



Trabajo de Fin de Grado

“Correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs”.

- ★ **ESTUDIANTE:** Gutierrez, Lucia Mailen.
- ★ **DIRECTOR:** Echandi, Cristian.

LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA
SEDE ATLÁNTICA.
AÑO 2023.

Dedicatoria y agradecimientos.

A mi hermosa familia, quienes con su infinito amor, paciencia y dedicación me han permitido alcanzar y cumplir un sueño más. Gracias por inculcar en mí los valores de esfuerzo, valentía, perseverancia y libertad que han sido fundamentales en mi camino.

A Cris, a Raíz Folklórica, a Cathy y a mis amigxs de siempre, por acompañarme en cada paso, por el amor, la motivación y el apoyo incondicional que me brindó cada uno.

A la UNRN, por brindarme la oportunidad de formarme y crecer como profesional en una universidad pública, gratuita y de calidad, y a lxs profesores que, durante mi trayectoria como estudiante, han contribuido de gran manera a mi desarrollo académico y personal.

A mi director Cristian, por haberme brindado libertad y la oportunidad de recurrir a sus conocimientos y acompañamiento constante, así como por su infinita paciencia para guiarme durante todo el desarrollo del TFG. Y a Clau, siempre gracias, por ser mi inspiración, por animarme en los momentos de duda y por estar atenta y al pendiente en cada momento.

Y, el agradecimiento especial, a cada uno de los participantes por dedicar generosamente su tiempo y por su disposición para ser parte de esta investigación.

A todxs ustedes, GRACIAS.

Resumen.

El objetivo de esta investigación fue determinar la correlación que existe entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la intensidad de la gonalgia en deportistas amateurs.

Se realizó un estudio cuantitativo, exploratorio, no experimental, correlacional y de corte transversal, limitado a deportistas amateurs de 20 a 40 años que asisten al gimnasio en la ciudad de Viedma y presentan dolor de rodilla. La muestra incluyó un total de 16 deportistas seleccionados mediante cuestionarios distribuidos en gimnasios locales, limitándose a deportistas con gonalgia y sin patologías o intervenciones quirúrgicas previas. Los participantes fueron evaluados utilizando goniometría, la Escala de Kendall de valoración muscular, el test de Trendelenburg y el Test de Lunge.

Los resultados indicaron que existe una correlación pequeña y no significativa entre la gonalgia y el grado de estabilidad de la cadera o la movilidad del tobillo.

Palabras clave:

Inestabilidad de cadera; hipomovilidad de tobillo; dolor de rodilla; deportistas amateurs; Escala Visual Analógica (EVA).

Índice

| | |
|---|-----------|
| Título:..... | 3 |
| Objetivo:..... | 3 |
| Metodología:..... | 3 |
| Resultados:..... | 3 |
| Conclusión:..... | 3 |
| Recomendaciones:..... | 3 |
| Palabras clave:..... | 4 |
| Introducción..... | 7 |
| Problema de investigación..... | 8 |
| Objetivos..... | 8 |
| Objetivo general:..... | 8 |
| Objetivos específicos:..... | 8 |
| Justificación..... | 8 |
| 1. Marco teórico..... | 9 |
| 1.1. Movilidad y estabilidad..... | 9 |
| 1.1.1. Movilidad y estabilidad de la cadera..... | 10 |
| 1.1.2. Movilidad y estabilidad de la rodilla..... | 11 |
| 1.1.3. Movilidad y estabilidad de tobillo..... | 11 |
| 1.2. Técnicas e instrumentos de evaluación:..... | 15 |
| 1.2.1. Goniometría..... | 15 |
| 1.2.2. Escala de Kendall de valoración muscular..... | 15 |
| 1.2.3. Test de Trendelenburg..... | 16 |
| 1.2.4. Test de Lunge..... | 16 |
| 2. Metodología..... | 17 |
| 2.1. Para evaluar la articulación del tobillo se utilizó:..... | 18 |
| 2.2. Para evaluar la articulación de la cadera se utilizó:..... | 18 |
| 3. Tipo de muestra..... | 18 |
| 3.1. Criterios de inclusión:..... | 18 |
| 3.2. Criterios de exclusión:..... | 18 |
| 4. Variables..... | 18 |
| 4.1. Variables correlacionales..... | 18 |
| 4.2. Variables descriptivas..... | 18 |
| 5. Técnicas e instrumentos de recolección de datos..... | 18 |
| 5.1. Antropometría..... | 19 |
| 5.2. Goniometría..... | 19 |
| 5.3. Escala de Kendall de valoración muscular..... | 19 |
| 5.4. Test de Trendelenburg..... | 19 |
| 5.5. Test de Lunge..... | 19 |
| 6. Tratamiento estadístico..... | 20 |
| CAPÍTULO II: RESULTADOS OBTENIDOS..... | 21 |

| | |
|--|-----------|
| 7. Resultados..... | 21 |
| CAPÍTULO III: DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN..... | 26 |
| 8. Discusión..... | 26 |
| 9. Conclusión..... | 26 |
| 10. Referencias..... | 28 |
| 11. Anexos..... | 40 |
| Cuestionario..... | 40 |
| Consentimiento informado..... | 42 |
| Planilla de evaluación física..... | 43 |

Introducción.

En el siglo XXI se ha producido un incremento en la cantidad de practicantes de diferentes actividades relacionadas con el ejercicio, los deportes o la actividad física, así como también un aumento en la toma de conciencia de los buenos hábitos de vida y la importancia de la actividad física tanto recreacional como deportiva y la alimentación saludable.

Debido al gran auge generado por los tipos de entrenamiento de alta intensidad y del marketing usado para darlos a conocer han ido impactando tanto a personas físicamente activas como sedentarias casi por igual.

El fitness, está dejando de ser algo exclusivo de fanáticos o de deportistas y está entrando por la puerta principal en los mercados y las manifestaciones culturales de los diferentes países. Así mismo, es necesario reconocer la importancia de la sistematización de los procesos de entrenamiento, como la apropiación de la práctica del ejercicio que llevan todos los usuarios a la hora de entrenar, debido a que el riesgo de lesionarse realizando actividad física puede interferir con el disfrute de la participación y reducir los beneficios para la salud a largo plazo que la actividad física puede proporcionar. (Gray y Finch, 2015)

Al reconocerse la popularidad del fitness y lo peligroso de lesionarse cuando se realiza actividad física, resulta necesario aceptar la alta incidencia lesiva en los practicantes de esta actividad. Una de las causas de lesión más común se debe al desacondicionamiento físico, que ocasiona una técnica inadecuada de ejecución durante la práctica, donde las lesiones causadas por la práctica de la actividad física no tienen una edad específica, de hecho, en una investigación epidemiológica realizada por Solorzano (2017), se afirma que la mayoría de las personas que realizan actividad física y se lesionan están por debajo de los 35 años. Estas lesiones pueden estar relacionadas con lo que Gray Cook (2010) denomina como disfunciones del movimiento adquiridas. Estas disfunciones usualmente aparecen de dos maneras: por repetición de actividades no naturales en movimientos básicos naturales (por ejemplo, el caso del bateador que realiza un gesto técnico sobre una rotación) o por repetición de actividades naturales en movimientos básicos no naturales (el caso de patrones de movimiento pobres repetidos de manera sistemática en los entrenamientos).

CAPÍTULO I: MARCO TEÓRICO, MATERIALES Y MÉTODOS.

Problema de investigación.

Determinar si la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo se encuentran asociadas con la intensidad de la gonalgia en deportistas amateurs que asisten a gimnasios de la ciudad de Viedma.

Objetivos.

Objetivo general:

- Determinar si existe correlación entre la inestabilidad de cadera y/o la hipomovilidad de tobillo con la intensidad de la gonalgia en deportistas amateurs.

Objetivos específicos:

- Determinar el porcentaje de deportistas que presentan gonalgia e inestabilidad de cadera.
- Determinar el porcentaje de deportistas que presentan gonalgia e hipomovilidad de tobillo.

Hipótesis.

Existe correlación entre la inestabilidad de la cadera y la hipomovilidad del tobillo con la intensidad de la gonalgia. Esto significa que, a mayor inestabilidad de cadera y/o hipomovilidad de tobillo mayor es la intensidad del dolor percibido en la rodilla.

Justificación.

La rodilla es una de las articulaciones que tiene mayor riesgo de desarrollar patologías cuyo principal síntoma es el dolor (Hutchinson & Ireland, 1995). La misma se encuentra diseñada para aportar estabilidad al cargar peso, en los movimientos y en la marcha. La estabilidad de esta articulación depende de las estructuras óseas, cápsulo-ligamentosas y meniscales, que proporcionan la estabilidad pasiva; y, por otro lado la estructura muscular y tendinosa que proporcionan la estabilidad activa (Pérez Martín, 2023; Beutler & Campos, 2023). En este sentido, entre los principales factores de riesgo que provocan el dolor de rodilla se encuentran: el sobrepeso; la falta de flexibilidad o fuerza muscular; determinados deportes y ocupaciones y la presencia de lesión previa (Clinica del Dolor "Dr. Juan Andrés Cabrera", 2019).

Por otro lado y en relación a lo anterior, Busquet (2005) agrega:

“El cuerpo está compartimentado en varias unidades funcionales que deben autogestionar los problemas de intendencia que se plantean. Si una región no puede resolver sus problemas, las regiones vecinas (unidades funcionales) podrán ayudarla, antes de recurrir, si fuera necesario, a la “solidaridad nacional”, es decir, a una compensación global del cuerpo. Es importante constatar hasta qué punto las inserciones musculares respetan las fronteras de las distintas unidades funcionales. Además, si fuera necesario, los músculos de relevo podrán poner en comunicación las diversas unidades funcionales”. (p. 40-41)

En relación a lo anterior, de manera similar, el kinesiólogo Gray Cook y el entrenador Michael Boyle (Boyle, 2016) sugieren que la articulación es propensa a niveles predecibles de disfunción, siendo que las lesiones se relacionan estrechamente con disfunciones articulares donde, los problemas en una articulación usualmente se presentan como dolor en la próxima articulación encima o debajo de esa. En éste sentido, según Boyle (2016), la articulación del tobillo debería ser móvil y cuando se vuelve inmóvil; la rodilla, una articulación que debería ser estable, se vuelve inestable; la cadera, que debería ser móvil, se vuelve inmóvil; la columna lumbar debería ser estable, se hace móvil, y así sucesivamente, va progresando hacia arriba, de los pies a la cabeza. Por ejemplo, durante una caída o aterrizaje, un tobillo inmóvil causa que el estrés se transfiera a la rodilla, la articulación que se encuentra por encima. Respecto a lo anterior, la excepción a la regla parece ser la articulación de la cadera, que necesita ser tanto móvil como estable para su correcta función. Entonces, una cadera tanto inmóvil como inestable podría generar dolor en la rodilla por la inestabilidad (una cadera débil permitirá rotación interna y aducción del fémur) o dolor de espalda debido a la inmovilidad. La debilidad de la cadera tanto en flexión como en extensión podría causar una acción compensatoria en la columna lumbar, mientras que la debilidad en la abducción o, para ser más precisos, prevención de la aducción, podría causar estrés en la rodilla (Boyle, 2016).

Por estas razones, el presente trabajo de investigación, se propuso evaluar la cadera y el tobillo en personas con gonalgia para establecer si existen posibles disfunciones en estas articulaciones que se asocien con el dolor de rodilla. En este mismo sentido, los resultados de esta investigación podrían resultar útiles para detectar factores de riesgo con el fin de prevenir futuras lesiones; y contribuir en la planificación de un tratamiento con ejercicios que optimicen patrones de movimientos funcionales y mejoren el rendimiento deportivo.

1. Marco teórico.

1.1. Dolor:

La *Asociación Internacional para el Estudio del Dolor* definió el dolor como "una experiencia sensitiva y emocional desagradable, asociada a una lesión tisular real o potencial" (Puebla Diaz, 2005). Se clasifica en agudo o crónico, nociceptivo o neuropático, y según la velocidad de conducción en rápido o lento. Los estímulos causantes del dolor son detectados por receptores nociceptores; los cuales son identificados como fibras C y fibras Aδ (Zegarra Piérola, 2007).

1.2. Movilidad y estabilidad.

Fernandez Pino (2017) define a la movilidad como la capacidad que posee el sujeto de llevar a cabo movimientos en un determinado núcleo articular, interviniendo como factores primordiales las condiciones morfológicas de la articulación y las propiedades elásticas de la musculatura y tejidos periarticulares directamente implicados en la acción. Esta capacidad se encuentra también directamente relacionada con la estabilidad articular necesaria para llevar a cabo un movimiento. En este sentido Liebenson (2018) indica que una articulación estable es aquella en la que los músculos son capaces de afrontar los diversos tipos de esfuerzo habituales. Cuando una articulación es estable, la coactivación de la musculatura agonista-antagonista ayuda a mantener centrada la articulación frente a perturbaciones esperadas e inesperadas. La estabilidad es producto de la necesaria capacidad motora o competencia de movimientos para practicar acciones con habilidad y suficiente agilidad, equilibrio y coordinación.

Reconocer disfunciones de movimiento que, cuando se repiten, causan sobrecargas y lesiones de los tejidos es un elemento clave para desarrollar una estrategia correctiva de éxito. Más allá de evaluar la capacidad motora, la evaluación clínica debería evaluar también si las exigencias de la tarea o actividad son aptas para la capacidad funcional del deportista. Estas disfunciones tal vez se planteen como un déficit del control motor que causa una pérdida del margen de error de la estabilidad normal. Tal déficit no solo predispone a las lesiones, sino que reduce también el potencial de rendimiento (Liebenson, 2018).

1.2.1. Movilidad y estabilidad de la cadera.

En relación a la movilidad y estabilidad de la cadera, la articulación coxofemoral es una unión sinovial esferoidea en la que participan el fémur y el coxal. (Rego Hernández et al., 2017). Esta articulación une la porción libre del miembro inferior al cinturón pelviano y se clasifica, según su número de caras articulares, como simple. Las superficies articulares son, por una parte, la cabeza del fémur, y por la otra, el acetábulo del hueso coxal, agrandada por un fibrocartílagos articular denominado labrum acetabular (Pérez Triana et al., 2018).

En la dinámica funcional de la cadera hay tres aspectos fundamentales que constituyen los ejes de la biomecánica articular: la estabilidad, la estática y la movilidad. La estabilidad de la articulación constituye la resistencia de la articulación para evitar que se luxen sus superficies articulares. En la cadera la estabilidad es grande y las luxaciones suelen ser debidas a grandes traumatismos. Por lo que, hay tres factores responsables de la estabilidad de la articulación de la cadera: la gran congruencia de los extremos óseos articulares, el desarrollo de la cápsula fibrosa y de los ligamentos y la acción de los músculos periarticulares. (Pérez Triana et al., 2018).

La estática de la articulación tiene que ver con los aspectos biomecánicos que mantienen la articulación inmóvil con el fin de poder asegurar la bipedestación y la marcha bípeda. La movilidad está muy bien estudiada en los tres grados de libertad de movimiento, representados por sus tres ejes articulares: frontal, sagital y vertical, así como la circunducción como suma de los movimientos angulares. Sin embargo, esta amplia movilidad de la articulación se ve limitada por la función de apoyo que desempeña el fémur en la postura y locomoción verticales. (Rouvière, 2005)

Los glúteos tienen una función esencial en la estabilidad de la cadera debido a que su dirección es transversal. De hecho, los músculos cuya dirección es parecida a la

del cuello sujetan la cabeza del fémur al acetábulo; esto es rigurosamente cierto en el caso de los músculos pelvitrocantéreos (músculo piriforme y el músculo obturador externo); lo mismo ocurre con los músculos glúteos, sobre todo el músculo glúteo menor y el músculo glúteo medio, cuyo componente de coaptación no solo es muy importante, sino que gracias a su potencia desempeñan una función primordial, por lo que se les denomina los músculos sujetadores de la cadera.

Sin embargo, los músculos que tienen una dirección longitudinal, como es el caso de los músculos aductores, tienden a luxar la cabeza del fémur por arriba del acetábulo, sobre todo si el techo del acetábulo está aplanado. (Kapandji, 2011, 40).

Cuando la pelvis está en apoyo bilateral, su equilibrio transversal está garantizado por la acción simultánea y bilateral de los músculos aductores y abductores. Cuando estas acciones antagonistas están equilibradas, la pelvis es estable en una posición simétrica. Cuando la pelvis está en apoyo unilateral, el equilibrio transversal se asegura únicamente mediante la acción de los músculos abductores del lado del apoyo, la pelvis tiende a bascular en torno a la cadera que carga. Para que la línea de las caderas permanezca horizontal en apoyo unilateral es necesario que la fuerza del músculo glúteo medio sea suficiente para equilibrar el peso del cuerpo, siendo agonistas también los músculos glúteo menor y tensor de la fascia lata. Si uno de estos músculos se debilita, la acción de la gravedad ya no está contrarrestada y se ve cómo la pelvis se "inclina" del lado opuesto.

La estabilización de la pelvis a través de éste grupo muscular es indispensable para una marcha normal. De hecho, durante el apoyo unilateral, la línea de la pelvis, permanece horizontal y sensiblemente paralela a la línea de los hombros. El músculo tensor de la fascia lata no sólo estabiliza la pelvis sino también la rodilla, es un verdadero ligamento colateral peroneo activo. Su debilidad puede, con el tiempo, favorecer un bostezo externo de la interlínea articular de la rodilla. (Kapandji, 2011, 50).

1.2.2. Movilidad y estabilidad de la rodilla.

La articulación de la rodilla, tiene que responder a dos exigencias mecánicas contradictorias: movilidad, para permitir desplazamiento del cuerpo y todo tipo de movimientos, y estabilidad, para soportar el peso corporal y carga en la fase de apoyo de la marcha.

La estabilidad de la rodilla se debe a la morfología de la articulación, las estructuras cápsulo-ligamentosas y meniscales (que proporcionan la estabilidad pasiva) y, la estructura muscular, principalmente el cuádriceps, que proporciona la estabilidad activa. (Vergara Hernández et al., 2004)

La rodilla, es anatómicamente una articulación de tipo condílea y mecánicamente troclear, brinda un pobre soporte desde el punto de vista de simetría y congruencia articular y tiene dos grandes exigencias biomecánicas: la primera, la generación de una gran estabilidad durante el soporte de peso, asociado con la extensión máxima de la articulación; y en segunda instancia, debe ser lo suficientemente móvil para producir una flexión que permita una adecuada alineación con las demás articulaciones del miembro inferior durante posturas dinámicas. (Panesso et al., 2008).

La rodilla está sometida a fuerzas laterales importantes y la estructura de los extremos óseos representan dichas violencias mecánicas. El genu valgo fisiológico se caracteriza por la inclinación del eje femoral hacia abajo y adentro y es el sistema ligamentario interno el que se opone normalmente a esta dislocación. El ángulo de valgo juega un gran papel en la estabilidad transversal de la rodilla.

Durante la marcha y la carrera, la rodilla se ve continuamente solicitada por fuerzas laterales externas e internas. El funcionamiento de la rodilla está determinado, en todo momento, por las reacciones mutuas y equilibradas de estos tres factores, superficies articulares, músculos y ligamentos en equilibrio dinámico trilateral (Kapandji, 2011).

1.2.3. Movilidad y estabilidad de tobillo.

La articulación del tobillo, o articulación talocrural, es una tróclea, lo que significa que sólo posee un único grado de libertad. Condiciona los movimientos de la pierna en relación al pie en el plano sagital. (Kapandji, 2011). Es una articulación primordial en el apoyo del pie en el suelo y en consecuencia en la marcha. Se trata, por tanto, de una estructura móvil pero que también requiere gran estabilidad (Sous Sánchez et al., 2011). El control de la estabilidad anatómica del tobillo está condicionado por su estructura ósea y ligamentosa, y a su vez, para la estabilidad funcional del tobillo existe la necesaria coordinación entre el control de la propiocepción regional, los tendones peroneos y la influencia visual y vestibular (Monteagudo et al., 2016).

Al igual que sucede en la articulación de la cadera, su estabilidad está ligada estrechamente a su forma y a su coaptación ósea. Esta articulación soporta mucha más carga que ninguna otra en el cuerpo humano: 5-7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de marcha, comparado con las 3-4 veces en la rodilla y 2-3 en la cadera. La movilidad primaria de la articulación del tobillo se desarrolla en el plano sagital, el arco o rango de flexo-extensión medio es de 43° 63°, y sólo 30° de este arco son necesarios para una marcha estable (10° de flexión dorsal y 20° de flexión plantar) (Sous Sánchez et al., 2011), pudiéndose ver afectados por factores óseos, capsulo ligamentosos y musculares (Kapandji, 2011). La estabilidad anteroposterior de la articulación talocrural y su coaptación están garantizadas por la acción de la gravedad que ejerce el astrágalo sobre la superficie tibial cuyos márgenes anterior y posterior impiden que la polea se escape hacia delante o, con mucha más frecuencia hacia atrás, cuando el pie extendido contacta con fuerza con el suelo. Los ligamentos laterales garantizan la coaptación pasiva y los músculos actúan todos como captadores activos sobre una articulación intacta (Kapandji, 2011).

Las lesiones de rodilla, como las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) y el síndrome de dolor patelofemoral (SDPF) (Hutchinson & Ireland, 1995), son las lesiones relacionadas con el deporte más comunes. Durante las actividades con soporte de peso, la articulación de la rodilla soporta la mayor carga y, por lo tanto, tiene el potencial de lesionar la articulación (Kumar et al., 2013). El foco de los estudios actuales fue el momento de aducción externa de la rodilla, que es determinante de las cargas de la articulación medial de ésta articulación (Landry et al., 2007; Foroughi et al., 2009; Duffell et al., 2014). Sin embargo, estudios recientes han demostrado que los abductores de cadera también juegan un papel importante en esas lesiones (Willy & Davis, 2011; Bell et al., n.d.).

Como articulación proximal de las extremidades inferiores, la articulación de la cadera desempeña un papel integral en el mantenimiento del equilibrio y la estabilidad (Pel et al., 2008). Sin embargo, esta función depende de que los músculos abductores de la cadera proporcionen estabilidad dinámica durante el ejercicio (Williams et al., 2001). Como resultado, la debilidad de los músculos de la cadera puede provocar disfunciones en el movimiento, lo que pone a ciertos músculos y articulaciones, especialmente a la rodilla, en alto riesgo de sufrir lesiones. En los últimos años, algunos autores han informado que la debilidad del

abductor de la cadera (como el glúteo medio) puede ser una razón importante para el aumento de aducción de la rodilla (Kean et al., 2015; Bennett et al., n.d.). El abductor de la cadera estabiliza principalmente el fémur en el plano frontal del movimiento del miembro inferior (McLeish & Charnely, 1970). La debilidad del abductor de la cadera hace que la cadera sea más propensa a la aducción o rotación durante actividades con carga de peso (como saltar o aterrizar). Los movimientos anormales de la cadera aumentan los ángulos de abducción y los momentos de la articulación de la rodilla y afectan la activación muscular del abductor de la cadera y del cuádriceps femoral, lo que aumenta aún más la tensión del LCA y aumenta el riesgo de lesión del LCA (Hewett et al., 2005). Los estudios han demostrado que la mayoría de los pacientes con SDPF tienen una fuerza disminuida en los músculos abductores de la cadera (glúteo mayor y glúteo medio) (Magalhaes et al., 2013; Rathleff et al., 2014; Neal et al., 2019).

A su vez, la reducción del rango de movimiento de dorsiflexión del tobillo (DFROM) es un problema común entre los atletas, especialmente después de lesiones como esguinces laterales de tobillo (Abassi et al., 2019; Youdas et al., 2009), y se ha informado que afecta la biomecánica de un atleta. En el plano sagital, las medidas clínicas de dorsiflexión restringida se han relacionado previamente con una reducción del movimiento de flexión de rodilla y cadera (Dill et al., 2014; Fong et al., 2011; Rabin et al., 2016; Stanley et al., 2019). De manera similar, el DFROM reduce la capacidad de absorber fuerzas en toda la extremidad inferior durante el freno, el salto y el aterrizaje, lo que resulta en mayores fuerzas de reacción del suelo y mayor movimiento y carga en el plano frontal, especialmente en la rodilla (Bell et al., 2008; Macrum et al., 2012; Malloy et al., 2015; Sigward et al., 2008; Stanley et al., 2019).

Según el enfoque de Gray Cook, el sistema músculo-articular es como una cadena. Cada articulación o serie de articulaciones tiene una función determinada y, por tanto, está sujeta a la posibilidad de sufrir disfunciones de movimiento predecibles, concretas y específicas. Como consecuencia, cada articulación tiene necesidades puntuales que marcan la naturaleza del entrenamiento adecuado.

Esta es la teoría según la cual la disfunción de una región anatómica es responsable del dolor o la disfunción en otra región, a menudo distante. (Mascal et al., 2003; Wainner et al., 2007).

Cuando se evalúa la cadena cinética resulta aparente que ciertas áreas tengan mayor necesidad de estabilidad y otras mayor necesidad de movilidad. El exceso de rigidez es un problema típico de la columna torácica, las caderas y los tobillos, mientras que la columna lumbar y las articulaciones craneocervical, escapulohumeral y de la rodilla muestran tendencia a la inestabilidad.

En la sociedad moderna, producto de un creciente sedentarismo, se producen un aumento de disfunciones de movimiento. Incluso los entrenamientos de fitness que siguen la filosofía del fisiculturismo y aíslan los músculos individuales en vez de



entrenar patrones de movimientos, en realidad refuerzan patrones erróneos de movimiento y fomentan desequilibrios musculares compensatorios. En la actualidad este paradigma recibe el nombre de método de entrenamiento de articulación por articulación según Michael Boyle (2010) y Gray Cook (2010).

Gray Cook (2013; 2015) y Michael Boyle (2010; 2016; 2019) utilizan el término "patrón motor" o "patrón de movimiento" para describir la forma en que el cuerpo humano organiza y ejecuta movimientos. Los patrones motores son secuencias preestablecidas a nivel cortical, de activación muscular que el cuerpo utiliza para realizar acciones específicas, como caminar, correr, levantar objetos, entre otros.

Ambos enfatizan en la importancia de que estos patrones motores sean eficientes y funcionales para prevenir lesiones y mejorar el rendimiento. Cuando un individuo presenta un patrón motor deficiente, ya sea debido a la falta de movilidad, estabilidad, fuerza, coordinación o control motor; puede aumentar el riesgo de lesiones y disminuir el rendimiento en actividades físicas. Y, tanto uno como el otro, recomiendan la evaluación y corrección de los patrones motores disfuncionales a través de ejercicios específicos diseñados para restaurar el equilibrio entre la movilidad y la estabilidad, mejorar la fuerza funcional y la coordinación neuromuscular. Al abordar los desequilibrios en los patrones motores, se puede optimizar el rendimiento deportivo, prevenir lesiones y mejorar la calidad de movimiento en la vida diaria.

El cuerpo se debe ver como un sistema articulado donde uno solo de los eslabones de la cadena puede influir en eslabones alejados. Por lo que, el concepto de cadena cinética pone en evidencia la interdependencia regional de los distintos eslabones del cuerpo (Wainner et al., 2007).

Algunos autores como Tan et al. (2020), Taylor et al. (2022), Hassan et al. (2022), Rowe et al. (2007), Itoh et al. (2016) y Dix et al. (2019) han relacionado la patología de la cadera y el tobillo con problemas en otras áreas de la cadena biomecánica, como la columna y la rodilla. Los resultados de estos estudios respaldan aún más la necesidad de evaluar toda la cadena biomecánica cuando ocurre un problema en un eslabón. Sumado a esto, Powers et al. (2003) proporcionaron evidencia de una teoría biomecánica que considera toda la cadena de las extremidades inferiores durante el tratamiento del paciente. Por lo que, Tyler et al. (2006) mencionaron que los sujetos con dolor anterior de rodilla respondieron favorablemente a intervenciones que incluían estrategias de fortalecimiento resistivo progresivo de abducción, aducción, flexión y extensión de la cadera.

1.3. Técnicas e instrumentos de evaluación:

1.3.1. Goniometría.

La evaluación de la movilidad articular es un aspecto importante de la exploración física que permite evaluar el rango de movimiento de una articulación, el cual se asocia a la función de la misma. También permite identificar alteraciones en los movimientos de una articulación y poder determinar el grado de evolución durante la rehabilitación.

Debido a que las superficies articulares no son planas sus movimientos se producen alrededor de muchos ejes y planos a la vez, constituyendo movimientos poliaxiales y multiplanares, es así que debemos referirnos a éstos como "arcos de movimiento", que son la cantidad de movimiento expresada en grados que presenta una articulación en cada uno de los tres planos del espacio y se clasifica en activo, pasivo

y activo asistido, de las cuales para este estudio se tomó como referencia la primera de las 3 clasificaciones propuesta por Taboadela (2007).

Los valores para cada articulación, según el Comité para el estudio de la movilidad articular de la Academia Americana de Cirujanos Ortopedicos (AAOS: American Academy of Orthopaedic Surgeons), se expresan en la tabla 1:

Tabla 1.

Valores de goniometría de tobillo según la American Academy of Orthopaedic Surgeons.

| Cadera | Tobillo |
|--|---|
| Flexión: 0-120° Extensión: 0-30° Abducción: 0-45° Aducción: 0-30° | Flexión plantar: 0-50° Flexión dorsal: 0-20° |

1.3.2. Escala de Kendall de valoración muscular.

También conocida como Escala de Kendall, es una herramienta utilizada en el campo de la fisioterapia y la kinesiología para evaluar y medir la función muscular en relación con una resistencia específica. Esta escala fue descrita por el matrimonio Kendall en 1936 y se ha convertido en una referencia ampliamente utilizada en la valoración del tono muscular y la fuerza muscular.

La escala se compone de diferentes grados o niveles que van del 0 al 5, y se utiliza para medir la resistencia muscular en diferentes movimientos y posiciones. Cada grado de la escala se asigna de acuerdo con la capacidad del paciente para mover o mantener una determinada posición contra una resistencia aplicada por el terapeuta (Hislop et al., 2014).

Tabla 2.

Escala de Kendall de Valoración Muscular.

| Grado | Valoración muscular |
|---------|---|
| Grado 0 | Ausencia de contracción muscular. |
| Grado 1 | Contracción muscular débil sin movimiento articular. |
| Grado 2 | Movimiento articular posible con la eliminación de la gravedad. |
| Grado 3 | Movimiento articular posible contra la gravedad. |
| Grado 4 | Movimiento articular posible contra la gravedad y con resistencia moderada. |
| Grado 5 | Movimiento articular posible contra la gravedad y con resistencia máxima. |

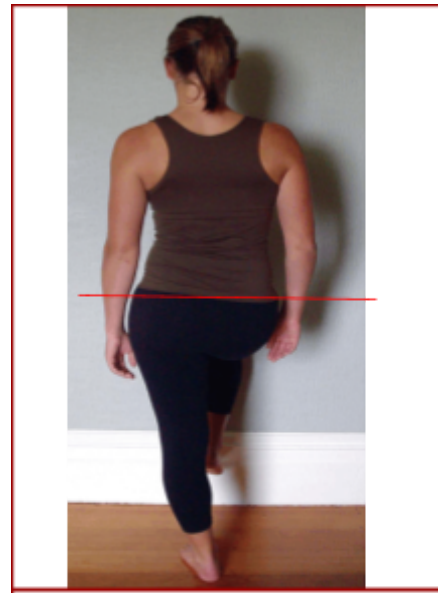
Adaptado de Hislop et al. (2014)

1.3.3. Test de Trendelenburg.

El test de Trendelenburg es probablemente el más conocido y es utilizado para valorar la capacidad del glúteo medio para mantener la pelvis en posición mientras el sujeto se para sobre una sola extremidad. (Presswood et al., 2009). Es un test de equilibrio monopodal que evalúa la estabilidad de la cadera. Valora la estabilidad de la musculatura abductora de la cadera, sobre todo el glúteo medio y en menor medida el glúteo mayor (Youdas et al., 2007).

El paciente está en posición de pie (puede sujetarse a la pared para mantener el equilibrio). A continuación, se pide al paciente que flexione una cadera a 90°. El examinador evalúa la altura de las crestas ilíacas de ambos lados, donde el lado con la cadera flexionada debe ser más alto que el lado contralateral.(Hollman, 2010).

Una prueba positiva es aquella en la que la pelvis cae en el lado contralateral durante la bipedestación unipodal del lado afectado, que podría indicar debilidad o falta de control motor del glúteo medio (Cronin et al., 2008).

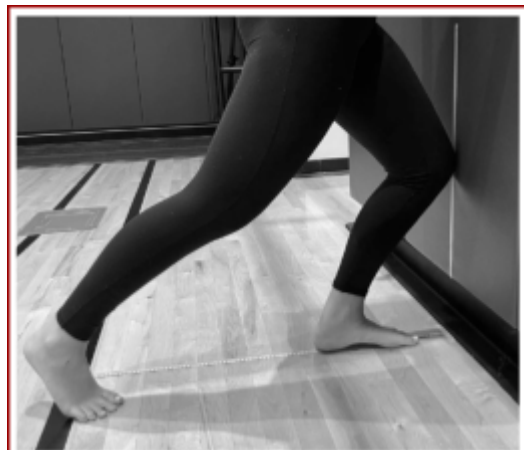


Nota. Adaptado de Glúteo Medio: Anatomía Aplicada, Disfunción, Valoración y Fortalecimiento Progresivo, p. 4, por J. Cronin et. al., 2008, Journal PubliCE.

1.3.4. Test de Lunge.

El Test de Lunge (TL) es una prueba funcional utilizada para evaluar indirectamente la dorsiflexión del pie, midiendo el avance máximo de la tibia sobre el retropié en posición de carga de peso (Toscano Hernandez, 2022).

- ❖ Procedimiento: Se sitúan dos cintas adhesivas conformando un ángulo de 90° entre ambas, de tal modo que, una cinta adhesiva de 60 centímetros (cm) sobre la longitud de una pared y otra de 50 cm sobre la longitud del suelo. Se hacen dos marcas sobre la cinta del suelo a 5 y a 10 cm de distancia desde la pared. Se le pedirá al sujeto que sitúe el pie descalzo sobre la línea del suelo, colocando el dedo más largo (1° o 2° dedo) sobre la línea situada a 10 cm de la pared. A partir de esta posición, se le pide al sujeto que lleve la rodilla hacia la pared sin levantar el talón del suelo. Si durante la prueba el sujeto levanta el talón deberá ir acercando el pie hasta que consiga realizar el test sin elevarlo. Se deberán valorar ambos lados (Fiscalcoach, n.d.).
- ❖ Evaluación: Si el sujeto logra tocar la pared con la rodilla sin levantar el talón del suelo, desde la posición de referencia (10 cm), la prueba se considerará normal o negativa. Por el



Nota. Adaptado de Ankle Dorsiflexion Affects Hip and Knee Biomechanics During Landing, p. 330, Taylor et.al. (2022), Sports Health.

contrario, si el sujeto levanta el talón o necesita acercarse a la marca de 5 cm e incluso sobrepasarla, significa que existe limitación en el movimiento articular del tobillo por acortamiento del gastrocnemio, considerando el resultado de la prueba anormal o positiva (Fiscalcoach, n.d.).

- ❖ Observaciones: Se considera el valor de 10° de flexión dorsal del tobillo como el valor mínimo aceptable a nivel funcional, siendo lo ideal entre 20-30°. Todo lo que esté por debajo de 10° en rango de movimiento (ROM) puede suponer que el sujeto padezca patología (Fiscalcoach, n.d.).

El movimiento de la articulación tibioperonea astragalina (TPA) o tobillo se produce principalmente en el plano sagital, siendo este de flexoextensión o flexión dorsal (FD) y flexión plantar (FP). El rango de movimiento global de la TPA es de hasta 80°, de los cuales 20-30° son de FD y 30-50° de FP; y solo 30° de este arco son necesarios para una marcha estable (10° de FD y 20° de FP). El movimiento de la TPA en el plano sagital es fundamental en el segundo rocker de la marcha, permitiendo la transferencia eficaz de la carga del peso corporal hacia el antepié. Su integridad es crucial para que el movimiento se realice con el menor gasto energético posible y con la mayor congruencia articular, asegurando la estabilidad de la articulación. Las restricciones del rango articular en dorsiflexión pueden estar asociadas a un mayor riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior, síndrome de dolor patelofemoral, tendinopatía rotuliana y fascitis plantar (Toscano Hernández, 2022).

2. Metodología.

Esta investigación se limitó a la evaluación de deportistas amateurs de 20 a 40 años de edad inclusive, que presentaran dolor de rodilla y asistían al gimnasio en la ciudad de Viedma. Se abordó desde un enfoque metodológico cuantitativo, de alcance exploratorio, no experimental, correlacional y de corte transversal, ya que lo que se pretendió determinar era la correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo en deportistas que presentan gonalgia y a su vez, establecer si existía una correlación entre el dolor de rodilla que referían y la supuesta inestabilidad de cadera e hipomovilidad de tobillo.

Para identificar a los deportistas se distribuyó un cuestionario por los diferentes gimnasios de la ciudad de Viedma y, consecuentemente, se seleccionaron a los participantes de la muestra. Una vez definida la unidad de análisis de estudio, se procedió a entregar el consentimiento informado que relató las evaluaciones a realizar, para posteriormente realizar las evaluaciones pertinentes.

2.1. Para evaluar la articulación del tobillo se utilizó:

2.1.1. Goniometría para la movilidad articular.

2.1.2. Escala de Kendall de valoración muscular para la flexión dorsal y flexión plantar.

2.1.3. Test de Lunge para evaluar el avance máximo de la tibia sobre el retropié en posición de carga de peso.

2.2. Para evaluar la articulación de la cadera se utilizó:

2.2.1. Goniometría para la movilidad articular.

2.2.2. Escala de Kendall de valoración muscular para la abducción y aducción.

2.2.3. Signo de Trendelenburg para los músculos abductores de cadera en bipedestación.

3. Tipo de muestra.

3.1. Criterios de inclusión:

- 3.1.1. Deportistas amateurs de 20 a 40 años.
- 3.1.2. Deportistas amateurs que realicen actividad por lo menos 2 veces a la semana mínimo 1 hora por vez.
- 3.1.3. Deportistas amateurs presenten gonalgia por lo menos 1 vez dentro de un lapso de 7 días.
- 3.1.4. Deportistas amateurs presenten gonalgia sin tener patologías o intervenciones quirúrgicas previas.

3.2. Criterios de exclusión:

- 3.2.1. Deportistas amateurs fuera del rango etario de 20 a 40 años.
- 3.2.2. Deportistas amateurs que no realicen actividad por lo menos 2 veces a la semana mínimo 1 hora por vez.
- 3.2.3. Deportistas amateurs que no presenten gonalgia.
- 3.2.4. Deportistas amateurs que presenten gonalgia asociada a patologías o intervenciones quirúrgicas previas.

4. Variables.

4.1. Variables correlacionales.

Escala Visual Analógica del dolor (EVA), inestabilidad de cadera e hipomovilidad de tobillo y valoración muscular de la fuerza de aductores y abductores de cadera.

4.2. Variables descriptivas.

Edad, peso, talla, Índice de Masa Corporal (IMC).

5. Técnicas e instrumentos de recolección de datos.

La recopilación de datos para cada participante se llevó a cabo en una sesión de 30 minutos en el gimnasio en el cual asistía cada participante.

Previo a la evaluación, se entregó un consentimiento informado, el cual fue avalado y firmado por los participantes involucrados en la muestra, para que puedan ser evaluados.

Se estableció un orden de evaluación. En primer lugar, se realizó la evaluación antropométrica para determinar el peso y talla. En segundo lugar, se ejecutó la evaluación con goniometría. En tercer lugar, se realizó la prueba de Kendall de valoración muscular para abductores y aductores. En cuarto lugar, se realizó la prueba de Trendelenburg. Y, por último, se llevó a cabo el Test de Lunge.

Los datos fueron recolectados en una planilla impresa.

Las especificaciones técnicas para la realización de cada evaluación se detallan a continuación.

5.1. Antropometría.

Se realizó la evaluación antropométrica de acuerdo con las recomendaciones de los *Estándares Internacionales de Evaluación Antropométrica* (ISAK). La misma comprendió la medición del peso mediante una balanza digital y la medición de la altura mediante una cinta métrica de acero retráctil. Los datos de peso y talla se utilizaron para calcular el índice de masa corporal (IMC) de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$IMC = \text{peso (Kg)} \div \text{altura}^2 \text{ (m)}$$

y se clasificaron en peso bajo, normopeso, sobrepeso y obesidad según los percentiles establecidos por la OMS.

5.2. Goniometría.

Se realizó la evaluación goniométrica de acuerdo con las recomendaciones y estándares establecidos por Taboadela, Claudio H (2007). La cual consistió en evaluar el arco de movimiento de una articulación en cada uno de los tres planos del espacio.

5.3. Escala de Kendall de valoración muscular.

La Escala de Kendall se compone de 6 diferentes grados o niveles y se utiliza para medir la resistencia muscular en diferentes movimientos y posiciones. Cada grado de la escala se asigna de acuerdo con la capacidad del paciente para mover o mantener una determinada posición contra una resistencia aplicada por el terapeuta.

5.4. Test de Trendelenburg.

Es un test de equilibrio monopodal que evalúa la estabilidad de la cadera. Valora la estabilidad de la musculatura abductora de la cadera, sobre todo el glúteo medio y en menor medida el glúteo mayor (Youdas et al., 2007).

5.5. Test de Lunge.

El Test de Lunge (TL) es una prueba funcional utilizada para evaluar indirectamente la dorsiflexión del pie, midiendo el avance máximo de la tibia sobre el retropié en posición de carga de peso.

6. Tratamiento estadístico.

El análisis estadístico se realizó utilizando *IBM SPSS Statistics V21* (IBM Co., Armonk, NY, Estados Unidos), para las estadísticas descriptivas se utilizó la media, la desviación estándar (DE) y el rango para establecer correlación entre las diferentes variables se utilizó el coeficiente de correlación de *Spearman*. El nivel de significancia que se utilizó para establecer si las correlaciones eran positivas o negativas, fue de 0,05. Y, por último, para la interpretación de los valores obtenidos en la determinación del coeficiente de *Spearman* se emplearon las reglas descritas por Hinkle, Wiersma y Jurs (Mukaka, 2012), las cuales se grafican a continuación en la Tabla 1.

Tabla 1.
Reglas para Interpretar el Tamaño del Coeficiente de Correlación.

| Tamaño de correlación | Interpretación |
|------------------------------|---|
| .90 a 1.00 (-.90 a -1.00) | Correlación bien alta positiva (negativa) |
| .70 a .90 (-.70 a -.90) | Correlación alta positiva (negativa) |
| .50 a .70 (-.50 a -.70) | Correlación moderada positiva (negativa) |
| .30 a .50 (-.30 a -.50) | Correlación baja positiva (negativa) |
| .00 a .30 (-.00 a -.30) | Si existe correlación, es pequeña |

Adaptado de Mukaka (2012)

CAPÍTULO II: RESULTADOS OBTENIDOS.

7. Resultados.

De los 27 deportistas que se ofrecieron como voluntarios para el estudio, sólo 16, con una edad media de 27,37 años, cumplieron los criterios de inclusión y completaron el estudio. Las características descriptivas referidas a la edad y evaluaciones antropométricas se muestran en la tabla 2:

Tabla 2.
Características descriptivas referidas a la edad y evaluaciones antropométricas.
(n=16)

| | Media | DE | Rango |
|---------------------------------|--------------|-----------|--------------|
| Edad (<i>años</i>) | 27,37 | 4,63 | 18 |
| Peso (<i>kg</i>) | 71,63 | 13,16 | 55 |
| Talla (<i>cm</i>) | 13,16 | 0,10 | 0,35 |
| IMC (<i>kg/m²</i>) | 24,25 | 3,09 | 11,4 |

DE: Desviación estándar; kg: kilogramos;
cm: centímetros; IMC: Índice de Masa Corporal

Para responder al objetivo general en el cual se buscó determinar la correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la intensidad de la gonalgia en deportistas amateurs, se presenta la Tabla 3 y la Tabla 4.

Tabla 3.
Relación entre inestabilidad de cadera e hipomovilidad de tobillo en deportistas que presentan gonalgia. (n=16)

| | Test de Trendelenburg: Promedio derecho-izquierdo | Test de Lunge: Promedio derecho-izquierdo | |
|--------------|--|--|--------|
| Positivo (+) | 43,75% | Hipomovilidad | 43,75% |
| Negativo (-) | 56,25% | Movilidad normal | 56,25% |

n: tamaño de la muestra.

De acuerdo a los datos presentes en la Tabla 3, un 43,75% (7 deportistas) presenta inestabilidad de cadera y un 43,75% (7 deportistas) presenta hipomovilidad de tobillo.

No se acepta la hipótesis de investigación, ya que no existe correlación entre la inestabilidad de la cadera y la hipomovilidad del tobillo con la intensidad de la gonalgia. Lo que significa que, no influye el grado inestabilidad de cadera y/o hipomovilidad de tobillo en la intensidad del dolor percibido en la rodilla.

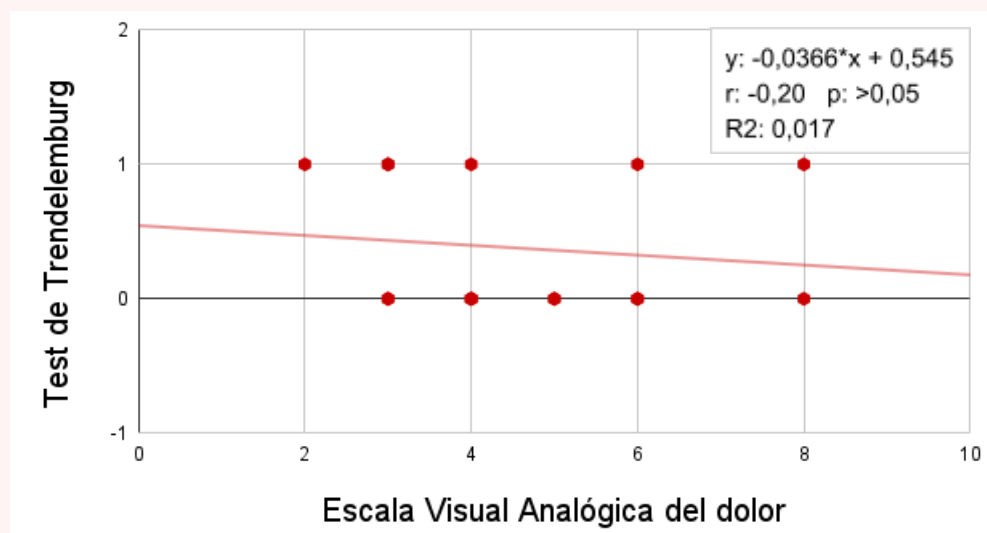
Tabla 4.
Valores de correlación de Spearman entre las pruebas Test de Trendelenburg y Test de Lunge; y la EVA. (n=16)

| Prueba | EVA | Valor p |
|-----------------------|-------|---------|
| Test de Trendelenburg | -0,20 | 0,45 |
| Test de Lunge | -0,05 | 0,84 |

n: tamaño de la muestra; EVA: Escala Visual Analógica del dolor;
Valor P: Valor de Probabilidad

Como se puede observar en la tabla 4, se encontró una correlación negativa pequeña y no significativa (Figura 1) entre el Test de Trendelenburg y EVA. Por otro lado, se encontró una correlación pequeña y no significativa entre el Test de Lunge y EVA (Figura 2).

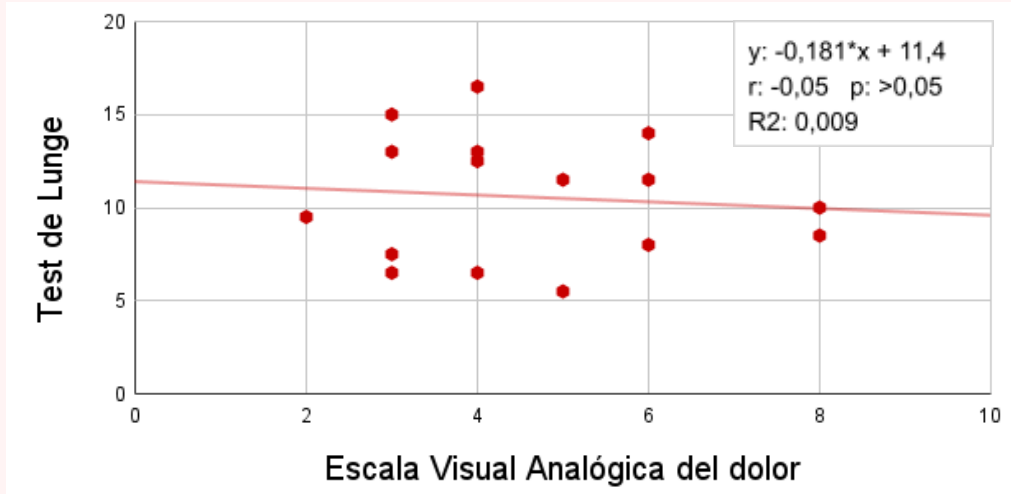
Figura 1.
Valores de correlación de Spearman entre las pruebas Test de Trendelenburg y la EVA. (n:16)



La correlación no es significativa $p \geq 0,05$.

n: tamaño de la muestra; EVA: Escala Visual Analógica del dolor;
Valor P: Valor de Probabilidad

Figura 2.
Valores de correlación de Spearman entre las pruebas Test de Lunge y la EVA.
(n:16)



La correlación no es significativa $p \geq 0,05$.

n: tamaño de la muestra; EVA: Escala Visual Analógica del dolor;
Valor P: Valor de Probabilidad

Para responder a los 2 objetivos específicos, la Tabla 5 muestra el porcentaje de deportistas que presentaron gonalgia y solo inestabilidad de cadera y el porcentaje de deportistas que presentaron gonalgia y solo hipomovilidad de tobillo.

Tabla 5.
Porcentaje de deportistas que presentaron gonalgia y solo inestabilidad de cadera; y gonalgia y solo hipomovilidad de tobillo. (n=16)

| | n | Porcentaje |
|-------------------------------------|----------|-------------------|
| Gonalgia e inestabilidad de cadera | 3 | 18,75% |
| Gonalgia e hipomovilidad de tobillo | 3 | 18,75% |

n: tamaño de la muestra.

Por último y a modo de resumen, en la Tabla 6 se presentan las correlaciones entre pruebas goniométricas y de fuerza; y la EVA.

Tabla 6.
Valores de correlación de Spearman entre pruebas goniométricas y de valoración de fuerza; y la Escala EVA. (n=16)

| Prueba | EVA | Valor P |
|---|------------|----------------|
| Goniometría de flexión de cadera derecha | 0,07 | 0,79 |
| Goniometría de extensión de cadera derecha | 0,22 | 0,40 |
| Goniometría de abducción de cadera derecha | -0,40 | 0,12 |
| Goniometría de aducción de cadera derecha | -0,32 | 0,21 |
| Valoración muscular de abducción de cadera derecha | -0,07 | 0,79 |
| Valoración muscular de aducción de cadera derecha | -0,22 | 0,40 |
| Goniometría de flexión de cadera izquierda | -0,31 | 0,23 |
| Goniometría de extensión de cadera izquierda | -0,10 | 0,68 |
| Goniometría de abducción de cadera izquierda | -0,23 | 0,38 |
| Goniometría de aducción de cadera izquierda | -0,37 | 0,15 |
| Valoración muscular de abducción de cadera izquierda | -0,07 | 0,79 |
| Valoración muscular de aducción de cadera izquierda | -0,56* | 0,02 |
| Goniometría de flexión plantar de tobillo derecho | 0,05 | 0,83 |
| Goniometría de flexión dorsal de tobillo derecho | 0,14 | 0,60 |
| Valoración muscular de flexión plantar de tobillo derecho | -0,18 | 0,50 |

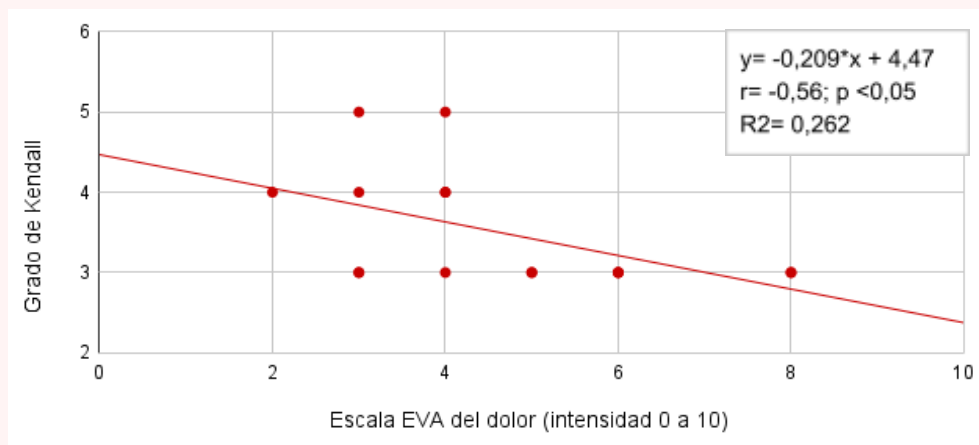
| | | |
|---|-------|------|
| Valoración muscular de flexión dorsal de tobillo derecho | 0,15 | 0,55 |
| Goniometría de flexión plantar de tobillo izquierdo | 0,19 | 0,46 |
| Goniometría de flexión dorsal de tobillo izquierdo | -0,48 | 0,05 |
| Valoración muscular de flexión plantar de tobillo izquierdo | -0,18 | 0,50 |
| Valoración muscular de flexión dorsal de tobillo izquierdo | 0,03 | 0,90 |

n: tamaño de la muestra; EVA: Escala Visual Analógica del dolor;
Valor P: Valor de Probabilidad

En la Tabla 6 se puede destacar una correlación negativa moderada significativa entre la prueba de Valoración Muscular de Kendall a la aducción de la cadera izquierda y la EVA. Esta correlación también se puede observar en la Figura 3.

Figura 3.

Valores de correlación de Spearman entre las pruebas Valoración Muscular de Kendall a la aducción de la cadera izquierda y la EVA. (n:16)



La correlación es significativa $p \leq 0,05$. (n=16)

n: tamaño de la muestra; EVA: Escala Visual Analógica del dolor;
Valor P: Valor de Probabilidad

CAPÍTULO III: DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN.

8. Discusión.

Este estudio evaluó la correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs. Las correlaciones encontradas entre las pruebas de inestabilidad de cadera e hipomovilidad de tobillo con la intensidad del dolor percibido según la Escala Visual Analógica (EVA) fueron pequeñas y no significativas.

Si bien existen estudios previos han estudiado la relación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia de manera aislada (Tan et al., 2020; Taylor et al., 2022; Hassan et al., 2022; Rowe et al., 2007; Itoh et al., 2016; Dix et al., 2019), no hay investigaciones previas que hayan evaluado la relación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la intensidad del dolor percibido en la rodilla.

Futuros estudios deberían considerar la evaluación de la relación existente entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la intensidad del dolor percibido en la rodilla en muestras más amplias y añadir técnicas de evaluación específicas para cada músculo y articulación para explorar estas correlaciones de manera más exhaustiva.

9. Conclusión.

El objetivo de este estudio fue determinar si existe correlación entre la inestabilidad de cadera y/o la hipomovilidad de tobillo con la intensidad de la gonalgia en deportistas amateurs, con evaluaciones de rango de movimiento y pruebas funcionales. Los resultados demostraron que existe una correlación pequeña y no significativa entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la intensidad del dolor de rodilla.

La implicancia clínica de estos resultados subrayan la necesidad de un enfoque integral en la rehabilitación de la gonalgia, dadas las relaciones biomecánicas entre la cadera y la rodilla, al evaluar a los pacientes con dolor de rodilla se debe examinar toda la cadena cinética inferior. Los entrenadores y profesionales de la salud deberían considerar, no sólo la articulación afectada directamente, sino también las posibles disfunciones en otras partes de la cadena biomecánica, como la cadera y el tobillo, que pueden contribuir al dolor y la disfunción.

10. Referencias.

- Abassi, M., Bleakley, C., & Whiteley, R. (2019). Los atletas en etapa avanzada de rehabilitación tienen déficits persistentes en la flexión plantar y dorsiflexión, y en la inversión (pero no en la eversión) después de un esguince de tobillo. *Phys Ther Sport*, 38, 30-35.
- Alfaro Santafé, J. J., Gómez Bernal, A., Lanuza Cerzócimo, C., Sempere Bonet, C., Barniol Mercade, A., & Alfaro Santafé, J. V. (2017, 11 3). Resultados del test de Lunge en pacientes con hallux limitus funcional: estudio transversal de casos y controles. *Revista Española de Podología*, 28(2), 87-92.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.repod.2017.10.001>
- Beckham, S., & Harper, M. (2010). Functional training: Fad or here to stay? *ACSM's health y Fitness Journal*, 38(6), 24-30.
<https://doi.org/10.1249/fit.0b013e3181f8b3b7>
- Bell, D. R., Padua, D. A., & Clark, M. A. (2008). Características de fuerza y flexibilidad muscular de personas que muestran un desplazamiento medial excesivo de la rodilla. *Arch Phys Med Rehabil*, 89, 1323-1328.
- Bell, D. R., Trigsted, S. M., Post, E. G., & Walden, C. E. (n.d.). Hip Strength in Patients with Quadriceps Strength Deficits after ACL Reconstruction. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(10), 1886–1892.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000999>
- Bennett, H. J., Weinhandl, J. T., Fleenor, K., & Zhang, S. (n.d.). Frontal Plane Tibiofemoral Alignment is Strongly Related to Compartmental Knee Joint Contact Forces and Muscle Control Strategies During Stair Ascent. *Journal of biomechanical engineering*, 140(6). doi.org/10.1115/1.4039578

- Beutler, A., & Campos, K. B. (2023, November 7). *Abordaje del adulto con dolor de rodilla de probable origen musculoesquelético*. UpToDate. Retrieved January 7, 2024, from <https://www.uptodate.com/contents/approach-to-the-adult-with-knee-pain-likely-of-musculoskeletal-origin>
- Boyle, M. (2004). *Functional Training for Sports*. Human Kinetics 1.
- Boyle, M. (2010). *Advances in Functional Training: Training Techniques for Coaches, Personal Trainers and Athletes*. On Target Publications.
- Boyle, M. (2016). *New Functional Training for Sports*. Human Kinetics.
- Busquet, L. (2008). *CADENAS MUSCULARES, LAS (Tomo II). Lordosis, cifosis, escoliosis y deformaciones torácicas (Bicolor)*. Paidotribo.
- Clarsen, B., Myklebust, G., & Bahr, R. (n.d.). Development and validation of a new method for the registration of overuse injuries in sports injury epidemiology: the Oslo Sports Trauma Research Centre (OSTRC) overuse injury questionnaire. *British journal of sports medicine*, 47(8), 495–502.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091524>
- Clínica del Dolor "Dr. Juan Andrés Cabrera". (2019, November 27). *Dolor de rodilla o gonalgia*. Clínica del Dolor. Retrieved January 7, 2024, from <https://clinicadeldolor.com.uy/blog/dolor-de-rodilla-o-gonalgia>
- Cook, G. (2003). *Athletic Body in Balance*. Human Kinetics.
- Cook, G. (2010). *Movement: Functional Movement Systems : Screening, Assessment, and Corrective Strategies*. On Target Publications.
- Cook, G., & Jones, B. (2015). The Functional Movement Screen (FMS). *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(4), 462–473.

- Cronin, J. B., Keogh, J. W. L., Presswood, L., & Whatman, C. (2008). Glúteo Medio: Anatomía Aplicada, Disfunción, Valoración y Fortalecimiento Progresivo. *Journal PubliCE*, 0.
- <https://g-se.com/gluteo-medio-anatomia-aplicada-disfuncion-valoracion-y-fortalecimiento-progresivo-1109-sa-a57cfb271bf2da>
- Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2014). Cinemática de rodilla y tobillo alterada durante las sentadillas en personas con tobillo con carga de peso limitado: rango de movimiento de flexión dorsal. *Revista de entrenamiento atlético*, 49(6), 723-732.
- <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>
- Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B., & Malliaras, P. (2019). Relación entre la fuerza muscular de la cadera y el valgo dinámico de la rodilla en mujeres asintomáticas: una revisión sistemática. *Elsevier*, 37, 197-209.
- <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>
- Duffell, L., Southgate, D. F., Gulati, V., & McGregor, A. H. (2014). Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & posture*, 39(4), 1057–1061. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.005>
- Faigenbaum, A. D. (2009, 07). OVERTRAINING IN YOUNG ATHLETES. How Much Is Too Much? *ACSM's Health & Fitness Journal*, 13(4), 8-13.
- doi.org/10.1249/FIT.0b013e3181aae0a0
- Faigenbaum, A. D., & Myer, G. D. (2012, 07/08). Exercise Deficit Disorder in Youth. Play Now or Pay Later. *Current Sports Medicine Reports*, 11(4), 196-200.
- doi.org/10.1249/JSR.0b013e31825da961
- Fernandez Pino, J. A., Fiegueroa Contreras, D. E., Garcés Mondría, F. I., Montalva Purcell, B., & Núñez Olivares, R. A. (2017). *CALIDAD DE MOVIMIENTO*

EVALUADO A TRAVÉS DEL TEST FMS EN ESTUDIANTES DE PRIMER AÑO DE LA CARRERA DE EDUCACIÓN FÍSICA DURANTE EL 2016 [Tesis de Grado]. Universidad Andres Bello.

Fiscalcoach. (n.d.). *Test de Lunge (flexibilidad de tobillo)*. Fiscalcoach. Retrieved December 9, 2023, from

<https://fiscalcoach.com/wiki-test/test-de-lunge-flexibilidad-de-tobillo/>

Fong, C. M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of athletic training*, 46(1), 5-10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.5>

Foroughi, N., Smith, R., & Vanwanseele, B. (2009, Mar 25). La asociación del momento de aducción externa de la rodilla con variables biomecánicas en la osteoartritis: una revisión sistemática. *The Knee*, 16(5), 303-309.

<https://doi.org/10.1016/j.knee.2008.12.007>

Gámiz Bermúdez, F. (2021). Abordaje de la inestabilidad de tobillo desde la fisioterapia. A propósito de un caso. *SANUM Revista Científico-Sanitaria*, 5(3), 32-37.

Glúteo Medio: Anatomía Aplicada, Disfunción, Valoración y Fortalecimiento

Progresivo. (2009, March 29). G-SE. Retrieved March 11, 2024, from

<https://publice.info/articulo/gluteo-medio-anatomia-aplicada-disfuncion-valoracion-y-fortalecimiento-progresivo-1109-sa-a57cfb271bf2da>

Gray, S., & Finch, C. (2015). The causes of injuries sustained at fitness facilities presenting to Victorian emergency departments-identifying the main culprits. *Injury Epidemiology Journal.*, 2(6). doi.org/10.1186/s40621-015-0037-4

Hassan, K. A., Youssef, R. S. E.-E., Mahmoud, N. F., Eltagy, H., & El-Desouky, M. A. (2022). Relación entre el rango de movimiento de dorsiflexión del tobillo, el

- ángulo de proyección del plano frontal y el síndrome de dolor patelofemoral. *Elsevier*, 28(8), 1427-1432. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2022.08.003>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr., R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Las medidas biomecánicas de control neuromuscular y carga en valgo de la rodilla predicen el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior en atletas: un estudio prospectivo. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hinckel, B. B., Gobbi, R. G., Demange, M. K., Pécora, J. R., & Camanho, G. L. (2016). Prevalence of Patellofemoral Pain in Sports Medicine Clinics. *Sports Health*, 8(1), 9-14.
- Hislop, H., Avers, D., & Brown, M. (2014). *Daniels and Worthingham. Técnicas de balance muscular: Técnicas de exploración manual y pruebas funcionales*. Elsevier Health Sciences Spain.
- Hollman, J. H. (2010, April 22). *Usefulness of the Trendelenburg test for identification of patients with hip joint osteoarthritis*. PubMed. Retrieved December 12, 2023, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20331375/>
- Hutchinson, M. R., & Ireland, M. L. (1995). Knee injuries in female athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 19(4), 288–302. <https://doi.org/10.2165/00007256-199519040-00006>
- Itoh, H., Takiguchi, K., Shibata, Y., Okubo, S., Yoshiya, S., & Kuroda, R. (2016). Correlación entre la función de la cadera y la cinemática de la rodilla evaluada mediante análisis de movimiento tridimensional durante saltos laterales y mediales. *PubMed Central*, 28(9), 2461–2467. <https://doi.org/10.1589%2Fjpts.28.2461>

- Kapandji, A. I. (2011). *Fisiología Articular: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha* (M. Torres Lacomba, Trans.; 6ta ed., Vol. 2). Editorial Médica Panamericana S.A.
- Kean, C. O., Bennell, K. L., Wrigley, T. V., & Hinman, R. S. (2015). Relationship between hip abductor strength and external hip and knee adduction moments in medial knee osteoarthritis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *30*(3), 226-230. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.01.008
- Kumar, D., Manal, K. T., & Rudolph, K. S. (2013). Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *21*(2), 298-305. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.11.008>
- Landry, S., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & De Luzio, K. (2007). Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal of biomechanics*, *40*(8), 1754–1761. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.08.010>
- LaPrade, R. F., Chahla, J., Moatshe, G., DePhillipo, N. N., Cram, T., Kennedy, M. I., Cingue, M., Dornan, G. J., O'Brien, L. T., & Engebretsen, L. (2019). Reconstrucciones de rodilla de ligamentos múltiples en una sola etapa para lesiones relacionadas con el deporte: resultados en 194 pacientes. *Sage Journals. La revista americana de medicina deportiva*, *47*(11), 2563-2571. doi.org/10.1177/0363546519864539
- Latash, M. L. (2012). *Fundamentals of Motor Control*. Elsevier Science.
- Lee, P. A. (1998). In W. B. Kibler, S. A. Herring, & J. M. Press (Eds.), *Functional Rehabilitation of Sports and Musculoskeletal Injuries*. Aspen Publishers.
- Liebenson, C. (2018). *MANUAL DE ENTRENAMIENTO FUNCIONAL*. Paidotribo.

- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M., & Padua, D. (2012). Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *Journal of sport rehabilitation*, 21(2), 144-150. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.144>
- Magalhaes, E., Silva, A. P., Sacramento, S. N., Martin, R. L., & Fukuda, T. y. (2013). Isometric strength ratios of the hip musculature in females with patellofemoral pain: a comparison to pain-free controls. *Journal of strength and conditioning research*, 27(8), 2165-2170. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318279793d>
- Malloy, P., Morgan, A., Meinerz, C., Geiser, C., & Kipp, K. (2015). The association of dorsiflexion flexibility on knee kinematics and kinetics during a drop vertical jump in healthy female athletes. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 23(12), 3550-3555. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3222-z>
- Mascal, C. L., Landel, R., & Powers, C. (2003). Management of Patellofemoral Pain Targeting Hip, Pelvis, and Trunk Muscle Function: 2 Case Reports. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy (JOSPT)*, 33(11), 647-660. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2003.33.11.647>
- McLeish, R. D., & Charnely, J. (1970). Abduction forces in the one-legged stance. *Journal of Biomechanics*, 3(2), 191-209. [doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90006-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90006-0)
- Monteagudo, M., Martínez de Albornoz, P., Maceira, E., & Gutierrez, B. (2016). Anatomía funcional, biomecánica y patomecánica de la estabilidad del tobillo. *Revista de Pie y Tobillo*, 8, 7-16. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-del-pie-tobillo-366-pdf-X1697219816549395?referer=buscador>

- Mukaka, N. M. (2012). Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69-71.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23638278/>
- Muñoz, C. G., Reina, S. F., & Cifuentes, S. V. (2021). Prevalencia de lesiones y fitness en universitarios. *Revista de Investigación Cuerpo, Cultura y Movimiento*, 11(2). doi.org/10.15332/2422474X.6758
- Neal, B. S., Lack, S. D., Lankhorst, N. E., Raye, A., Morrissey, D., & van Middelkoop, M. (2019). Risk factors for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 53(5), 270-281.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098890>
- Panesso, M. C., Trillos, M. C., & Tolosa Guzmán, I. (2008, Dic). Biomecánica clínica de la rodilla [Documento de investigación]. In *Facultad de Rehabilitacion y desarrollo humano* (1st ed.). Universidad del Rosario.
<https://core.ac.uk/download/pdf/86435349.pdf>
- Pel, J. J. M., Spoor, C. W., Goossens, R. H. M., & Pool-Goudzwaard, A. L. (2008). Biomechanical model study of pelvic belt influence on muscle and ligament forces. *Journal of biomechanics*, 41(9), 1878-1884.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.002>
- Pérez Martín, Á., López Lanza, J. R., & Agüero Fernández, M. J. (2023). Dolor de rodilla. *AMF - SEMFYC*, 19(5), 255-267.
<https://amf-semfyc.com/es/web/articulo/dolor-de-rodilla>
- Pérez Triana, E., Bahr Ulloa, S., Jordán Padrón, M., Martí Coruña, M. C., & Reguera Rodríguez, R. (2018). Bases anatomofuncionales de la articulación de la cadera y su relación con la fractura. *Revista Médica Electrónica*, 40(3),

755-767.

http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1684-18242018000300017&lng=es&tlng=es

Powers, C., Ward, S. R., Fredericson, M., Guillet, M., & Shellock, F. (2003).

Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *The Journal of orthopedic and sports physical therapy*, 33(11), 677-685.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.677>

Presswood, L., Cronin, J. B., & Whatman, C. (2009, March 29). Glúteo Medio:

Anatomía Aplicada, Disfunción, Valoración y Fortalecimiento Progresivo. G-SE.

<https://publice.info/articulo/gluteo-medio-anatomia-aplicada-disfuncion-valoracion-y-fortalecimiento-progresivo-1109-sa-a57cfb271bf2da>

Puebla Diaz, F. (2005). Tipos de dolor y escala terapéutica de la O.M.S. Dolor iatrogénico. *Oncología Radioterápica*, 28(3), 33-37.

http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0378-48352005000300006&lng=es&tlng=pt

Rabin, A., Portnoy, S., & Kozol, Z. (2016). The Association of Ankle Dorsiflexion

Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *The Journal of orthopedic and sports physical therapy*, 46(11),

1002-1009. doi.org/10.2519/jospt.2016.6621

Rathleff, M. S., Rathleff, C. R., Crossley, K. M., & Barton, C. J. (2014). Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis.

British journal of sports medicine, 48(14), 1088.

<https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093305>

- Rego Hernández, J. d. J., Hernández Seuret, C. A., Andreu Fernández, A. M., Lima Beltrán, M. L., Torres Lahera, M. L., & Vázquez Martínez, M. (2017). Factores asociados a la fractura de cadera en el hospital clinicoquirúrgico "Dr. Salvador Allende". *Revista Cubana de Salud Pública*, 43(2), 149-165.
<https://revsaludpublica.sld.cu/index.php/spu/article/view/1000>
- Rouvière, H. (2005). *Rouvière, H., Anatomía Humana Descriptiva, topográfica y funcional, 11a ed. ©2005 Últ. Reimpr. 2006 (11th ed.)*. Masson.
- Rowe, J., Shafer, L., Kelley, K., West, N., Dunning, T., Smith, R., & Mattson, D. J. (2007). Fuerza de cadera y dolor de rodilla en mujeres. *PubMed Central*, 2(3), 164-169.
- Schneiders, A. G., Davidsson, A., Hörman, E., & John Sullivan, S. (2011). Functional movement screens normative values in a young, active population. *International journal of sports physical therapy*, 6(2), 75-82.
- SECOT. (2014). *Manual del Residente de C.O.T. de la SECOT*. Comité Editorial SECOT.
- Sigward, S. M., Ota, S., & Powers, C. M. (2008). Predictores de la excursión de la rodilla en el plano frontal durante un aterrizaje en jugadoras de fútbol jóvenes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38, 661-667.
- Solorzano, J. R. (2017). *Ejercicios físicos y prevalencia de lesiones osteomusculares en adultos jóvenes del Instituto Superior de Educación Policial y de la Escuela de Comando y Estado Mayor*. [Tesis de maestría].
- Sous Sánchez, J. O., Navarro Navarro, R., Navarro García, R., Brito Ojeda, E., & Ruiz Caballero, J. A. (2011). Bases biomecánicas del tobillo. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 8(24), 13-20.
https://accedacris.ulpgc.es/bitstream/10553/5754/6/0514198_00024_0002.pdf

Stanley, L., Harkey, M., Luc-Harkey, B., Frank, B. S., Pietrosimone, B., Blackburn, J. T., & Padua, D. (2019). Ankle Dorsiflexion displacement is associated with hip and knee kinematics in females following anterior cruciate ligament reconstruction. *Research in Sports Medicine*, 27(1), 21-33.
doi.org/10.1080/15438627.2018.1502180

Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría-Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* (1era ed.). Asociart ART.

Tan, J. M., Crossley, K. M., Munteanu, S. E., Collins, N. J., Hart, H. F., Donnar, J. W., Cleary, G., O'Sullivan, I. C., Maclachlan, L. R., Derham, C. L., & Menz, H. B. (2020). Asociaciones de las características del pie y el tobillo con los síntomas y la función de la rodilla en personas con osteoartritis patelofemoral. *PMC. PubMed Central*, 13, 57.

<https://doi.org/10.1186%2Fs13047-020-00426-8>

Taylor, J. B., Wright, E. S., Waxman, J. P., Schmitz, R. J., Groves, J. D., & Shultz, S. J. (2022). La dorsiflexión del tobillo afecta la biomecánica de la cadera y la rodilla durante el aterrizaje. *Sports Health*, 14(3), 328-335.

<https://doi.org/10.1177%2F19417381211019683>

Toscano Hernández, J. (2022). *Importancia de la estandarización de los protocolos en el Test de Lunge*. Barcelona, España. Retrieved 12 07, 2023, from
https://diposit.ub.edu/dspace/bitstream/2445/189573/1/TFG_Toscano_%20Hernandez_%20Josefina.pdf

Trendelenburg Sign. (n.d.). Physiopedia. Retrieved May 16, 2024, from
https://www.physio-pedia.com/Trendelenburg_Sign

Tyler, T. F., Nicholas, S. J., McHugh, M. P., & Mullaney, M. J. (2006). The Role of Hip Muscle Function in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. *The*

American Journal of Sports Medicine, 34(4), 630-636.

doi.org/10.1177/0363546505281808

Vergara Hernández, J., Díaz Peral, M. R., Ortega Cabezas, A., Blanco Leira, J. A., Hernández Cataño, J. M., Pereda Herrera, A., Muelas Velasco, R., & Molina Rodríguez, L. (2004, May). Protocolo de valoración de la patología de la rodilla. *Medicina de familia. SEMERGEN*, 30(5), 226-244.

[doi.org/10.1016/S1138-3593\(04\)74307-5](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(04)74307-5)

Wainner, R. S., Whitman, J. M., Cleland, J. A., & Flynn, T. W. (2007). Regional interdependence: a musculoskeletal examination model whose time has come. *The Journal of orthopedic and sports physical therapy*, 37(11), 658-660. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.0110>

Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *The Journal of orthopedic and sports physical therapy*, 31(10), 546-566. doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.546

Willy, R. W., & Davis, I. S. (2011). The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat*, 41(9), 625-632. doi.org/10.2519/jospt.2011.3470

Youdas, J., Mraz, S. T., Norstad, B. J., Schinke, J. J., & Hollman, J. (2007). Determinación de cambios significativos en la posición pélvica sobre femoral durante la prueba de Trendelenburg. *Journal of sport rehabilitation*, 16(4), 326-335. doi.org/10.1123/jsr.16.4.326

Youdas, J. W., McLean, T. J., Krause, D. A., & Hollman, J. H. (2009). Changes in active ankle dorsiflexion range of motion after acute inversion ankle sprain.

Journal of sport rehabilitation, 18(3), 358-374. doi.org/10.1123/jsr.18.3.358

Zegarra Piérola, J. W. (2007). Physiopathological bases of the pain. *Acta Médica Peruana*, 24(2), 35-38.

[http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-591720070](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-5917200700200007&lng=es&tlng=en)

[00200007&lng=es&tlng=en](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-5917200700200007&lng=es&tlng=en)

11. Anexos.

11.1. Cuestionario.

TFG “Correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs”

1. Edad
 - a. Entre 20 y 30
 - b. Entre 30 y 40
2. Sexo
 - a. Femenino
 - b. Masculino
 - c. No binarie
 - d. Prefiero no decirlo
3. ¿Qué actividad realizas?
 - a. Trabajar
 - b. Estudiar
 - c. Otra actividad física
 - d. Otros: _____
4. ¿A qué gimnasio asistís?

5. ¿Presentas dolor de rodilla a la hora de realizar alguna actividad?
 - a. Si
 - b. No
6. ¿En qué actividades se presenta el dolor? Seleccioná las necesarias:
 - a. Actividades de la vida diaria
 - b. Gimnasio
 - c. Correr
 - d. Caminar
 - e. Otros: _____
7. En alguna ocasión, ¿visitaste a un profesional por este dolor?
 - a. Si
 - b. No
8. En caso de haber asistido ¿fuiste diagnosticadx con una patología?
 - a. Si
 - b. No
9. ¿Has tenido alguna intervención quirúrgica en la rodilla alguna vez?
 - a. Si
 - b. No
10. En caso de haber respondido "SI" a la pregunta anterior, ¿cuál fue la causa?

11.2. Consentimiento informado.

TFG “Correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs”

Yo _____

declaro que he sido informadx e invitadx a participar de la investigación denominada “Correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs”, éste es un proyecto de investigación científica que cuenta con el respaldo Universidad Nacional de Río Negro.

Entiendo que este estudio busca determinar la correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con el grado de gonalgia en deportistas amateurs y consistirá en una serie de evaluaciones funcionales. Me han explicado que la información registrada será confidencial, y que los nombres de lxs participantes serán asociados a un número de serie, esto significa que las respuestas no podrán ser conocidas por otras personas ni tampoco ser identificadas en la fase de publicación de resultados.

Estoy en conocimiento que los datos no me serán entregados y que no habrá retribución por la participación en este estudio, sí que esta información podrá beneficiar de manera indirecta y por lo tanto tiene un beneficio para la sociedad dada la investigación que se está llevando a cabo.

Asimismo, sé que puedo negar la participación o retirarme en cualquier etapa de la investigación, sin expresión de causa ni consecuencias negativas para mí.

Sí. Acepto voluntariamente participar en este estudio y he recibido una copia del presente documento.

Firma participante:

Fecha:

11.3. Planilla de evaluación física.

TFG “Correlación entre la inestabilidad de cadera y la hipomovilidad de tobillo con la gonalgia en deportistas amateurs”

NOMBRE Y APELLIDO:

EDAD:

PESO:

TALLA:

IMC:

| | Pruebas | Hemicuerpo | | | | | | | |
|------------------------|-------------|------------|-----|-------|-----|-----------|-----|-------|-----|
| | | Derecho | | | | Izquierdo | | | |
| Cadera | Goniometria | Flex | Ext | Abd | Add | Flex | Ext | Abd | Add |
| | | | | | | | | | |
| | Kendall ABD | | | | | | | | |
| | Kendall ADD | | | | | | | | |
| Signo de Trendelemburg | | | | | | | | | |
| Tobillo | Goniometria | FlexD | | FlexP | | FlexD | | FlexP | |
| | | | | | | | | | |
| | Kendall FD | | | | | | | | |
| | Kendall FP | | | | | | | | |
| Test de Lunge | | | | | | | | | |