circ/s$ (87 ± 15 Nm vs. 106 ± 7 Nm and 145 ± 13 Nm vs. 168 ± 14 Nm, respectively), with no significant differences in the H/Q ratio. Similarly, our study observed higher knee flexor and extensor strength across all angular velocities in professional athletes compared to junior athletes, while no differences were found in the H/Q ratios. These findings underscore the importance of using the H/Q ratio as a normative parameter, with deviations potentially indicating increased injury risk.

Regarding sex differences, our findings showed that female athletes, both in the professional and junior categories, had significantly lower knee flexion strength compared to their male counterparts, which may help explain the higher incidence of ACL injuries among women. However, no significant differences in H/Q ratio were observed between male and female athletes in the junior category. In the professional category, differences in H/Q ratios were found at $180^\circ/s$ for both knees and at $30^\circ/s$ for the left knee, with women reporting lower values in all three cases.

While continued assessment of the H/Q ratio is essential, particularly since values below 0.6 are considered a risk factor for ACL injury, in the case of female and junior athletes, a more comprehensive analysis is needed, including absolute knee flexor strength values. Rouis et al. [29] reported a knee flexor strength of 90 ± 15 N and extensor strength of 153 ± 25 N at $180^\circ/s$ in female junior basketball players (Tier 3 [10]), which are lower than the values observed in our study (185 ± 51 N for flexor strength and 249 ± 69 N for extensor strength). However, it is important to note that our study included both male and female junior athletes, and the lever arm length was not specified, limiting the ability to draw definitive conclusions regarding absolute strength values.

In a study by Risberg et al. [30] involving professional soccer players (Tier 4 [10]), knee extension strength at $60^\circ/s$ was reported as 146 ± 25 N, flexion strength as 85 ± 14 N, and the H/Q ratio as 0.59 ± 0.08 . When comparing these values with those obtained in our study, we observed similar H/Q ratios at lower angular velocities ($30^\circ/s$) but significantly higher absolute strength values in our sample. Specifically, professional athletes in our study demonstrated an extension strength of 486 ± 68 N and flexion strength of 255 ± 65 N, while junior athletes recorded 337 ± 83 N for extension and 184 ± 33 N for flexion. However, due to the absence of lever arm length data, no definitive conclusions can be drawn regarding absolute strength comparisons.

Baroni et al. [16], in their systematic review of professional soccer players (Tier 4 [10]), reported H/Q ratio values of 0.52 ± 0.08 at $30^\circ/s$, 0.65 ± 0.16 at $120^\circ/s$, and 0.67 ± 0.17 at $180^\circ/s$. These values are comparable to those observed in our study at $30^\circ/s$ and $120^\circ/s$, but lower at $180^\circ/s$, where we found H/Q ratios of 0.77 ± 0.15 in professional athletes and 0.76 ± 0.16 in junior athletes.

In the study by Kabacinski et al. [31], college basketball players (Tier 3 [10]) reported H/Q ratios of 0.48 ± 0.07 in the right leg and 0.48 ± 0.04 in the left leg at $60^\circ/s$ and 0.55 ± 0.05 in the right leg and 0.56 ± 0.03 in the left leg at $180^\circ/s$. These values are notably lower than those observed in the present study.

In the study by Brígido-Fernández et al. [21], a mean H/Q ratio of 0.54 ± 0.07 was reported at low angular velocity ($60^\circ/s$) in female professional soccer players (Tier 4 [10]). In our study, at low velocity ($30^\circ/s$), the mean H/Q ratio was similar across both professional and junior athletes. At $180^\circ/s$, Brígido-Fernández et al. [21] reported a mean H/Q ratio of

0.57 ± 0.09 , which is relatively lower than the values observed in our study at the same angular velocity in both professional and junior athletes. It is important to note that their sample included only female professional soccer players, whereas our study involved both male and female professional and elite junior basketball players.

The systematic review by Baroni et al. [16] proposed a cut-off point of 0.6 for the H/Q ratio, below which the risk of knee joint injury increases. Based on this threshold, the values obtained in the present study at $30^\circ/s$ would fall outside the safety range, suggesting a potential injury in both athlete categories. For hamstring muscle injuries, a cut-off point of 0.47 has been proposed; however, Dauty et al. [32] argue that this threshold should not be considered definitive, as only 2.7% of athletes with muscle injuries in their study had values below it. In contrast, Grygorowicz et al. [33] found that a conventional ratio cut-off of 0.66 offered greater sensitivity, and thus fewer false negatives, than the 0.47 threshold. However, using 0.47 as the cut-off provides greater specificity. These discrepancies highlight the difficulty in establishing a definitive H/Q ratio threshold for injury prediction. Consequently, it may be insufficient to rely solely on the H/Q ratio as a predictor of injury risk. Other variables, such as the absolute strength of the knee flexor–extensor complex, shown in our study to differ greatly between professional and junior athletes, may provide more meaningful insight, particularly given that H/Q ratios did not vary between groups.

Furthermore, with regard to muscular work, there is a limited number of studies on the subject [34], and, as with strength measurements, meaningful comparisons cannot be made due to lack of reported lever arm length in the existing literature.

The results of the present study indicate that there are no differences in BMI between male and female athletes in either the junior or professional basketball categories. These findings are consistent with those reported by Rosa-Guillamon et al. [34] in pre-adolescents and by Odobas et al. [35] in adult athletes. However, differences in BMI were observed between junior and professional players, with higher values recorded in the professional group.

Certain lower limb alterations have been associated with elevated BMI [36]. A variation in BMI implies differences in mass relative to height, which in turn requires the generation of different levels of force to achieve similar movement. In the present study, no significant differences in BMI were found between sexes. Therefore, it would be expected that comparable strength levels would be required to move a similar mass relative to height. However, this was not the case. This discrepancy may support the hypothesis that lower strength in the knee flexor-extensor musculature could contribute to an increased risk of ACL injuries.

5. Limitations

Another limitation of the present study is the sample size. However, it could not have been larger because it is a very specific and delimited population group.

It is important to determine the lever arm used for the measurements to correlate the data with other studies, which would facilitate consensus among the scientific community.

6. Conclusions

The data obtained in the present study show no differences between professional and elite junior athletes' H/Q ratios (data used for ACL injury prevention). However, differences in quadriceps and hamstring musculature strength are observed in male and female basketball players.

Female athletes have lower strength data than males, and there are hardly any significant differences between sexes regarding H/Q ratios. Observing that there is a higher

percentage of ACL injuries in the junior stage and female athletes, the H/Q ratio should be further assessed, since values below 0.6 represent a risk factor for ACL injury. In addition, in the case of women and young athletes, a more complete study with analysis of the absolute strength data of the knee flexors is required.

There are no differences in BMI between sexes, so to move the same mass with respect to height, they would need similar strength values, which does not occur.

Author Contributions: Conceptualization, R.C.M. and N.P.M.; methodology, R.C.M. and J.M.A.-M.; software, R.C.M.; validation, R.C.M., N.P.M., J.M.A.-M. and M.J.M.B.; formal analysis, M.J.M.B.; investigation, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M., J.M.A.-M. and P.J.B.L.; resources, L.C.M. and M.J.M.B.; data curation, R.C.M. and M.J.M.B.; writing—original draft preparation, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., J.M.A.-M., M.A.S.-N. and O.O.A.; writing—review and editing, L.C.M. and M.A.S.-N.; visualization, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M., P.J.B.L. and O.O.A.; supervision, N.P.M.; project administration, R.C.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Hospital Clínico San Carlos of Madrid, Spain (protocol code C.P.-C.I. 23/704-E, 4 December 2023).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The original contributions presented in the study are included in the article; further inquiries can be directed to the corresponding author.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

- Collings, T.J.; Diamond, L.E.; Barrett, R.S.; Timmins, R.G.; Hickey, J.T.; Du Moulin, W.S.; Williams, M.D.; Beerworth, K.A.; Bourne, M.N. Strength and biomechanical risk factors for noncontact ACL injury in elite female footballers: A prospective study. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2022**, *54*, 1242–1251. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Larwa, J.; Stoy, C.; Chafetz, R.S.; Boniello, M.; Franklin, C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 3826. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Pradhan, P.; Kaushal, S.G.; Kocher, M.S.; Kiapour, A.M. Development of anatomic risk factors for ACL injuries: A comparison between ACL-injured knees and matched controls. *Am. J. Sports Med.* **2023**, *51*, 2267–2274. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Vaudreuil, N.J.; van Eck, C.F.; Lombardo, S.J.; Kharrazi, F.D. Economic and performance impact of anterior cruciate ligament injury in National Basketball Association players. *Orthop. J. Sports Med.* **2021**, *9*, 23259671211026617. [\[CrossRef\]](#)
- Landis, S.E.; Baker, R.T.; Seegmiller, J.G. Non-contact anterior cruciate ligament and lower extremity injury risk prediction using functional movement screen and knee abduction moment: An epidemiological observation of female intercollegiate athletes. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2018**, *13*, 973–984. [\[CrossRef\]](#)
- Pierce, T.P.; Kurowicki, J.; Kelly, J.J.; Issa, K.; Festa, A.; McNerney, V.K.; Scillia, A.J. Risk factors for requiring a revision anterior cruciate ligament reconstruction: A case-control study. *J. Knee Surg.* **2021**, *34*, 859–863. [\[CrossRef\]](#)
- Montalvo, A.M.; Schneider, D.K.; Yut, L.; Webster, K.E.; Beynon, B.; Kocher, M.S.; Myer, G.D. "What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports?" A systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* **2019**, *53*, 1003–1012. [\[CrossRef\]](#)
- Takahashi, S.; Nagano, Y.; Ito, W.; Kido, Y.; Okuwaki, T. A retrospective study of mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in high school basketball, handball, judo, soccer, and volleyball. *Medicine* **2019**, *98*, e16030. [\[CrossRef\]](#)
- Benis, R.; La Torre, A.; Bonato, M. Anterior cruciate ligament injury profile in female elite Italian basketball league. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2018**, *58*, 280–286. [\[CrossRef\]](#)
- McKay, A.K.A.; Stellingwerff, T.; Smith, E.S.; Martin, D.T.; Mujika, I.; Goosey-Tolfrey, V.L.; Sheppard, J.; Burke, L.M. Defining Training and Performance Caliber: A Participant Classification Framework. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2021**, *17*, 317–331. [\[CrossRef\]](#)
- Wild, C.Y.; Steele, J.R.; Munro, B.J. Why do girls sustain more anterior cruciate ligament injuries than boys? A review of the changes in estrogen and musculoskeletal structure and function during puberty. *Sports Med.* **2012**, *42*, 733–749. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

12. Pfeifer, C.E.; Beattie, P.F.; Sacko, R.S.; Hand, A. Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: A systematic review. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2018**, *13*, 575–587. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Nakase, J.; Kitaoka, K.; Shima, Y.; Oshima, T.; Sakurai, G.; Tsuchiya, H. Risk factors for noncontact anterior cruciate ligament injury in female high school basketball and handball players: A prospective 3-year cohort study. *Asia Pac. J. Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Technol.* **2020**, *22*, 34–38. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. Backman, L.J.; Danielson, P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: A 1-year prospective study. *Am. J. Sports Med.* **2011**, *39*, 2626–2633. [\[CrossRef\]](#)
15. Smith, H.C.; Vacek, P.; Johnson, R.J.; Slauterbeck, J.R.; Hashemi, J.; Shultz, S.; Beynnon, B.D. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature—Part 1: Neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health* **2012**, *4*, 69–78. [\[CrossRef\]](#)
16. Baroni, B.M.; Ruas, C.V.; Ribeiro-Alvares, J.B.; Pinto, R.S. Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *J. Strength. Cond. Res.* **2020**, *34*, 281–293. [\[CrossRef\]](#)
17. Heinert, B.L.; Collins, T.; Tehan, C.; Ragan, R.; Kernozeck, T.W. Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. *Int. J. Sports Med.* **2021**, *42*, 264–269. [\[CrossRef\]](#)
18. Boden, B.P.; Sheehan, F.T.; Torg, J.S.; Hewett, T.E. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Mechanisms and risk factors. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2010**, *18*, 520–527. [\[CrossRef\]](#)
19. Shimozaki, K.; Nakase, J.; Takata, Y.; Shima, Y.; Kitaoka, K.; Tsuchiya, H. Greater body mass index and hip abduction muscle strength predict noncontact anterior cruciate ligament injury in female Japanese high school basketball players. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2018**, *26*, 3004–3011. [\[CrossRef\]](#)
20. Andrade, M.S.; Junqueira, M.S.; De Lira, C.A.B.; Vancini, R.L.; Seffrin, A.; Nikolaidis, P.T.; Rosemann, T.; Knechtel, B. Age-related differences in torque in angle-specific and peak torque hamstring to quadriceps ratios in female soccer players from 11 to 18 years old: A cross-sectional study. *Res. Sports Med.* **2021**, *29*, 77–89. [\[CrossRef\]](#)
21. Brígido-Fernández, I.; García-Muro San José, F.; Charneco-Salguero, G.; Cárdenas-Rebollo, J.M.; Ortega-Latorre, Y.; Carrión-Otero, O.; Fernández-Rosa, L. Knee isokinetic profiles and reference values of professional female soccer players. *Sports* **2022**, *10*, 204. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Simonson, R.; Piussi, R.; Högberg, J.; Senorski, C.; Thomeé, R.; Samuelsson, K.; Senorski, E.H. Effect of quadriceps and hamstring strength relative to body weight on risk of a second ACL injury: A cohort study of 835 patients who returned to sport after ACL reconstruction. *Orthop. J. Sports Med.* **2023**, *11*, 23259671231157386. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Simonson, R.; Högberg, J.; Lindskog, J.; Piussi, R.; Sundberg, A.; Sansone, M.; Samuelsson, K.; Thomeé, R.; Thomeé, R.; Senorski, E.H. A comparison between physical therapy clinics with high and low rehabilitation volumes of patients with ACL reconstruction. *J. Orthop. Surg. Res.* **2023**, *18*, 842. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Kim, D.K.; Park, G.; Kuo, L.; Park, W.-H. Association of vitamin D status with lower limb muscle strength in professional basketball players: A cross-sectional study. *Nutrients* **2020**, *12*, 2715. [\[CrossRef\]](#)
25. Eustace, S.J.; Morris, R.; Tallis, J.; Page, R.M.; Greig, M. The influence of angle-specific torque of the knee flexors and extensors on the angle-specific dynamic control ratio in professional female soccer players. *J. Sports Sci.* **2022**, *40*, 1235–1242. [\[CrossRef\]](#)
26. van Melick, N.; van der Weegen, W.; van der Horst, N. Quadriceps and hamstrings strength reference values for athletes with and without anterior cruciate ligament reconstruction who play popular pivoting sports, including soccer, basketball, and handball: A scoping review. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2022**, *52*, 142–155. [\[CrossRef\]](#)
27. Ishoi, L.; Krommes, K.; Nielsen, M.F.; Thornton, K.B.; Hölmich, P.; Aagaard, P.; Penalber, J.J.J.; Thorborg, K. Hamstring and quadriceps muscle strength in youth to senior elite soccer: A cross-sectional study including 125 players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2021**, *16*, 1538–1544. [\[CrossRef\]](#)
28. Nagai, T.; Bates, N.; McPherson, A.; Hale, R.; Hewett, T.; Schilaty, N.D. Effects of sex and age on quadriceps and hamstring strength and flexibility in high school basketball athletes. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2021**, *16*, 1302–1312. [\[CrossRef\]](#)
29. Rouis, M.; Coudrat, L.; Jaafar, H.; Filliard, J.-R.; Vandewalle, H.; Barthelemy, Y.; Driss, T. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: Correlation with vertical jump. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2015**, *55*, 1502–1508.
30. Risberg, M.A.; Steffen, K.; Nilstad, A.; Myklebust, G.; Kristianslund, E.; Moltubakk, M.M.; Krosshaug, T. Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *J. Strength. Cond. Res.* **2018**, *32*, 2314–2323. [\[CrossRef\]](#)
31. Kabacinski, J.; Murawa, M.; Mackala, K.; Dworak, L.B. Knee strength ratios in competitive female athletes. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0191077. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Dauty, M.; Menu, P.; Fouasson-Chailloux, A. Cutoffs of isokinetic strength ratio and hamstring strain prediction in professional soccer players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 276–281. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Grygorowicz, M.; Michałowska, M.; Walczak, T.; Owen, A.; Grabski, J.K.; Pyda, A.; Piontek, T.; Kotwicki, T. Discussion about different cut-off values of conventional hamstring-to-quadriceps ratio used in hamstring injury prediction among professional male football players. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0188974. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

34. Rosa-Guillamón, A.; Carrillo-López, P.J.; García-Cantó, E. Analysis of physical fitness according to sex, age, body mass index and level of physical activity in Spanish elementary school students. *Rev. Fac. Med. Univ. Nac. Colomb.* **2020**, *68*, 92–99. [[CrossRef](#)]
35. Odabas, İ.; Güler, L.; Günay, A. Evaluation of body mass index and body compositions of elite and non-elite korfbal athletes by gender: Descriptive-comparative study. *Turk. Klin. J. Sports Sci.* **2022**, *14*, 61–68. [[CrossRef](#)]
36. Sameshima, S.; Inui, H.; Taketomi, S.; Yamagami, R.; Kono, K.; Kawaguchi, K.; Kage, T.; Tanaka, S. The intraoperative gap differences due to joint distraction force differences in total knee arthroplasty are affected by preoperative lower limb alignment and body mass index. *Clin. Biomech.* **2022**, *99*, 105765. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Anexo VIII. Publicación 3

Coto Martín R, Martínez Beltrán MJ, Pérez Mallada N, Cuéllar Marín L, Ótín Arroyo O, Borrás Luján PJ, et al. Dynamometer resistance pad position influences knee strength and hamstring/quadriceps ratio in professional basketball players: Retrospective observational study. *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2025;15(7):4000.

Enlace a la publicación: <https://doi.org/10.3390/app15074000>



Article

Dynamometer Resistance Pad Position Influences Knee Strength and Hamstring/Quadriceps Ratio in Professional Basketball Players: Retrospective Observational Study

Raúl Coto Martín ^{1,2}, María Jesús Martínez Beltrán ^{1,2,*}, Néstor Pérez Mallada ^{1,2}, Lucía Cuéllar Marín ^{1,2}, Oscar Otín Arroyo ³, Pablo José Borrás Luján ³ and Juan Manuel Arribas-Marín ^{1,2}

- ¹ San Juan de Dios Foundation, 28016 Madrid, Spain; rcoto@comillas.edu (R.C.M.); nestor.perez@comillas.edu (N.P.M.); lcuellar@comillas.edu (L.C.M.); juanmarribas@comillas.edu (J.M.A.-M.)
² Health Sciences Department, San Juan de Dios School of Nursing and Physical Therapy, Comillas Pontifical University, 28350 Madrid, Spain
³ Club Estudiantes de Baloncesto, 28006 Madrid, Spain; o.otin@clubestudiantes.com (O.O.A.); pborras@clubestudiantes.com (P.J.B.L.)
 * Correspondence: mjesus.martinez@comillas.edu

Abstract: Some knee strength measuring devices have an anterior cushioning area but relies on a belt for the posterior pad adjustment, creating an uneven force distribution. This study analyzed whether the distal pad position affects knee strength measurements. Eleven professional basketball players participated in this study, with a total of 22 knees evaluated. Knee flexion and extension dynamometric measurements were performed at different angular velocities: 30°/s, 120°/s, and 240°/s. For each angular velocity, two measurements were performed with varying positions of the measuring tool pad at the anterior and posterior aspects (AA and PA). The hamstring/quadriceps (H/Q) ratio was calculated by dividing the hamstring musculature's maximum peak strength by the quadricep musculature's maximum peak strength at each measurement. The knee work was extracted from the device after finishing the measurements. Significant differences were found between measurement positions in the knee flexion force at 30°/s ($p < 0.001$) and 120°/s ($p = 0.027$). No differences were found for the extension forces. As for the H/Q ratio, significant differences were found between positions at 30°/s ($p < 0.001$). Furthermore, significant differences between positions were found for the knee work at 120°/s ($p = 0.019$). These findings suggest that the positioning of the pad on the leg directly influences knee flexor strength measurements, which in turn impacts critical parameters, such as the H/Q ratio and knee work. Given the importance of these variables in injury prevention, particularly for conditions such as anterior cruciate ligament (ACL) injuries, ensuring precise and reliable measurement methods is essential. We recommend using the PA position because it increases knee flexion strength values, potentially leading to more accurate assessments of the muscle function and balance.

Keywords: anterior cruciate ligament injury; strength ratio; hamstrings; isokinetic; measurement position



Academic Editor: Mark King

Received: 14 March 2025

Revised: 31 March 2025

Accepted: 2 April 2025

Published: 4 April 2025

Citation: Coto Martín, R.; Martínez Beltrán, M.J.; Pérez Mallada, N.; Cuéllar Marín, L.; Arroyo, O.O.; Borrás Luján, P.J.; Arribas-Marín, J.M. Dynamometer Resistance Pad Position Influences Knee Strength and Hamstring/Quadriceps Ratio in Professional Basketball Players: Retrospective Observational Study. *Appl. Sci.* **2025**, *15*, 4000. <https://doi.org/10.3390/app15074000>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

The force that a muscle group can generate can indicate an athlete's physical condition and, in turn, serves as a criterion for returning to competition after an injury. The quadriceps and hamstring muscle strength provide information about the athlete's function [1]. High levels of strength in the knee flexor/extensor musculature may prevent lower limb injuries

in the athlete population, specifically anterior cruciate ligament (ACL) injuries [2], since the strength relationship between the quadriceps and the hamstring musculature is considered a relevant factor in knee stability [3–5]. It is important to highlight that the assessment of knee strength is critical in both sports medicine and rehabilitation settings, where accurate measurements of muscle function are essential to evaluate the effectiveness of interventions and prevent injuries. Therefore, alterations in this musculature may increase the risk of lower limb injuries [1].

It is estimated that among the sports population there is one ACL injury for every 3500 athletes. The sports with the highest incidence of ACL injury are basketball and soccer. Additionally, in men's sports, there are a greater number of cases of ACL injuries due to direct trauma, unlike in women's sports, where a greater number of non-contact ACL injuries occur [6]. Notably, ACL injuries (by direct or indirect mechanisms) occur three to six times more frequently in female athletes than in male athletes [7]. One study even reported an incidence up to ten times higher in female athletes [8].

The dynamometer is considered the gold standard tool for measuring muscle strength [2]. This device analyzes the athlete's performance and evaluates medical or physiotherapy interventions and/or injury processes [8]. Different options are used to assess the strength ratio of the knee flexor/extensor musculature. The most common is the conventional hamstring/quadriceps (H/Q) ratio [3]. The conventional ratio is between 0.52 and 0.67 and positively correlates with the test's angular velocity. There is also the functional ratio, which has values around 0.79 at low speeds (60°/s) and can exceed the value of 1.00 at high speeds (240°/s) [9]. While a conventional H/Q ratio of less than 0.47 indicates an imbalance of strength and, therefore, an increased risk of lower limb injury [10], there is no consensus on the H/Q ratio at which point the risk of injury increases [4].

While previous studies have explored the relationship between muscle strength and injury risk, little attention has been given to the impact of measurement protocols, such as the positioning of the dynamometer pads, on the accuracy of these assessments. The measurement protocol for obtaining hamstring and quadriceps strength values is established in angular velocities between 30°/s and 360°/s, with the patient in a seated position with the hip flexion between 80° and 100° [11]. The knee's range of motion goes from full extension (0°) to 90° flexion [2,10,12]. The axis of the dynamometer should always be aligned with the axis of the motion of the knee joint (i.e., external femoral condyle) [2,12,13]. It has been reported that a misalignment, with a difference of 6 to 12 cm between the two structures, causes muscle strength alterations of up to 14% [14]. Fixation straps are placed on the trunk, hip, and thigh to attenuate compensatory movements with the body [2,4]. The placement of straps increases the fixed points for generating muscle strength, with increases of 5.84% in the knee flexor strength and 1.59% in the extensor strength [15]. Some authors seem to agree on the placement of the distal tibial fixation (pad against which the subject will perform the force) between 2 and 3 cm above the malleolus [2–4,12]. However, it has been found that lower strength values are obtained with a more proximal pad, with 24 cm of lever arm from the lateral condyle [15]. Despite the widespread use of dynamometers, there is limited research on how variations in the position of the measurement pad, whether anterior or posterior, affect knee strength outcomes, particularly in athletes. This gap in the literature highlights the need for studies that investigate the effect of pad positioning on the accuracy and consistency of knee strength measurements.

Some devices, such as the Byodex 3, utilize distal fixation, where the force is exerted against a pad at the anterior and posterior parts, as shown in the study by Perkins and Canavan [10]. Other devices, such as the Isomed 2000 [12], the PRIMUS RS [8], and the HUMAC NORM [5], only have cushioned areas in the anterior part of the fixation, and the posterior part simply has a belt to adjust the pad. Consequently, the support surface

on which the anterior aspect of the leg has to exert the knee extension force on the device differs from the one on which the posterior aspect has to exert the flexion force.

In the 1940s, Dr. Herman Kabat described proprioceptive neuromuscular facilitation as a set of methods to promote neuromuscular response by stimulating receptors [16]. This method uses the body's receptors (including skin pressure and tactile exteroceptors) to inhibit or facilitate muscle contraction [17]. Visual, auditory, somatosensory, and proprioceptive information are necessary to plan a movement. If the brain receives sufficient afferents, the movement will be more coordinated. Therefore, a deficit of the above information may cause functional alterations [18]. In addition, a larger fixed point to exert force will increase the force generated [15].

Therefore, when measuring with the pad placed on the anterior aspect of the leg, theoretically, the quadricep musculature will be capable of generating a greater force than the hamstring musculature because it has a larger contact surface and, therefore, will receive a greater tactile and pressure stimulus and have a greater fixed point of support. As a result, it is plausible that the muscular force generated could vary depending on where we place the pad (anterior or posterior aspect of the leg).

Thus, the main objective of this study is to analyze whether the position of the pad in distal fixation influences knee flexion/extension strength values, addressing the gap in the existing literature and providing valuable insights into the optimization of dynamometer use in sports and rehabilitation settings.

It is hypothesized that the position of the pad in distal fixation (anterior versus posterior) significantly affects knee flexion and extension strength measurements, with the posterior pad position resulting in higher knee flexion strength values compared to the anterior pad position.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental Design

A retrospective observational study was conducted, and data were collected from clinical reports of biomechanical tests performed on professional basketball players for injury prevention purposes. The sample was defined by including reports from players who were medically discharged at the time of the measurement. Specific inclusion criteria were players with no previous knee injuries, while exclusion criteria consisted of reports from players who were on medical leave at the time of measurement or had a history of knee injuries. Participants were selected using a purposive sampling method to ensure the inclusion of relevant cases for the study's objectives.

Informed consent was obtained prior to data collection. This study was conducted in accordance with the ethical principles for medical research involving human subjects outlined in the Declaration of Helsinki (1964) and its most recent update in 2013 (Brazil). Additionally, the principles of the Taipei Declaration were considered regarding the use of databases. This study received approval from the Clinical Research Ethics Committee of Hospital San Carlos in Madrid, Spain, under approval number C.P.C.I. 23/704-E in December 2023.

Isokinetic strength measurement tests were carried out at the Biomechanics Laboratory of the San Juan de Dios School of Nursing and Physiotherapy, part of Comillas Pontifical University. At the beginning of the session, data on weight, height (later used to calculate body mass index—BMI), gender, playing position, and dominance were recorded.

2.2. Subjects

Twenty-two knees of professional basketball players were evaluated, of which sixteen belonged to males and six to females. The sample had a mean weight, height, and BMI of 88.09 ± 17.26 kg, 1.93 ± 0.17 m, and 23.35 ± 1.38 , respectively.

The sample size was determined by analyzing means relative to a reference. An alpha risk of 0.05 and a beta risk of 0.20 were established. To define the standard deviation and the minimum detectable difference (set at 10% of the mean), data from the study by Risberg et al. [1] were used, specifically the maximum knee flexion strength in the dominant leg of soccer players (87.4 ± 13.6 N). An additional 10% was included to account for potential losses, leading to a final sample size of $n = 22$.

2.3. Measurements

Measurements were conducted using the PRIMUS RS dynamometer from BTE Technologies (Hanover, MD, USA), a validated and verified device [19]. The participants were placed in a seated position with the hip flexed at 110° . No support straps were placed on the trunk, hip, or thigh to avoid additional fixed support points other than the pad itself. The axis of the dynamometer was correctly aligned with the axis of motion of the knee joint. The pad was positioned with a 30 cm lever arm on all subjects. Six measurements were performed on each knee: three with the pad on the anterior aspect (AA) and three on the posterior aspect (PA) of the tibia (Figure 1). Measurements were performed at three different angular velocities: at $30^\circ/s$, three flexion/extension repetitions were performed; at $120^\circ/s$, five repetitions were performed; and at $180^\circ/s$, ten repetitions were performed. Before the measurements, ten submaximal repetitions at $180^\circ/s$ were performed as a warm-up to familiarize the athletes with the device. A 2 min rest period was allowed between each measurement. The measurements were first taken with the pad on the AA position, followed by the PA position.



Figure 1. Measurement positions: anterior aspect (left) and posterior aspect (right).

The H/Q ratio was determined by dividing the hamstrings' maximum peak strength by the quadriceps' maximum peak strength for each measurement. Additionally, the value of the joint work was extracted from the device after finishing the measurements.

2.4. Statistical Analysis

Statistical analysis was conducted using SPSS® software (version 23; IBM Corp., Armonk, NY, USA). Given that the sample size was fewer than 30 participants, the results were presented as the median and interquartile range (Q1–Q3). Additionally, the mean and standard deviation (SD) are presented to allow for comparison and discussion with studies that report data in this manner. The Wilcoxon nonparametric test was used to analyze whether there are significant differences between the AA and PA positions ($n < 30$). A comparison was performed for each angular velocity in terms of peak knee flexion strength, peak knee extension strength, H/Q ratio, and joint work.

The Friedmann nonparametric test was used to analyze whether there are statistically significant differences in knee extension and flexion strength between the different measured angular velocities (30, 120, and 240°/s). The comparison was performed for each measurement position (pad in AA and PA).

A significance level (p) of 0.05 was chosen for all statistical analyses. The effect size (d) was calculated by performing the appropriate parametric tests (i.e., Student's t -test for related samples and ANOVA for repeated measures).

3. Results

Regarding the maximum knee flexion strength at 30°/s, the median value was 25.36% lower with the AA pad position compared to the PA position ($p < 0.001$ and $d = -0.908$); at 120°/s this difference decreased 5.88%, and these differences are statistically significant ($p = 0.027$ and $d = -0.478$). No statistically significant differences were obtained in the other strength values measured between the different measurement positions ($p > 0.05$) (Table 1 and Figure 2).

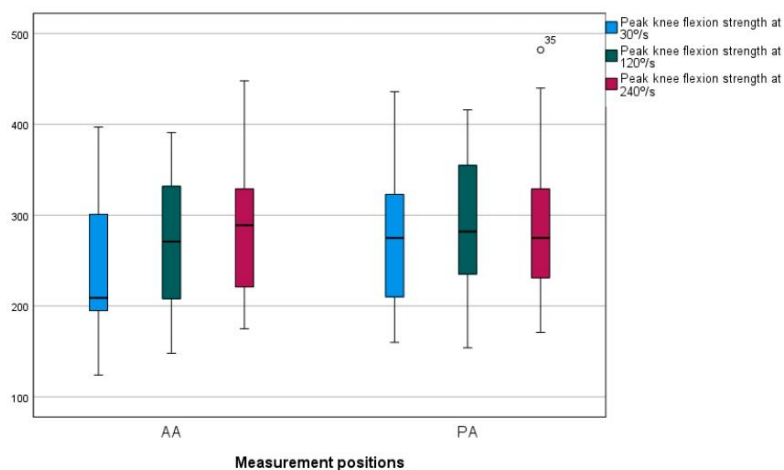


Figure 2. The box-and-whisker plot for the maximum knee flexion strength at 30°/s, 120°/s, and 240°/s in the anterior aspect (AA) and posterior aspect (PA) positions.

These changes affect the strength H/Q ratio. In this study, significant differences were obtained between the AA and PA positions ($p < 0.001$ and $d = -1.087$) in the H/Q ratio at 30°/s [0.554 (0.436–0.644) and 0.622 (0.52–0.712), respectively]. No statistically significant differences were found in the H/Q ratios at 120°/s nor 240°/s ($p > 0.005$) (Table 1 and Figure 3).

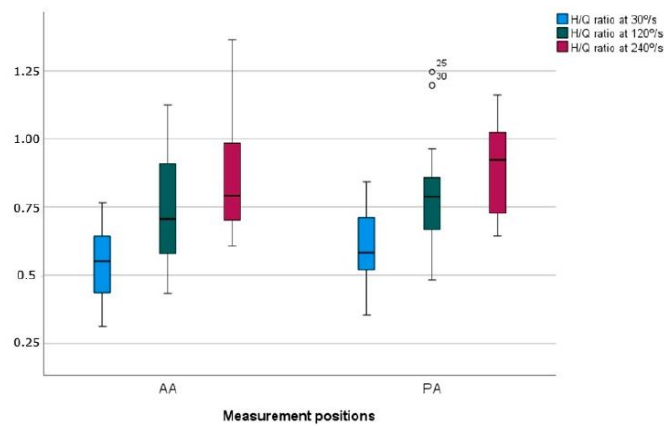


Figure 3. The box-and-whisker plot for the H/Q ratios at 30°/s, 120°/s, and 240°/s in the anterior aspect (AA) and posterior aspect (PA) positions.

Additionally, Table 1 shows the differences obtained between the AA and PA positions in terms of knee work. Statistically significant differences were found in terms of the work between the different AA and PA positions. The work performed in the PA position is 9% higher than in the AA position at 120°/s ($p = 0.019$ and $d = -0.518$). In the case of the work at 30°/s, despite not having statistically significant differences ($p > 0.05$; $d = -0.404$), there is a tendency at the clinical level to have a significant difference since more than 66% of the values obtained with the pad in the PA are above the mean value of the work in the AA (Figure 4).

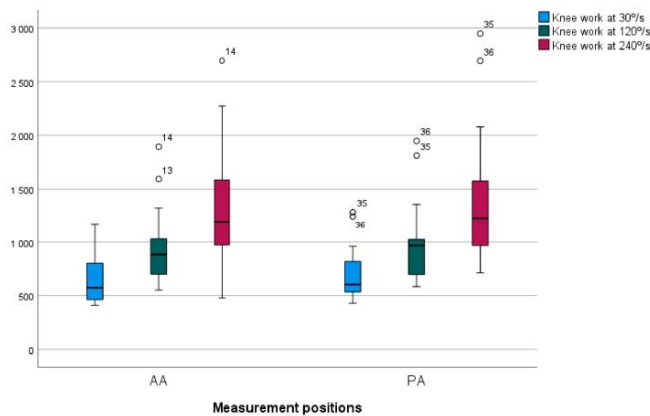


Figure 4. The box-and-whisker plot for knee work at 30°/s, 120°/s, and 240°/s in the anterior aspect (AA) and posterior aspect (PA) positions.

Finally, we analyzed the differences in the knee flexion–extension forces in the different pad positions between different angular velocities. In both positions, the knee extension force decreases as the angular velocity increases (Figure 5), with statistically significant differences ($p < 0.001$) and an effect size of 0.654 in the AA position and 0.699 in the PA

position. However, the flexion force values increase as the speed increases when the pad is positioned in the AA (Figure 2), with an effect size of 0.281 and $p = 0.005$. No significant differences in the flexion force values ($p > 0.05$) were found with the pad in the PA (Table 2).

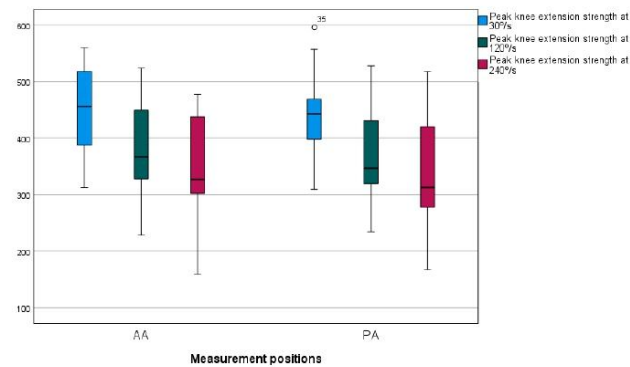


Figure 5. The box-and-whisker plot for the maximum knee extension strength at 30°/s, 120°/s, and 240°/s in the anterior aspect (AA) and posterior aspect (PA) positions.

Table 1. Statistical analysis of maximum knee flexion and extension strength, H/Q ratio, and knee work at 30°/s, 120°/s, and 240°/s between different pad placement positions (anterior and posterior aspects—AA and PA, respectively). Results are expressed in Newtons (N).

Variable ¹	Position	Mean (±SD)	Median	25th Percentile	75th Percentile	p-Value	Cohen d
Flexion peak strength at 30°/s	AA	244 ± 78	212	195	301	<0.001 *	−0.908
	PA	277 ± 78	284	210	323		
Flexion peak strength at 120°/s	AA	270 ± 70	272	208	332	0.027 *	−0.478
	PA	296 ± 82	289	235	355		
Flexion peak strength at 240°/s	AA	287 ± 76	289	221	329	0.602	−0.114
	PA	291 ± 86	275	231	329		
Extension peak strength at 30°/s	AA	449 ± 75	451	388	518	0.702	0.102
	PA	445 ± 71	445	398	469		
Extension peak strength at 120°/s	AA	375 ± 85	352	327	450	0.948	0.070
	PA	371 ± 82	349	320	431		
Extension peak strength at 240°/s	AA	350 ± 90	327	302	438	0.06	0.315
	PA	335 ± 98	313	278	420		
H/Q ratio at 30°/s	AA	0.54 ± 0.14	0.554	0.436	0.644	<0.001 *	−1.087
	PA	0.62 ± 0.12	0.622	0.52	0.712		
H/Q ratio at 120°/s	AA	0.75 ± 0.22	0.709	0.579	0.954	0.115	−0.338
	PA	0.81 ± 0.19	0.789	0.667	0.918		
H/Q ratio at 240°/s	AA	0.84 ± 0.2	0.792	0.703	0.985	0.181	−0.287
	PA	0.89 ± 0.17	0.923	0.727	1.023		
Work at 30°/s	AA	663 ± 224	581	464	832	0.074	−0.404
	PA	691 ± 240	621	536	844		
Work at 120°/s	AA	940 ± 339	886	700	1029	0.019 *	−0.518
	PA	990 ± 362	973	697	1034		
Work at 240°/s	AA	1323 ± 557	1195	974	1586	0.702	−0.287
	PA	1377 ± 607	1227	969	1576		

¹ Peak strength refers to the highest value recorded during the repetitions; * Significant differences ($p < 0.05$).

Table 2. Statistical analysis of maximum knee flexion and extension strength at different measurement velocities (30°/s, 120°/s, and 240°/s) in both placement positions (anterior and posterior aspects—AA and PA, respectively). Results are expressed in Newtons (N).

Variable ¹	Position	Angular Velocity	Mean (±SD)	Median	25th Percentile	75th Percentile	p-Value	Post hoc	p-Value	Cohen <i>d</i>
Flexion peak strength	AA	30°/s	244 ± 78	212	195	301	0.005 *	30–120	0.495	0.281
		120°/s	270 ± 70	272	208	332		120–240	0.192	
		240°/s	287 ± 76	289	221	329		240–30	0.004 *	
	PA	30°/s	277 ± 78	284	210	323	0.53	30–120	0.84	0.123
		120°/s	296 ± 82	289	235	355		120–240	1	
		240°/s	291 ± 86	275	231	329		240–30	1	
Extension peak strength	AA	30°/s	449 ± 75	451	388	518	<0.001 *	30–120	<0.001 *	0.654
		120°/s	375 ± 85	352	327	450		120–240	0.192	
		240°/s	350 ± 90	327	302	438		240–30	<0.001 *	
	PA	30°/s	445 ± 71	445	398	469	<0.001 *	30–120	0.002*	0.699
		120°/s	371 ± 82	349	320	431		120–240	0.135	
		240°/s	335 ± 98	313	278	420		240–30	<0.001 *	

¹ Peak strength refers to the highest value recorded during the repetitions; * Significant differences ($p < 0.05$).

4. Discussion

The results obtained in this study indicate that the isokinetic knee flexion strength values at low and medium angular velocities (30°/s and 120°/s) vary according to the position in which the fixation pad is placed on the leg. For example, when the pad is placed on an anterior aspect of the leg, the strength exerted by the hamstring musculature is lower than that exerted if the pad is placed posteriorly. In contrast, the strength values in the quadriceps are not altered. This discrepancy may be due to the patient not being strapped during flexion. As a result, there is no fixed point of support when the pad is placed in the AA position, and less strength is generated.

The aforementioned result coincides with the data obtained in the study by Otten et al. [15], who conclude that more force will be developed if the subject is strapped than if they are not (i.e., has more support points to exert force). By placing the pad in the PA position, the ischiocrural musculature has a fixed point where it can exert greater force. However, in our study, the difference in the strength between the AA and PA was 25.25%, much higher than the difference found in the study above between strapping and not strapping the patient in the thigh, pelvis, and trunk (5.84%). This result suggests that there may be other factors, in addition to fixed points of support, such as tactile and pressure stimuli, that facilitate neuromuscular activation and develop more strength, as Dr. Kabat stated in his method [16–18]. In the study by Nunes et al. [20], the authors found that the difference between having one more fixed point during the isokinetic knee test (hand grip or not) was 5.2% in the knee extension strength and 3% in the flexion strength. These differences are much smaller than in our study (a 25.25% difference in the flexion strength between the pad in AA and PA positions). Stumbo et al. [21] found no significant differences in the knee flexor strength between stabilizing by hand or not. Guenzkofer et al. [22] stated in their study that using any type of stabilizer increases the strength values in the knee flexion–extension regardless of its kind (e.g., hand grip, pelvic strap, or trunk strap).

At higher angular velocities, the maximal strength of the quadricep musculature decreases to a greater degree than the maximal strength of the ischiocrural musculature [23]. The attenuated loss of strength of the knee flexor musculature at high velocities, with respect to the extensor musculature, could indicate the high capacity that this muscle group has to provide for knee stability in rapid movements [24,25]. It could be concluded that an increase in the angular velocity affects the quadricep musculature more than the ischiocrural musculature [26]. The data obtained in the present study are related to the statements mentioned above if we focus on the extensor musculature. Interestingly, the hamstring

strength increased when the pad was placed in the AA position, but no differences were detected with the pad positioned in the PA.

Comparisons with other studies regarding the strength data cannot be made. They would be methodologically incorrect because the lengths of the lever arm were not reported (in the present study, they are 30 cm), which would be methodologically incorrect. The force generated has a positive correlation with respect to the lever arm length; when one of the two variables increases, the other also increases [15]. Therefore, we focused on the H/Q ratios that were not influenced by the lever arm length.

In the study by Brígido-Fernández et al. [2], at low velocities ($60^\circ/s$) the authors obtained a mean force ratio of 0.54 ± 0.07 . In our study, at low velocities ($30^\circ/s$), the mean force ratio was very similar (0.54 ± 0.14) at the AA position but significantly higher at the PA position (0.62 ± 0.12). At medium velocities ($180^\circ/s$) in the study described above, an average H/Q ratio of 0.57 ± 0.09 was obtained, which is relatively lower than that obtained in our study at $120^\circ/s$, where a value for the H/Q ratio at the AA position of 0.75 ± 0.22 was obtained, with no significant differences with the PA position (0.80 ± 0.19). The same occurs at high velocities ($240^\circ/s$) where a mean H/Q ratio of 0.62 ± 0.09 was obtained, much lower than that obtained in our study, as well as 0.84 ± 0.2 in the AA and 0.89 ± 0.17 in the PA with no significant differences between the two positions. It should be noted that in that study, professional female soccer players were measured, and professional male and female basketball players were measured in the present study.

In the systematic review carried out by Baroni et al. [27], the values of the H/Q ratios were as follows: 0.52 ± 0.08 at $30^\circ/s$, 0.65 ± 0.16 at $120^\circ/s$, and 0.80 ± 0.40 at $240^\circ/s$. These values are similar to those obtained at $30^\circ/s$ and $240^\circ/s$ in our study. In turn, this systematic review states that the cut-off point for the H/Q ratio should be 0.60. Below this value, the risk of suffering a knee joint injury increases. If we consider the value of 0.60, the values obtained in the present study at $30^\circ/s$ would be within the safety range if we take the value of the PA position; however, if we consider the value of the AA position, we could conclude that there is a greater risk of knee injury. Therefore, it is necessary to determine the correct way to position the pad to detect possible injury risks more accurately. For ischiocrural muscle injuries, the cut-off point is set at 0.47 [28], although Dauty et al. [29] state that this point should not be taken as a reference since, in their study, only 2.7% of the athletes who sustained a muscle injury were below this value.

Grygorowicz et al. [30] determined that, in terms of the conventional ratio, taking a value of 0.658 as a cut-off point has a greater sensitivity (and therefore fewer false negatives) than a value of 0.47. However, taking 0.47 as the cut-off point has a higher specificity than taking a value of 0.658 (and therefore fewer false positives). Thus, it is difficult to determine what cut-off point to set. All these discrepancies may have something to do with the measurement protocol and positioning of the measuring tool, so it is essential to determine the correct approach.

In this sense, it is advisable to perform the measurements with the pad in the PA position since higher strength values are obtained in the hamstring muscles as well as a higher H/Q ratio because the quadriceps strength does not vary with the change in position of the strap. By putting the pad in the AA position, the ratio values are lower, and there will be a greater number of patients who obtain values related to injury risk without having a real risk, which is simply a measurement error. This situation may be one of the problems for the current low injury prediction rate with the H/Q ratio value.

The athlete's competitive level should also be considered when interpreting the strength and H/Q ratio data. Carvalho et al. [31] evaluated first and second division Portuguese soccer players in their study. At low velocities ($60^\circ/s$), the second division players had a lower concentric hamstring peak strength than the first division players (234 ± 37

vs. 258 ± 49 , respectively) and a lower conventional H/Q ratio at $60^\circ/s$ (0.59 ± 0.1 vs. 0.62 ± 0.1). With the data obtained in our study, we can establish that the strength value with the pad in AA position (244 ± 78) would be closer to the strength values of second division soccer players. However, if we take the strength data of the PA position (277 ± 78), it would be closer to the values of first division players. Although this statement has the limitation of the lever arm, as mentioned above, the present study's sample comprises basketball players. The same is true for the H/Q ratio at low velocities. The value of the ratio with the pad in the PA position (0.62 ± 0.12) is similar to the value of the ratio of first division soccer players, and the value of the AA ratio (0.54 ± 0.14) is more similar to the values of second division soccer players.

The values of the ratios obtained in the present study are lower at a low angular velocity, with 0.54 ± 0.14 and 0.62 ± 0.12 at $30^\circ/s$, and increase as the velocity increases, 0.75 ± 0.22 and 0.80 ± 0.19 at $120^\circ/s$ and 0.84 ± 0.2 and 0.89 ± 0.17 at $240^\circ/s$. These data are in accordance with the study by Esmaili et al. [32], in which the authors measured professional basketball players and observed that the H/Q ratio increases as the angular velocity of the test increases. However, they disagree with the study by Yoon et al. [33], in which no differences were found between the ratios at different angular velocities. It should be noted that the study was performed in a non-athlete population.

Finally, concerning the muscular work, in addition to a small amount of literature on the subject [2], the same occurs as with strength. Thus, we cannot compare studies because no study describes the length of the lever arm.

5. Conclusions

The pad's position on the leg for assessing the muscle strength at the knee joint influences the strength data of the knee flexor musculature obtained during the test. The same does not occur with the extensor musculature, in which no significant changes have been found between the different measurement positions. We recommend that the measurement be performed with the pad in the PA position to obtain greater hamstring strength data that corresponds to reality, identifies athletes with a real strength deficit, and better predict injuries.

In turn, studying the muscle forces, H/Q ratios, and total work performed is essential to assessing an athlete's functionality.

6. Limitations and Future Lines of Research

Despite calculating the sample size and carrying out the study with this sample, we believe the present study's sample is too small to extrapolate the results to the general population. Studies similar to the present one with a larger sample size are recommended.

The gender variable could have influenced the results. Future studies should focus on analyzing the data segmented by sex to better understand potential gender differences in the findings. Further research could investigate how gender-specific factors might affect the outcomes and whether interventions need to be tailored differently for male and female athletes.

Author Contributions: Conceptualization, R.C.M. and N.P.M.; methodology, R.C.M. and J.M.A.-M.; software, R.C.M.; validation, R.C.M., N.P.M., J.M.A.-M. and M.J.M.B.; formal analysis, M.J.M.B.; investigation, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M., J.M.A.-M. and P.J.B.L.; resources, L.C.M. and M.J.M.B.; data curation, R.C.M. and M.J.M.B.; writing—original draft preparation, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., J.M.A.-M. and O.O.A.; writing—review and editing, L.C.M. visualization, R.C.M., N.P.M., M.J.M.B., L.C.M., P.J.B.L. and O.O.A.; supervision, N.P.M.; project administration, R.C.M.; funding acquisition, L.C.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research did not receive external funding.

Institutional Review Board Statement: This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Hospital Clínico San Carlos of Madrid (C.P.-C.I. 23/704-E in December 2023).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in this study.

Data Availability Statement: The original contributions presented in this study are included in the article, further inquiries can be directed to the corresponding author.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Risberg, M.A.; Steffen, K.; Nilstad, A.; Myklebust, G.; Kristianslund, E.; Moltubakk, M.M.; Krosshaug, T. Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, 2314–2323. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
2. Brígido-Fernández, I.; José, F.G.-M.S.; Charneco-Salguero, G.; Cárdenas-Rebollo, J.M.; Ortega-Latorre, Y.; Carrión-Otero, O.; Fernández-Rosa, L. Knee isokinetic profiles and reference values of professional female soccer players. *Sports* **2022**, *10*, 204. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
3. Alt, T.; Knicker, A.J.; Strüder, H.K. Assessing thigh muscle balance of male athletes with special emphasis on eccentric hamstring strength. *Physician Sportsmed.* **2020**, *48*, 327–334. [\[CrossRef\]](#)
4. Andrade, M.S.; Junqueira, M.S.; De Lira, C.A.B.; Vancini, R.L.; Seffrin, A.; Nikolaidis, P.T.; Rosemann, T.; Knechtle, B. Age-related differences in torque in angle-specific and peak torque hamstring to quadriceps ratios in female soccer players from 11 to 18 years old: A cross-sectional study. *Res. Sports Med.* **2020**, *29*, 77–89. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Heinert, B.L.; Collins, T.; Tehan, C.; Ragan, R.; Kernozek, T.W. Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. *Int. J. Sports Med.* **2021**, *42*, 264–269. [\[CrossRef\]](#)
6. Larwa, J.; Stoy, C.; Chafetz, R.S.; Boniello, M.; Franklin, C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 3826. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
7. Collings, T.J.; Diamond, L.E.; Barrett, R.S.; Timmins, R.G.; Hickey, J.T.; DU Moulin, W.S.; Williams, M.D.; Beerworth, K.A.; Bourne, M.N. Strength and biomechanical risk factors for noncontact ACL injury in elite female footballers: A prospective study. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2022**, *54*, 1242–1251. [\[CrossRef\]](#)
8. Törpel, A.; Becker, T.; Thiers, A.; Hamacher, D.; Schega, L. Intersession reliability of isokinetic strength testing in knee and elbow extension and flexion using the BTE PrimusRS. *J. Sport Rehabil.* **2017**, *26*, 1–14. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
9. Kellis, E.; Sahinis, C.; Baltzopoulos, V. Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. *J. Sport Health Sci.* **2023**, *12*, 343–358. [\[CrossRef\]](#)
10. Perkins, S.; Canavan, P. Isokinetic assessment of knee flexor and extensor strength and lower extremity flexibility assessment of an NCAA Division III men's soccer team. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2023**, *18*, 626–635. [\[CrossRef\]](#)
11. Watson, M.D.; Collins, B.K.; Davies, G.J.; Riemann, B.L. The influence of hip flexion and isokinetic velocity on hamstrings-quadriceps strength ratios in healthy females. *Res. Q. Exerc. Sport* **2022**, *93*, 695–701. [\[CrossRef\]](#)
12. Kolodziej, M.; Nolte, K.; Schmidt, M.; Alt, T.; Jaitner, T. Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: A preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Front. Sports Act. Living* **2021**, *3*, 615330. [\[CrossRef\]](#)
13. Sun, K.; Pan, D. Analysis on the characteristics and relationships of lower limbs strength and power of sailors in different positions and levels. *PLoS ONE* **2023**, *18*, e0289273. [\[CrossRef\]](#)
14. Croisier, J.; Ciavatta, P.; Forthomme, B. Influence of the dynamometer and knee joint axis of rotation alignment on the isokinetic measurements. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2005**, *13*, 3–48. [\[CrossRef\]](#)
15. Otten, R.; Whiteley, R.; Mitchell, T. Effect of subject restraint and resistance pad placement on isokinetic knee flexor and extensor strength: Implications for testing and rehabilitation. *Sports Health* **2013**, *5*, 137–142. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Westwater-Wood, S.; Adams, N.; Kerry, R. The use of proprioceptive neuromuscular facilitation in physiotherapy practice. *Phys. Ther. Rev.* **2010**, *15*, 23–28. [\[CrossRef\]](#)
17. Guiu-Tula, F.X.; Cabanas-Valdés, R.; Sitjà-Rabert, M.; Urrútia, G.; Gómara-Toldrà, N. The efficacy of the proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) approach in stroke rehabilitation to improve basic activities of daily living and quality of life: A systematic review and meta-analysis protocol. *BMJ Open* **2017**, *7*, e016739. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
18. Bertinchamp, U. Concepto FNP: Facilitación neuromuscular propioceptiva (método Kabat-Knott-Voss) [PNF concept: Proprioceptive neuromuscular facilitation (Kabat-Knott-Voss method)]. *EMC Kinesiterapia Med. Física* **2017**, *38*, 1–13. [\[CrossRef\]](#)

19. Bonhof-Jansen, E.; van Ham, A.; Kroon, G.J.; Winter, R.W.; Brink, S.M. Validity and reliability of a portable handheld dynamometer compared to a fixed isokinetic dynamometer to assess forearm torque strength. *Hand Surg. Rehabil.* **2023**, *42*, 147–153. [CrossRef] [PubMed]
20. Nunes, J.P.; Cunha, P.M.; Mayhew, J.L.; Ribeiro, A.S.; Junior, P.S.; Fernandes, R.R.; Cyrino, E.S. Influence of handgrip stabilization during isokinetic knee strength assessment in older women. *Percept. Mot. Ski.* **2020**, *127*, 671–683. [CrossRef]
21. Stumbo, T.A.; Merriam, S.; Nies, K.; Smith, A.; Spurgeon, D.; Weir, J.P. The effect of hand-grip stabilization on isokinetic torque at the knee. *J. Strength Cond. Res.* **2001**, *15*, 372–377. Available online: https://journals.lww.com/nsca-jscr/abstract/2001/08000/the_effect_of_hand_grip_stabilization_on.20.aspx (accessed on 18 January 2024).
22. Guenzkofer, F.; Bubb, H.; Senner, V.; Bengler, R.K. Dependency of knee extension torque on different types of stabilization. *Int. J. Hum. Factors Model. Simul.* **2012**, *3*, 1–15. [CrossRef]
23. Rouis, M.; Coudrat, L.; Jaafar, H.; Filliard, J.-R.; Vandewalle, H.; Barthelemy, Y.; Driss, T. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: Correlation with vertical jump. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2015**, *55*, 1502–1508. Available online: <https://www.minervamedica.it/en/journals/sports-med-physical-fitness/article.php?cod=R40Y2015N12A1502> (accessed on 18 January 2024).
24. Aagaard, P.; Simonsen, E.B.; Trolle, M.; Bangsbo, J.; Klausen, K. Isokinetic hamstring/quadiceps strength ratio: Influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol. Scand.* **1995**, *154*, 421–427. [CrossRef]
25. Kellis, E.; Katis, A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *J. Athl. Train.* **2007**, *42*, 477–485. Available online: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2140073/> (accessed on 18 January 2024). [PubMed]
26. Ribeiro-Alvares, J.B.; Oliveira, G.D.S.; De Lima-E-Silva, F.X.; Baroni, B.M. Eccentric knee flexor strength of professional football players with and without hamstring injury in the prior season. *Eur. J. Sport Sci.* **2021**, *21*, 131–139. [CrossRef] [PubMed]
27. Baroni, B.M.; Ruas, C.V.; Ribeiro-Alvares, J.B.; Pinto, R.S. Hamstring-to-quadiceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 281–293. [CrossRef] [PubMed]
28. Dauty, M.; Menu, P.; Fouasson-Chailloux, A.; Ferréol, S.; Dubois, C. Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscle Ligaments Tendons J.* **2016**, *6*, 116–123. [CrossRef]
29. Dauty, M.; Menu, P.; Fouasson-Chailloux, A. Cutoffs of isokinetic strength ratio and hamstring strain prediction in professional soccer players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 276–281. [CrossRef]
30. Grygorowicz, M.; Michałowska, M.; Walczak, T.; Owen, A.; Grabski, J.K.; Pyda, A.; Piontek, T.; Kotwicki, T. Discussion about different cut-off values of conventional hamstring-to-quadiceps ratio used in hamstring injury prediction among professional male football players. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0188974. [CrossRef]
31. Carvalho, A.; Brown, S.; Abade, E. Evaluating injury risk in first and second league professional Portuguese soccer: Muscular strength and asymmetry. *J. Hum. Kinet.* **2016**, *51*, 19–26. [CrossRef] [PubMed]
32. Esmaili, H.; Sharifi, A. Bilateral asymmetry of hamstring to quadiceps isokinetic torque ratio in different angular velocities in professional basketball players. *Knee* **2022**, *37*, 3–9. [CrossRef] [PubMed]
33. Yoon, T.S.; Park, D.S.; Kang, S.W.; Chun, S.I.; Shin, J.S. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Med. J.* **1991**, *32*, 33–43. [CrossRef] [PubMed]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.