



TRABAJO DE FIN DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO:

EFFECTOS DE LA FATIGA LOCAL Y GENERAL SOBRE LA PROPIOCEPCIÓN DE LA
ARTICULACIÓN DE LA RODILLA EN JUGADORES DE FÚTBOL AMATEURS/
EFFECTS OF LOCAL AND GENERAL FATIGUE ON KNEE JOINT
PROPRIOCEPTION IN RECREATIONAL SOCCER PLAYERS

TITULACIÓN:

CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

DEPARTAMENTO:

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTE

CURSO ACADÉMICO:

2017-2018

TUTOR:

LUIS CARRASCO PÁEZ

ALUMNO:

JUAN ESPINAR FUENTES

OPCIÓN:

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

RESUMEN

Los objetivos de este estudio fueron evaluar los efectos de la fatiga sobre la propiocepción en la articulación de la rodilla y determinar la existencia de diferencias entre la aplicación de fatiga local o general. Doce jugadores de fútbol de nivel amateur (media \pm desviación típica, edad: 22 ± 2.1 años; experiencia en el entrenamiento 15.9 ± 1.7 años; práctica anual 238.3 ± 55.5 horas), adaptados sobre un dinamómetro isocinético, realizaron, antes y después de esfuerzos que inducían tanto fatiga muscular local como general, un movimiento activo de sus piernas dominantes para reproducir un determinado ángulo articular en la rodilla previamente determinado (30°). La propiocepción de la rodilla se evaluó a través del registro de las desviaciones absolutas respecto al ángulo diana. No se hallaron diferencias estadísticamente significativas en relación con la capacidad de los sujetos para reproducir el ángulo diana antes y después del esfuerzo, lo que supuso desviaciones absolutas tras la fatiga local y general ($28.3^\circ \pm 4.8^\circ$; $28.3^\circ \pm 3.6^\circ$, respectivamente). Estos datos advierten que, en general, la fatiga a la que se han expuesto estos sujetos no parece influir sobre la propiocepción de la rodilla. Además, no se hallaron diferencias significativas entre la aplicación de fatiga local o general.

Palabras clave: Propiocepción. Reposicionamiento. Fatiga. Rodilla. Fútbol.

ABSTRACT

The purposes of this study were to evaluate the effects of fatigue on knee joint proprioception and to decide the existence of differences between the application of local or general fatigue. Twelve recreational-level soccer players (mean \pm standard deviation, age: 22 ± 2.1 years, training experience 15.9 ± 1.7 years, annual practice 238.3 ± 55.5 hours), adapted on an isokinetic dynamometer, performed, before and after efforts that induced both local and general muscular fatigue, an active movement of their dominant legs to reproduce a certain knee joint angle previously determined (30°). Proprioception of the knee was evaluated by measuring absolute value deviations from the target angle. There was no significant differences in subject's ability to reproduce the target angle before and after effort, which meant absolute deviations after local and general fatigue ($28.3^\circ \pm 4.8^\circ$; $28.3^\circ \pm 3.6^\circ$, respectively). These data warn that, in general, the fatigue to which these subjects have been exposed does not seem to play a part in knee proprioception. In addition, no significant differences were found between the application of local or general fatigue.

Key words: Proprioception. Joint reposition. Fatigue. Knee. Soccer.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	3
2.	MARCO TEÓRICO.....	4
2.1	LAS LESIONES EN EL FÚTBOL Y SU REPERCUSIÓN.	4
2.2	EL SISTEMA SENSORIOMOTOR.....	8
2.3	AFECTACIÓN DE LA FATIGA A LA PROPIOCEPCIÓN.	16
2.4	FORMAS DE EVALUAR LA PROPIOCEPCIÓN.....	18
2.5.	ESTUDIOS E INVESTIGACIONES RELACIONADOS CON EL PRESENTE TRABAJO.....	21
3.	PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.	29
4.	OBJETIVOS.	30
5.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	30
5.1	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	30
5.2	CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.	30
5.3	PROCEDIMIENTO.....	31
5.3.1	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	33
6.	RESULTADOS.....	33
6.1	INDUCCIÓN DE FATIGA LOCAL Y GENERAL.	33
6.2	ANÁLISIS DE LA PROPIOCEPCIÓN DE LA RODILLA.	34
7.	DISCUSIÓN.	36
8.	CONCLUSIONES.	40
9.	NUEVAS PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN.	40
10.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	41
	ANEXO.....	46

1. INTRODUCCIÓN

El Trabajo de Fin de Grado (en adelante, TFG) consiste en la realización por parte del estudiante que cursa las enseñanzas oficiales de Grado, bajo la dirección y supervisión de un tutor, de un proyecto, memoria o estudio sobre un tema de trabajo que se le asignará y en el que se desarrollará y aplicará conocimientos, capacidades y competencias adquiridos a lo largo de la titulación. De esta forma lo recoge el Reglamento General de Actividades Docentes de la Universidad de Sevilla, aprobado por Acuerdo Único/CU 5-2-09, en su artículo 17, de acuerdo al *R.D. 1393/2007, de 29 de octubre de 2007, por el que se establece la Ordenación de las enseñanzas universitarias oficiales*, así como otras normativas vigentes de aplicación.

Según indica esta normativa, el TFG debe cumplir, entre otras, con las siguientes características:

- Supone la realización por parte del alumno de un trabajo en el ámbito educativo (elaboración de materiales, revisiones bibliográficas, diseños de intervención o investigaciones) en el que se apliquen y desarrollen los conocimientos adquiridos durante el Grado.
- Debe ser un trabajo original realizado individualmente por cada alumno bajo la dirección de un tutor (salvo ocasiones excepcionales debidamente justificadas, en las que podrá haber más de un tutor), y está concebido de forma que pueda ser realizado por el estudiante en el número de horas correspondiente a los créditos ECTS que tiene asignados esta materia en cada titulación.
- Para la realización del TFG, el estudiante puede optar por llevar a cabo un trabajo ofertado por la Titulación o proponer personalmente una línea de investigación y ser avalado por un profesor de la Titulación.

El presente TFG consiste en un diseño experimental pragmático y cruzado, en el cual, con un grupo de sujetos, propondremos una intervención práctica para a partir de ella, poder obtener conclusiones y proporcionar soluciones en relación al problema de investigación seleccionado.

Teniendo en cuenta el análisis científico que conlleva la elaboración de un TFG, se ha apreciado la necesidad de investigar a cerca de la problemática que gira alrededor del ámbito futbolístico en cuanto a las lesiones que se producen. Por ello, valoraremos la función

propioceptiva en extremidades inferiores en situaciones pre y post fatiga, así como la afectación de diferentes tipos de fatiga (local y general) a la propiocepción.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1 Las lesiones en el fútbol y su repercusión.

La aparición de lesiones en el deporte y en concreto en el fútbol es un aspecto que preocupa cada vez más a los deportistas y clubes deportivos por muy diversos factores; el tiempo de inactividad deportiva, la pérdida de las capacidades físicas debido a la inactividad, las pérdidas económicas, los posibles futuros miedos al enfrentarse a situaciones parecidas a las que se produjo la lesión, etc. Por ello, son cada vez más los estudios y esfuerzos que se centran en la prevención y readaptación de lesiones, para minimizar todos estos factores que perjudican a la práctica deportiva y los intereses que a ella rodean (Gómez, 2014).

El fútbol se caracteriza por ser un deporte de contacto, implicando constantes esfuerzos de alta intensidad, acciones de habilidad con el balón, movimientos explosivos y disputas con el adversario, entre otras acciones. La combinación de estos factores unidos a la presencia de muchos otros factores externos, hacen que los jugadores estén expuestos constantemente de manera inevitable a un alto riesgo lesional debido a la propia práctica deportiva. Las lesiones tienen habitualmente consecuencias, no sólo para los jugadores por el hecho de no poder estar en competición, sino también para los clubs y las compañías de seguros, debido al alto impacto económico que conllevan cada vez que se producen. Por todo ello, los equipos de fútbol deberían fomentar el ámbito preventivo e intentar minimizar los factores de riesgo para así intentar disminuir el número de lesiones y los tiempos de recuperación, así como la posibilidad de recidivas, siempre presentes después de una lesión (Adalid, 2014).

Al respecto, en Adalid (2014) se recogen interesantes investigaciones entre las que destaca la de Cancela y Ramos (2014), en la que realizaron una revisión de los artículos científicos relacionados con la epidemiología y los factores de riesgo existentes en las lesiones de miembro inferior ocurridas en fútbol, donde destacaron que las lesiones en el miembro inferior suponen más del 80% de las totales que se registran en el fútbol y las mujeres y grupos de edad más jóvenes tienen menor incidencia lesional, pero tienen un mayor riesgo de lesiones específicas como roturas de ligamento cruzado anterior (LCA), y que al parecer, los factores de riesgo con más peso en las lesiones de fútbol son el historial de lesiones previas y los desequilibrios musculares. En la misma línea de investigación, también suscita interés la

aportación de Solla y Martínez (2010), concluyendo que la mayoría de las lesiones que sufren los jugadores de élite que afectan a las extremidades inferiores alcanzan cifras de entre un 77 al 93%. Las roturas y contracturas constituyen el 10-42% y se localizan principalmente en el cuádriceps, musculatura isquiotibial y abductores. La mayoría de las lesiones en el muslo son roturas o contracturas, que constituyen el 20-22% en jugadores de élite. De estas lesiones, las que afectan a la parte anterior del muslo están asociadas al recto anterior y al mecanismo del golpeo o el sprint, mientras que las que afectan a la parte posterior lo hacen al bíceps femoral.

Asimismo, el estudio llevado a cabo por Gómez (2014) recoge información acerca de las regiones anatómicas más afectadas en el ámbito futbolístico. Así, se destaca la aportación de Olsen et al. (2004), que señalan que la articulación del tobillo es la que suele resultar más lesionada en jugadores de fútbol. Por otro lado, Steffen, Einar y Bahr (2007), señalan que más recientemente, en el fútbol femenino se producen un mayor número de lesiones en la articulación del tobillo, obteniendo un porcentaje del 34% del total de las lesiones agudas registradas, por lo que siguen con los resultados obtenidos por Olsen et al. (2004). De la misma forma, el estudio realizado por Tropp, Askling y Gillquist (1985), comenzó a tener en cuenta la localización de las lesiones en el tobillo, señalando que el 76% de las lesiones de tobillo se producían en el complejo lateral, es decir en el ligamento lateral externo (LLE). Por otro lado, Woods, Hawkins, Hulse y Hodson (2003) señalaron que la articulación del tobillo tenía que ser tenida más en cuenta por su incidencia que por su gravedad, puesto que el 83% de las lesiones localizadas en esta articulación tenían un período de recuperación de menos de un mes, lo que suponía que se trataba de afectaciones de poca severidad. Por último, Valle et al. (2015) llevaron a cabo una investigación en la que concluyen que en el fútbol, un jugador sufre en promedio 0,6 lesiones musculares por temporada, el 92% de las mismas localizadas en extremidades inferiores y un 37% afectan a los isquiotibiales, con una ausencia media de 14.3 ± 14.9 días y una tasa de re-caída de 16% que causa una ausencia más larga. Continuando con esta temática, analizamos el estudio de Peterson, Junge, Chomiak, Graf-Baumann, y Dvorak (2000), en el que registran la incidencia de lesiones y molestias en diferentes futbolistas de diferente edad y categoría durante un año. Los datos que obtuvieron reflejaron que nuevamente es la articulación del tobillo la que registra una mayor incidencia lesional (20.4% del total de lesiones de la temporada), seguida de la rodilla (17.7%) y del muslo (14.5%). Además se observa que la articulación de la rodilla es la que reviste mayor gravedad (21%), por lo que el período de inhabilitación puede ser mayor. Todos estos datos se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 1.*Localización y severidad de las lesiones encontradas por Peterson et al.*

Localización	Total		Leve		Moderada		Grave	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Tobillo	114	20,4	54	47	49	43	11	10
Rodilla	99	17,7	45	45	33	33	21	21
Muslo	81	14,5	50	62	23	28	8	10
Pie, dedos	56	10	34	61	16	29	6	11
Pierna	53	9,5	27	51	19	36	7	13
Ingle	41	7,3	23	56	11	27	7	17
Columna lumbar	33	5,9	15	44	9	27	9	27
Extremidad superior	30	5,4	13	43	4	13	13	43
Cabeza	20	3,6	14	70	2	10	4	20
Otras	31	5,6	16	52	15	48	0	0

Esta tabla muestra que la articulación del tobillo registra una mayor incidencia lesional (20,4% del total de lesiones de la temporada), seguida de la rodilla (17,7%) y del muslo (14,5%). Además, se observa que la articulación de la rodilla es la que reviste mayor gravedad (21%), por lo que el período de inhabilitación será mayor cuando el futbolista padezca una lesión en dicha articulación. Adaptado de Gómez (2014).

La aportación de Van Mechelen (1992) nos proporciona información referente al análisis e identificación de los factores de riesgo y mecanismos lesionales que aparecen en el futbolista. La mayoría de la comunidad científica diferencia los factores de riesgo de lesión en el deporte entre intrínsecos y extrínsecos. Los factores de riesgo extrínsecos se relacionan con factores externos al deportista, tales como el entrenamiento (volumen, intensidad...), competición (nivel, exposición...), climatología, superficie de juego, equipamiento deportivo (espinillera, calzado...) y más recientemente con el juego "sucio". Los factores intrínsecos se relacionan con el propio deportista y con su historia lesiva previa (lesiones previas, rehabilitación inadecuada), capacidades condicionales y relacionadas (propiocepción, fuerza, coordinación, laxitud articular, desequilibrios entre la musculatura agonista-antagonista, fatiga y retraso electromecánico), genética (sexo, edad, fisiología, etnia...), morfología (postura, alineaciones articulares...), el nivel deportivo y factores psicológicos.

En aras de conferir datos válidos y fiables en relación a la incidencia lesional, Romero y Tous (2010) aportan que la recogida actual de datos en cuanto a las lesiones se realiza por cada 1000 horas de juego. Además, para estos autores es importante tener en cuenta la exposición al riesgo (competición y/o entrenamiento) en cuanto al concepto epidemiológico

de incidencia lesiva. Por tanto, teniendo en cuenta estos criterios, se ha establecido una fórmula para llevar a cabo el cálculo del riesgo lesional, la cual es la siguiente:

$$\frac{\text{Número de lesiones}}{\text{Horas de exposición al entrenamiento}} * 100$$

Esta fórmula se considera en la actualidad el patrón universal en la recogida de datos de lesiones y se utiliza para comparar las lesiones ocurridas en diferentes clubs, competiciones, etc.

Haciendo más hincapié en la región anatómica en la que hemos centrado nuestro estudio, la articulación de la rodilla, en la investigación llevada a cabo por Llana et al. (2010) encontramos algunos autores que constatan en sus investigaciones que la mayor parte de las lesiones en fútbol se localizan anatómicamente en la misma, tales como Dick et al. (2007), Steffen et al. (2007) y Giza et al. (2005), los cuales indican en sus estudios un alto porcentaje en la incidencia de lesiones en la rodilla; 17.6%, 26% y 31.8% respectivamente. En la misma línea, Gómez (2014) recopila estudios como los de White, Lee, Cutuk, Hargens y Pedowitz (2003) y Gleeson, Reilly, Mercer, Rakowski, y Rees (1998), los cuales señalan que la articulación de la rodilla es la más vulnerable, aportando además que la lesión del ligamento cruzado anterior es el ligamento a tener más en cuenta en cuanto a gravedad, dentro del fútbol femenino. Además, haciendo referencia a la Tabla 1, en la que se muestra la localización y severidad de las lesiones encontradas por Peterson et al. (2000), vemos cómo las lesiones en la rodilla ocupan el segundo lugar, sólo por detrás de las lesiones que tienen lugar en la articulación del tobillo.

Tal y como aportan Fort y Romero (2012), la bibliografía científica actual asocia un mayor de riesgo de lesiones deportivas a déficits en el sistema sensoriomotor, como son la alteración de patrones de movimiento, un inadecuado stiffness muscular, déficits en el control postural, alteraciones en el sistema propioceptivo, déficits en la activación muscular del tronco y déficits en los mecanismos de anticipación. Por ello, el correcto funcionamiento del sistema sensoriomotor será prioritario en la prevención y readaptación de las lesiones deportivas. Además, cabe destacar que diferentes tipos de entrenamiento, descritos como neuromusculares y/o propioceptivos, han demostrado evidencia de su eficacia en la reducción de la incidencia lesiva en adolescentes y jóvenes que participan en deportes donde predominan los cambios de dirección.

Como vemos, tanto el sistema sensoriomotor como la propiocepción juegan un papel esencial en las lesiones deportivas, por ello, los siguientes párrafos tratan de plasmar las bases o fundamentos neurofisiológicos que influyen en la función propioceptiva.

2.2 El sistema sensoriomotor.

Actualmente, parece ser que existe una determinada controversia que gira que torno al término “propiocepción” en el ámbito de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, el cual, está siendo sustituido por el de “sistema sensoriomotor”, mucho más amplio y acertado según algunos autores. Una vez que ya se comienza a incluir dentro del sistema sensoriomotor, la propiocepción también es objeto de controversia, pues se ha utilizado incorrectamente como sinónimo de kinestesia, somatosensación, equilibrio, coordinación y sentido de la posición articular (Fort y Romero, 2012). Siguiendo a Riemann y Lephart (2002), el sistema sensoriomotor es definido como un subcomponente del sistema de control motor integral del cuerpo extremadamente complejo. El término sistema sensoriomotor fue adoptado por los participantes del taller de Educación e Investigación de la Medicina Deportiva de 1997 para describir los componentes sensoriales, motores y de integración y procesamiento central involucrados en el mantenimiento de la homeostasis articular durante los movimientos corporales (estabilidad funcional de la articulación). Según Fort y Romero (2012), el sistema sensoriomotor incorpora todos los componentes aferentes, el proceso de integración y procesamiento central y las respuestas eferentes, con el objetivo de mantener la estabilidad funcional de la articulación durante los movimientos del cuerpo. Además, dentro del sistema sensoriomotor, adquiere gran importancia el control neuromuscular, definido por estos autores como la activación muscular precisa que posibilita el desarrollo coordinado y eficaz de una acción.

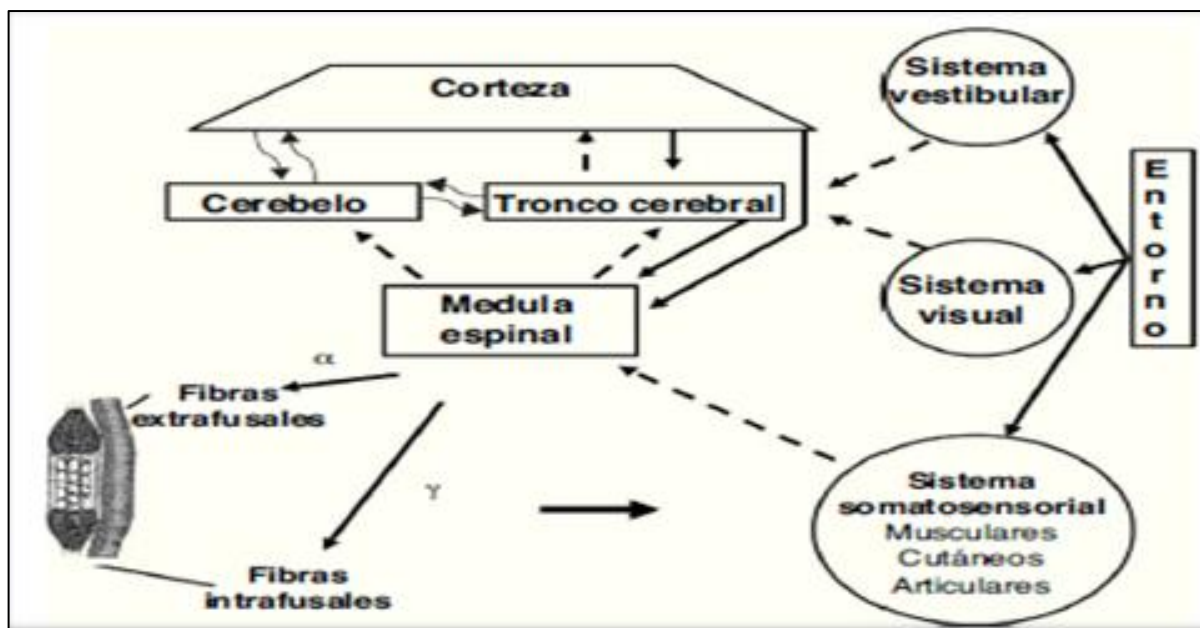


Figura 1. El sistema sensoriomotor. El sistema sensoriomotor incorpora todos los componentes aferentes, el proceso de integración y procesamiento central y las respuestas eferentes, con el objetivo de mantener la estabilidad funcional de la articulación. Aunque el sistema visual y vestibular contribuyen, los mecanorreceptores periféricos son los más importantes desde la perspectiva del entrenamiento deportivo. Los mecanorreceptores se encuentran en diferentes partes del cuerpo, incluyendo la piel, las articulaciones, los ligamentos, los tendones y los músculos. Las vías aferentes (líneas de puntos) transmiten entradas a 3 niveles de control motor y se asocian a áreas como el cerebelo. La activación de las neuronas motoras puede darse en respuesta directa a la entrada sensorial periférica (reflejos) o bien descendiendo desde centros superiores (movimiento automático y voluntario). Estas 2 vías pueden ser moduladas o reguladas por las áreas asociadas (líneas onduladas). Desde cada uno de los niveles de control motor (líneas continuas negras) las vías eferentes convergen con las motoneuronas gamma y alfa situadas en las raíces ventrales de la médula espinal. La activación de las fibras musculares intrafusales y extrafusales provocará nuevos estímulos para ser presentados a los mecanorreceptores periféricos. Tomado de Fort y Romero (2012).

En concordancia con el sistema sensoriomotor, estos autores también nos ofrecen una aclaración sobre el sistema somatosensorial, el cual, engloba toda la información mecanorreceptiva (propiocepción), termorreceptiva (tacto y temperatura), dolorosa, lumínica y química derivada de la periferia. Este sistema contiene receptores cutáneos, óseos, musculares, tendinosos y articulares. Los receptores que detectan la sensación de posición, movimiento y tensión son los llamados propioceptores, y por lo tanto es importante no confundir el término somatosensorial con el de propiocepción, ya que al igual que ocurre con el sistema sensoriomotor, la propiocepción también en este último es un subcomponente del sistema somatosensorial. Riemann y Lephart (2002), también hacen alusión a la aclaración

terminológica entre propiocepción y sistema somatosensorial, aportando que el término somatosensorial (o somatosensación) es más global y abarca toda la información mecanoreceptiva, termoreceptiva y dolorosa que surge de la periferia. La apreciación consciente de la información somatosensorial conduce a las sensaciones de dolor, temperatura, tacto y las sensaciones propiocepción de la submodalidad consciente. Por lo tanto, la apreciación consciente de la propiocepción es un subcomponente de la somatosensación y, por lo tanto, los términos no deben usarse indistintamente. Esto lo ilustran en la siguiente imagen.

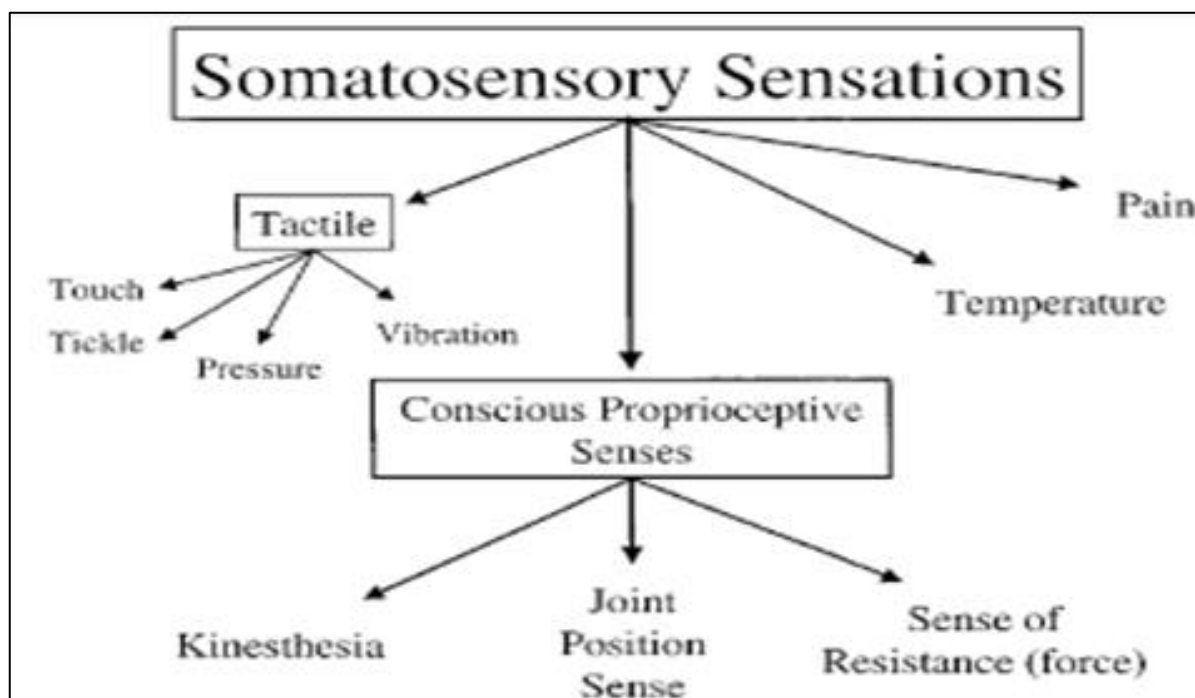


Figura 2. Sensaciones que surgen de fuentes somatosensoriales. Tomado de Riemann y Lephart (2002).

Finalmente, Fort y Romero (2013), creen necesario establecer diferencias entre el concepto de propiocepción y control neuromuscular, ambos integrados dentro del sistema sensoriomotor. De esta forma, definen propiocepción como el tipo de sensibilidad del sistema somatosensorial que tiene como principal objetivo participar en el mantenimiento de la estabilidad dinámica de la articulación, lo que se consigue mediante la detección de las variaciones de presión, tensión y longitud de los diferentes tejidos articulares y musculares. Por otra parte, el control neuromuscular se define como la activación muscular precisa que posibilita el desarrollo coordinado y eficaz de una acción. El control del sistema neuromuscular depende directamente del sistema sensoriomotor. Para Riemann y Lephart (2002), el control neuromuscular se define como la activación inconsciente de las restricciones dinámicas que se

producen en la preparación y en respuesta al movimiento y la carga articular con el fin de mantener y restaurar la estabilidad funcional de la articulación.

En cuanto a la propiocepción o sistema propioceptivo, encontramos numerosas definiciones que aportaremos para aclarar este término. En primer lugar, haciendo referencia a Fort y Romero (2012), es de gran relevancia saber que el término de propiocepción fue acuñado por el neurofisiólogo inglés Charles Sherrington, que la definió como la sensación de posición y movimiento de las extremidades, refiriéndose al sistema propioceptivo como la información aferente que llega de los propioceptores localizados en las articulaciones, tendones y músculos, y que contribuye a la conciencia de las sensaciones musculares, de la postura segmentaria y de la postura global (Sherrington, 1906). Benjaminse (2007) la define como la conciencia de la posición del cuerpo, la orientación, el movimiento y la sensación de fuerza. Es la entrada aferente derivada del interior de las áreas periféricas del cuerpo hacia el sistema nervioso central para el procesamiento que contribuye al control postural, a la estabilidad articular y a varias sensaciones conscientes. Para Ergen et al. (2008), la propiocepción se refiere principalmente a la sensación mecanorreceptora que incluye el sentido táctil y de posición. Esta abarca el sentido de posición estático, dando una orientación consciente de una parte del cuerpo con respecto a otra y el sentido dinámico, que proporciona la retroalimentación del sistema neuromuscular sobre la velocidad y la dirección de un movimiento. Otra definición relevante es la aportada por Tarantino (2009), la cual indica que la propiocepción hace referencia a la capacidad del cuerpo de detectar el movimiento y posición de las articulaciones. Es importante en los movimientos comunes que realizamos diariamente y, especialmente, en los movimientos deportivos que requieren una coordinación especial. Esta autor también hace referencia al sistema propioceptivo, compuesto por una serie de receptores nerviosos que están en los músculos, articulaciones y ligamentos, que se encargan de detectar el grado de tensión muscular y el grado de estiramiento muscular y mandan esta información a la médula y al cerebro para que la procese. Después, el cerebro procesa esta información y la manda a los músculos para que realicen los ajustes necesarios en cuanto a la tensión y estiramiento muscular y así conseguir el movimiento deseado. Otra definición es la de Roberts (2003), refiriéndose a la propiocepción como la conciencia de la posición articular (sensación de posición) y conciencia del movimiento en el espacio (kinestesia); y feedback de los mecanorreceptores que ejercen un efecto continuo reflejo e inconsciente sobre el tono muscular y el equilibrio, mediante el circuito de motoneuronas gamma, para mantener la estabilidad dinámica de las articulaciones. Una definición de

propiocepción que aclara este conflicto entre propiocepción y sistema somatosensorial es la que aportan Bazneshin et al. (2015), haciendo alusión a la propiocepción como parte del sistema somatosensorial, responsable de recolectar información y enviarla al sistema nervioso central para monitorear el estado de varias partes del cuerpo entre sí. La propiocepción también es responsable de controlar las señales neuromusculares y procesar información de estímulos al sistema nervioso central (SNC), así como de recibir señales de neuronas aferentes.

Con el fin de aportar aclarar aún más la definición de propiocepción, nos apoyamos en esta ocasión en el estudio de Ávalos y Berrío (2007). Aquí, se hace referencia a diferentes autores como Saavedra (2003), Lephart (2003) y Griffin (2003), que coinciden en fijar que el término propiocepción hace referencia a la capacidad del cuerpo para detectar el movimiento y la posición de las articulaciones. Ésta es importante en los movimientos comunes que se realizan a diario, especialmente en los movimientos deportivos que requieren un mayor nivel de coordinación.

Por último, Fort y Romero (2012) aportan la siguiente definición: tipo de sensibilidad del sistema somatosensorial que participa en mantener la estabilidad dinámica de la articulación, lo que se consigue mediante la detección de las variaciones de presión, tensión y longitud de los diferentes tejidos articulares y musculares. Siguiendo esta definición, vemos reflejada la actitud de numerosos autores con respecto a la controversia generada en cuanto al término de propiocepción, pues como mencionan estos dos últimos autores citados, la propiocepción forma parte del sistema sensoriomotor.

Saavedra (2003) afirma que el término propiocepción ha evolucionado, actualmente se conoce como la conciencia de posición y movimiento articular, velocidad y detección de la fuerza de movimiento, la cual consta de tres componentes:

- Estetesia: provisión de conciencia de posición articular estática.
- Cinestesia: conciencia de movimiento y aceleración.
- Actividades efectoras: respuesta refleja y regulación del tono muscular (Citado en Tironi J., 2009).

En cualquier caso, no parece haber duda de que la propiocepción ocurre por una compleja integración de impulsos somatosensoriales (conscientes e inconscientes), los cuales se transmiten por medio de propioceptores, permitiendo el control neuromuscular de parte del atleta (Buz, 2004).

De esta forma, Riemann, Myers y Lephart (2002), sostienen que la propiocepción consciente es esencial para un funcionamiento apropiado de las articulaciones en los deportes, las actividades cotidianas y las tareas laborales. Por otro lado, la propiocepción inconsciente modula la función muscular e inicia la estabilización refleja. Se dice que la propiocepción es la capacidad de detectar los estímulos que surgen en el seno del cuerpo. Por ejemplo: si te vendan los ojos, una persona sabe gracias a la propiocepción, si su brazo está por encima de su cabeza o colgando a su lado.

En torno al sistema propioceptivo, adquieren una gran magnitud los propioceptores, descritos por Sherrington (1906) como los órganos terminales estimulados por las acciones del propio cuerpo.

Para Tironi (2009), son órganos sensoriales somáticos situados de modo que pueden conseguir información interna y lograr una cooperación y coordinación efectiva entre los músculos. Estos receptores sensoriales son utilizados por el sistema nervioso central para modificar y ajustar la función muscular de modo que la regulación (subconsciente) automática periférica domine en la mayor parte de nuestros movimientos denominados voluntarios o volitivos. Por lo tanto, aspectos del proceso de movimiento, como la tensión muscular, la longitud muscular absoluta, la velocidad de cambio de la longitud muscular, el ángulo de la articulación o el movimiento articular actúan como estímulos para iniciar señales en las fibras nerviosas que después son enviadas al SNC. Podríamos decir que los propioceptores forman parte de un mecanismo de control de la ejecución del movimiento.

Siguiendo la aportación de Childs (2003), existen tres clases de receptores periféricos, los cuales incluyen receptores musculares, articulares y cutáneos, que responden a la deformación mecánica producida en los tejidos y envían esta información al SNC, modulando constantemente el sistema neuromuscular. A partir de aquí, los tres tipos de mecanorreceptores (musculares, articulares y cutáneos), tienen un rol interactivo en el mantenimiento de la estabilidad articular. A continuación, profundizaremos en cada uno de ellos:

1. Receptores musculares.

Los receptores musculares están formados por el huso muscular y el órgano tendinoso de Golgi (OTG).

- **Huso muscular.**

El huso muscular es un receptor sensorial, propioceptor, situado dentro de la estructura del músculo, que se estimula ante estiramientos lo suficientemente fuertes de éste último. Mide la longitud o grado de estiramiento del músculo, el grado de estimulación mecánica y la velocidad con que se aplica el estiramiento y manda información al SNC. Su función por antonomasia es la inhibición de la musculatura antagonista al movimiento producido, es decir, la relajación del antagonista para que el movimiento se pueda realizar de forma eficaz.

Ante velocidades muy elevadas de incremento de la longitud muscular, los husos proporcionan una información al SNC que se traduce en una contracción refleja del músculo, lo que se denomina “reflejo miotático o de estiramiento”, que consiste en un reflejo de protección ante un estiramiento brusco o excesivo. La información que mandan los husos musculares al SNC también hace que se estimule la musculatura sinergista al músculo activado, ayudando a una mejor contracción.

- **Órgano tendinoso de Golgi (OTG).**

Está conformado por una serie de receptores musculares localizados en el colágeno de la unión mio-tendinosa y posiblemente en los elementos contráctiles del músculo, conectados en serie con grupos de fibras musculares. Su función es medir la tensión desarrollada por el músculo. Fundamentalmente, se activan cuando se produce una tensión demasiado fuerte en el complejo músculo-tendinoso, sobre todo si es de forma activa, es decir, generada por el propio sujeto. Sería un reflejo de protección ante excesos de tensión en las fibras músculo-tendinosas que se manifiesta en una relajación de las fibras musculares, lo que constituiría el reflejo “miotático inverso”. Al contrario que con el huso muscular, cuya respuesta se produce de forma inmediata, los órganos tendinosos de Golgi necesitan un periodo de estimulación de unos 6-8 segundos para que se produzca dicha relajación muscular.

2. Receptores de la cápsula articular y los ligamentos articulares.

Se trata de mecanorreceptores capaces de detectar la posición y el movimiento de las articulaciones, los cuales se activan como consecuencia de la carga que soportan dichas articulaciones en relación a la tensión muscular ejercida. Adquieren mucha importancia principalmente cuando estas estructuras articulares están dañadas.

Según Fort y Romero (2012), en las partes de blandas de la articulación de la rodilla se localizan 4 tipos de receptores: terminaciones de Ruffini, corpúsculos de Pacini, receptores de Golgi y terminaciones nerviosas libres. Según estos autores, los receptores articulares son descritos según el estímulo y las siguientes características:

- Estado de la articulación (estática, dinámica o ambas) en el que están activos.
- Intensidad del estímulo que determina el umbral de activación (umbral alto o bajo).
- Tipos de adaptación al estímulo: si los receptores siguen activos cuando el estímulo persiste se llaman de adaptación lenta; por otra parte, si desaparecen o disminuyen sus señales tras la presentación del estímulo, se llaman de adaptación rápida.

Tabla 2.

Receptores articulares. Adaptado de Fort y Romero (2012).

Tipo de receptor	Localización	Sensible a	Activo cuando la articulación se encuentra	Umbral de activación	Respuesta al estímulo persistente	Proyección
Terminaciones Ruffini	Cápsula y ligamento	Posición articular, presión intraarticular, amplitud y velocidad de movimiento	Estática o dinámica	Bajo	Adaptación lenta	Médula espinal, corteza sensorial
Corpúsculos de Pacini	Cápsula, ligamento, menisco y cojinete adiposo	Aceleración o desaceleración	Solo dinámica	Bajo	Adaptación rápida	Médula espinal, corteza sensorial
Receptores de Golgi	Ligamento y menisco	Tensión ligamentos, esp. Al final del rango de movimiento	Solo dinámica	Alto	Adaptación lenta	Médula espinal, corteza sensorial
Terminaciones nerviosas libres	Ampliamente distribuido en cápsula, ligamentos, cojinete adiposo y menos en el menisco	Dolor de origen mecánico o químico	Inactivo, excepto en presencia de estímulos nocivos (estática y dinámica)	Alto	Adaptación lenta	Médula espinal, corteza sensorial

3. Receptores de la piel.

Proporcionan información sobre el estado tónico muscular y sobre el movimiento, contribuyendo al sentido de la posición y al movimiento, sobre todo, de las extremidades, donde son muy numerosos.

Además, Fort y Romero (2012) aportan que actualmente no hay evidencia que apoye la contribución significativa de los receptores cutáneos sobre la estabilidad dinámica de la articulación de la rodilla, sin embargo, algunos autores sugieren que estos receptores pueden informar sobre la posición y cinestesia (sensación de movimiento) de la articulación cuando la piel es estirada. Por último, la contribución de los receptores cutáneos sobre la posición de la articulación es sustancialmente inferior a la de los receptores musculares.

Este complejo sistema propioceptivo adquiere mucha importancia en el ámbito deportivo, así lo apoya la literatura científica especializada en este ámbito, corroborando los beneficios que aporta en el entrenamiento propioceptivo en torno a la prevención y la rehabilitación de lesiones deportivas.

2.3 Afectación de la fatiga a la propiocepción.

Puesto que ya se ha realizado una referencia general a todo lo que hace alusión al sistema propioceptivo, las siguientes líneas irán encaminadas hacia un enfoque más concreto acerca de lo que se va a estudiar en esta investigación. La evaluación de la propiocepción con la muestra de sujetos que dispondremos se realizará en un contexto de fatiga, tanto a nivel de fatiga local como general, ya que en el marco futbolístico esta situación de fatiga implicará un mayor riesgo de lesión.

La fatiga, tal y como indica Changela (2012), se podría definir como una reducción inducida por el ejercicio en la capacidad de un músculo para generar fuerza. Es causada por una combinación de diferentes mecanismos fisiológicos que ocurren tanto a nivel central, a través del deterioro del impulso central, como a nivel periférico, a través del deterioro de la función muscular. La alta incidencia de lesiones que ocurren en el momento posterior a la práctica deportiva sugiere que la fatiga puede predisponer a la articulación a una lesión y disminuir el rendimiento atlético.

Otra interesante definición de fatiga es la que aportan Fort y Romero (2013), los cuales la entienden como un proceso en el cual se produce una disminución progresiva de la capacidad de generar potencia y que provoca una alteración en la capacidad de control neuromuscular del deportista.

Arce (2015), establece una definición de fatiga en la que disocia entre la fatiga periférica y fatiga central. De este modo, este autor avala que la fatiga periférica se produce cuando la disminución de la fuerza ocurre principalmente a nivel de las fibras musculares. Por otro lado, la fatiga central se manifiesta por una disminución en la frecuencia de descargas de las unidades motoras para la realización de una fuerza. Esta fatiga central puede ocurrir a nivel de corteza motora, motoneuronas, vías piramidales, etc.

Finalmente, aportamos el concepto de fatiga propuesto por Barbany (2002). Para este autor, la fatiga física aparece cuando se produce una notoria desproporción entre la magnitud del ejercicio y las posibilidades de ejecución. Según este autor, la diversidad de manifestaciones de la fatiga se traduce en el gran número de clasificaciones y terminologías de la misma. Así, principalmente podemos distinguir entre fatiga de origen psíquico (con un componente subjetivo evidente y notable, reflejo del interés intelectual), fatiga neurológica (con sobrecarga neuronal y de las vías y circuitos nerviosos, la cual suele denominarse fatiga central) y fatiga originada por la actividad muscular derivada de la práctica física, a esta nos referimos con el término de fatiga periférica. Del mismo modo, de forma más evidente, se pueden diferenciar cuatro tipos de fatiga en función de la duración y la afectación general del organismo no excluyentes entre sí:

- Fatiga local.

Esta fatiga afecta a un grupo muscular concreto, el cual está implicado directamente en la ejecución del trabajo. Dicha fatiga aparece en movimientos que se efectúan a una potencia de esfuerzo elevada, como en los repetitivos, en los que la carga de trabajo en cada uno de ellos es ligera, aparece la fatiga por la larga duración de los mismos. El insuficiente suministro de oxígeno, el agotamiento de las reservas energéticas, la disminución del pH intracelular, la aparición de desequilibrios iónicos y deshidratación, el agotamiento de neurotransmisores y la participación de la amoniogénesis son los factores que causan esta fatiga.

- Fatiga general.

La manifestación de la fatiga alcanza al organismo en su conjunto. Es característica de ejercicios físicos en los que intervienen grandes masas musculares. Es común en los ejercicios de duración prolongada, en los que participan de forma activa e intensa todos los sistemas corporales.

- Fatiga aguda.

Este tipo de fatiga se desarrolla en periodos de tiempo cortos desde el inicio del esfuerzo o programa de ejercicios.

- Fatiga crónica.

Se presenta a largo plazo y, en general, de forma paulatina. Esta tipología de fatiga se denomina comúnmente como sobreentrenamiento, en la cual, se lleva a cabo una práctica deportiva intensa y continuada durante largos periodos de tiempo

2.4 Formas de evaluar la propiocepción.

Tal y como se ha hecho alusión en los párrafos anteriores, en este estudio evaluaremos la propiocepción en situación de fatiga. Para ello, en primer lugar debemos tener buen conocimiento de las diferentes formas que disponemos para poder llevar a cabo la evaluación de la propiocepción en el miembro inferior, que es lo que esta investigación precisa.

La mayoría de las técnicas de evaluación disponibles en la actualidad evalúan la integridad y la función de los componentes sensoriomotores por mediciones variables a lo largo de las vías aferentes y eferentes, o del resultado final de la activación del músculo esquelético, o de una combinación de estos. Actualmente, a pesar de que no están disponibles métodos de evaluación directa para aislar a la integración central mayor y a los centros de procesamiento, en los últimos años se han utilizado una amplia variedad de equipos e instrumentación, incluidos dinamómetros isocinéticos, campos electromagnéticos y dispositivos de seguimiento han sido desarrollados para la medición de la propiocepción consciente Tironi (2009). Además de estos dispositivos, se han efectuado tests y pruebas que evalúan indirectamente la propiocepción, a través de la reproducción de niveles de fuerza, el equilibrio y la estabilidad articular (Dover y Powers, 2003).

Actualmente, Tironi (2009) afirma que los siguientes métodos que vamos a describir son los más comunes para evaluar la propiocepción en miembros inferiores.

- **Sensación de Posición Articular (Joint Position Sense, en adelante JPS).**

La prueba JPS es la más frecuente entre la bibliografía. Esta mide la exactitud de replicación de una posición y puede llevarse a cabo activa o pasivamente, en cadena cinética abierta o cerrada. Se han utilizado mediciones de reproducción de ángulos articulares directas (dinamómetros isocinéticos, goniómetros, potenciómetros, vídeo) y mediciones indirectas (escalas analógicas visuales). En este tipo de prueba, los sujetos están con los ojos vendados, auriculares, brazaletes y manguitos neumáticos para eliminar señales confusas sobre la detección de movimiento y sensación de posición articular, incluyendo la visión, detección acústica de aparatos con motor y las vibraciones inducidas por el motor sobre la actividad. Existen varias formas en las que el ángulo articular puede ser reproducido: utilizar una escala analógica visual, replicar el ángulo con la extremidad contralateral y copiar el ángulo con la extremidad homolateral, ya sea activa o pasivamente (Konradsen, 2002).

En definitiva, se encuentran diferentes variables en cuanto a análisis, número de intentos, condiciones de posición del evaluado, uso de vendajes o elementos de protección, etc., pero la base de estas evaluaciones en todos los casos es la colocación pasiva del segmento corporal en una determinada posición, el mantenimiento de la misma durante un periodo de tiempo determinado (de 5 a 10 segundos) para conseguir que el evaluado registre la posición, el retorno a una posición neutra y la consiguiente reproducción de la posición objetivo por parte del paciente. Los resultados se miden en grados de diferencia respecto a la posición inicial o de partida.

- **Reproducción Angular Activa (Active Angle Reproduction).**

Esta es una variable de la prueba anterior, la cual consiste en llevar “pasivamente” la extremidad a evaluar hasta una posición, permanecer en ella unos 5-10 segundos y volver a la posición inicial. Luego, el sujeto comienza a mover “activamente” la extremidad a una velocidad controlada por el dinamómetro isocinético hasta que sienta que alcanzó la posición en la cual se detuvo anteriormente, momento en el cual el paciente detiene el dispositivo a través de un pulsador (Callaghan et al. 2002). En esta prueba las condiciones de los sujetos son similares a la evaluación de JPS en cuanto a la eliminación de señales

auditivas, visuales y cutáneas, como así también en relación a la vestimenta y a las posiciones durante la evaluación.

- **Evaluación de la Kinestesia (Kinestesia Testing).**

La prueba de Kinestesia o Cinestesia se realiza mediante la medición del umbral de detección de movimiento pasivo (TDPM o TTDPM) o a través de una prueba más específica, utilizando el criterio del umbral de detección de dirección del movimiento pasivo. El TTDMD evalúa la capacidad de detectar el movimiento y de detectar en qué dirección se está produciendo el movimiento. En este tipo de pruebas se toman precauciones para evitar estímulos auditivos (uso de música para ocultar el sonido del motor del aparato), visuales (ocultar la vista del segmento corporal a evaluar y se le pide al sujeto que mantenga los ojos cerrados o usando un antifaz) y táctiles (reducir las fricciones provocadas por la mesa de apoyo). La estructura básica de esta prueba consiste en colocar a los sujetos en una determinada posición de partida, se le pide que cierren los ojos, se centren en su rodilla y respondan mediante el movimiento de su mano cuando sientan alguna sensación de movimiento de su rodilla. Así, cuando el sujeto responde, el evaluador detiene el movimiento del aparato y el movimiento se registra en grados.

- **Sensación de tensión (Sense of Tension).**

La sensación de tensión o sensación de fuerza se mide mediante la evaluación de la capacidad de un sujeto para reproducir la magnitud de fuerza ejercida por un grupo muscular. La sensación de tensión o de fuerza, comúnmente evaluada usando la prueba de Reproducción de la Fuerza (en adelante, FR) también se ha utilizado como medida para evaluar la propiocepción, aunque con menos frecuencia que las que hemos mencionado anteriormente.

La evaluación de FR implica el uso de una fuerza de referencia, por lo general determinada en un porcentaje de la contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM) del individuo a evaluar y el intento de reproducir esa fuerza. La reproducción de la fuerza se puede producir con la misma extremidad o con la extremidad contralateral. La mayoría de los autores utilizan un ángulo articular específico para reproducir la fuerza dada, por ejemplo: mantener la fuerza a 20° de flexión de rodilla. Sin embargo, la tensión muscular

y la capacidad de reproducir fuerza podrían cambiar en músculos de diferentes longitudes, por lo que sería útil medir la FR en músculos de diferentes longitudes.

2.5 Estudios e investigaciones relacionados con el presente trabajo.

Diversos autores han realizado investigaciones similar a la que se propone en este estudio, en un intento de analizar el efecto de la fatiga, se lleva a cabo una evaluación de la propiocepción de la rodilla en situación de fatiga, acercando lo máximo posible la situación a la realidad, donde el jugador, en competición, se encuentra en un contexto de fatiga en el cual es más propenso a sufrir lesiones.

En primer lugar, Skinner et al. (1986), en su estudio, evaluaron la sensación de la posición de la articulación de la rodilla antes y después de la fatiga para verificar si los receptores musculares o capsulares son los sensores primarios para determinar la sensación de posición de la articulación. Para evaluar la sensación de posición de la rodilla se usó la reproducción del posicionamiento pasivo de la articulación y la detección con la aparición del movimiento (kinestesia). La reproducción del posicionamiento pasivo fue realizada por el examinador moviendo pasivamente la pierna derecha de 5° a 25° en extensión desde la posición inicial de 90° de flexión. Después de sostener la pierna en esta posición de 2 a 4 segundos, el examinador llevó la pierna hasta la posición inicial y luego se le pidió al sujeto que devolviese la pierna a la posición en la que el examinador la había colocado originalmente. Se calculó la diferencia de medias para cada sujeto. Las desviaciones estándar para estos sujetos variaron de 0.02° a 0.06° y fueron similares antes y después de la fatiga. Intervinieron en el estudio un total de once sujetos varones, voluntarios y sanos, los cuales se sometieron a una medición de la sensación de posición de la articulación antes y después de un protocolo de fatiga. Los sujetos estaban sentados en una posición cómoda con las piernas colgando libremente. En este estudio, los protocolos de fatiga consistieron en realizar 35 flexo-extensiones de rodilla en el dinamómetro isocinético (Cybex 11, Lumex, Inc., Ronkonkoma, NY, EE. UU.) a una velocidad de 180°/s y, por otro lado, en recorrer intervalos alternativos de 1 milla y 1/4 de milla con un descanso de 90 segundos entre cada intervalo, llegando a recorrer una distancia total de 3 millas. La fatiga muscular se cuantificó utilizando pruebas isocinéticas antes y después de un protocolo de ejercicio para asegurar un estado objetivo de fatiga. Con el fin de lograr consistentemente un estado de fatiga con todos los sujetos de prueba, se probó un grupo altamente selecto de individuos

motivados y condicionados. Los resultados del estudio ($2.90^\circ \pm 1.38^\circ$ pre fatiga; $3.97^\circ \pm 2.50^\circ$ post fatiga) mostraron un significativo empeoramiento de la reproducción del ángulo de la articulación de la rodilla después de la fatiga ($p < 0.05$). Por otro lado, el umbral (kinestesia) no mostró cambios estadísticamente significativos después de la fatiga. Se detectó una correlación significativa entre la reproducción de medidas antes y después de la fatiga ($p = 0.018$), mientras que no se detectó correlación alguna para las mediciones del umbral pre y post fatiga. Dado que ambas pruebas de sensación de posición de la articulación se ven afectadas por la fatiga, concluyen en este estudio aportando que los receptores musculares son determinantes destacados, o primarios, de la sensación de posición de la rodilla, y los receptores capsulares pueden tener un papel secundario. De esta forma, la capacidad de reproducción disminuye presumiblemente a través de la pérdida de eficiencia de los receptores musculares.

Posteriormente, Pierre-Jean et al. (1997), decidieron investigar los efectos de la fatiga muscular en la propiocepción de la articulación de la rodilla. Para ello, propusieron tres protocolos de fatiga separados [prueba de rampa (RT), prueba continua (CT) y la prueba de intervalo (IT)]. Todas las pruebas consistieron en pedaleos de miembros inferiores en un cicloergómetro. La prueba RT se usó para calcular la potencia aeróbica máxima (VO_{2max}) y determinar las tasas de trabajo para la CT y la IT. La tasa de trabajo para la RT aumentó 20/25 W/min hasta el agotamiento máximo. Por otro lado, la CT consistió en pedalear al 80% VO_{2max} hasta el agotamiento máximo y la prueba de intervalo (IT) consistió en pedalear alternativamente al 120% de VO_{2max} y al 40% de VO_{2max} durante 30 segundos cada uno hasta el punto de agotamiento máximo. Posteriormente, y para proceder a la evaluación, en la posición de bipedestación, los sujetos fueron instruidos para realizar una sentadilla con dos piernas para ángulos específicos de flexión de la rodilla. Se midió el error angular absoluto (AAE) para cada ángulo de prueba usando un electrogoniómetro (Penny & Giles, Blackwood, Gwent, U.K.) colocado lateralmente a través de la articulación de la rodilla en la pierna dominante. El error angular absoluto (AAE) se definió como la diferencia absoluta entre el ángulo de prueba y el ángulo percibido por el sujeto de la flexión de la rodilla. En este estudio participaron dieciséis sujetos (ocho hombres y ocho mujeres), entre 19 y 27 años, sin antecedentes de trastornos neuromusculares, trastornos vestibulares o lesiones de miembros inferiores. En cuanto a los resultados, se observó un aumento estadísticamente significativo en la AAE después de los protocolos de RT ($1.0 \pm 0.66^\circ$, $p < 0.01$), CT ($0.70 \pm 0.66^\circ$, $p < 0.03$) e IT (1.24 ± 0.79

°, $p < 0.01$) en sujetos masculinos. Las mujeres informaron de un aumento estadísticamente significativo en AAE después de los protocolos de CT (0.73 ± 0.73 °, $p < 0.03$) e IT (1.1 ± 0.89 °, $p < 0.01$) y un aumento no significativo en AAE (0.19 ± 0.70 °, $p > 0.5$) después del protocolo RT. Los autores concluyeron que estos hallazgos sugieren que el ejercicio en fatiga puede producir un cambio en la capacidad de reproducción de los sujetos de los ángulos de la articulación de la rodilla. Esto puede ocasionar una disminución en la función propioceptiva después de episodios de ejercicio intenso. Por último, no se puede determinar a partir de los presentes hallazgos obtenidos en esta investigación si este descenso propioceptivo sugerido está en el nivel de significación clínica (Por ejemplo, alterando significativamente la estabilidad y el movimiento de la articulación).

Miura et al. (2004) llevaron a cabo un estudio para comparar los efectos de las cargas de fatiga local y general en la propiocepción de la rodilla y determinar qué componentes de la vía de control neuromuscular pueden cambiar después de la fatiga. Además, discutieron la posibilidad de prevenir las lesiones del ligamento de la rodilla que pueden ser causadas por insuficiencia propioceptiva durante la fatiga. Para ello, eligieron la técnica de la cadena cinética abierta y el posicionamiento activo de la rodilla para medir el sentido de posición de la articulación. La propiocepción de la articulación de la rodilla se evaluó midiendo el error angular absoluto (AAE), que se determinó como el valor medio del error absoluto entre ángulo de rodilla posicionado pasivamente y ángulo de rodilla reproducido activamente en 8 ensayos consecutivos. El posicionamiento pasivo del ángulo inicialmente se seleccionó aleatoriamente de 10° a 80° . Se evaluó únicamente la pierna dominante, que se determinó preguntando al sujeto qué pierna usarían predominantemente para patear una pelota. Los sujetos estaban sentados en una posición cómoda, con las piernas colgando libremente, y con los ojos vendados para eliminar la entrada visual. El posicionamiento pasivo del examinador se realizó extendiendo la rodilla desde la posición inicial de 90° de flexión a un ángulo de flexión preseleccionado entre 10° y 80° . Después de sostener la pierna en esta posición durante 3 segundos, el examinador reemplazó la pierna a la posición inicial. Luego, se instruyó al sujeto para que reprodujera activamente el mismo ángulo de la rodilla que el examinador posicionó pasivamente. Se grabaron ocho ensayos con una cámara de video digital y se analizaron en una pantalla de computadora como imágenes estáticas. Cada ángulo de la articulación de la rodilla producido de forma pasiva y reproducido activamente se midió mediante un programa informático. El estudio se llevó a cabo con una muestra de 27 voluntarios, varones y sanos, excluyéndose todo aquel que

presentase antecedentes de lesiones en las extremidades inferiores o trastornos vestibulares o neuromusculares. El protocolo de fatiga consistió en una carga de fatiga local y otra general. La carga local aplicada a la extremidad consistió en 60 contracciones concéntricas máximas consecutivas de los extensores y flexores de la rodilla en el dinamómetro isocinético (Cybex 6000; Lumex, Ronkonkoma, NY) a una velocidad de 120°/segundo. La carga general provino de 5 minutos de carrera a 10 km/h en una cinta rodante (8700 Sprint Treadmills, Landice, Randolph, NJ) con un 10% de pendiente ascendente. El protocolo de carga local se realizó primero, y luego el protocolo de carga general se realizó más de 2 semanas después. Establecieron un periodo de dos semanas entre protocolos para eliminar el efecto de aprendizaje. Tras la carga local, se encontró una disminución significativa en el torque máximo de los flexores y extensores de la rodilla, pero no se observaron cambios significativos en la AAE ($3.8^\circ \pm 1.1^\circ$). En contraste, después de la carga general, se observó un aumento significativo de AAE ($5.1^\circ \pm 2.1^\circ$) sin debilidad muscular significativa. Como conclusión, aportan que los diferentes resultados en estudios previos que evalúan el efecto de la fatiga en la propiocepción de rodilla pueden haberse visto afectados por la diferencia de los protocolos de fatiga, ya sea de carga local o general. Aunque la carga local estaba destinada a producir fatiga local de la rodilla, lo que puede causar disfunción de los mecanorreceptores musculares, la carga general puede haber producido fatiga general y afectó a otros mecanismos en la vía propioceptiva. Los resultados del presente estudio sugieren que la capacidad de reproducción disminuida después de la carga general no se debe a la pérdida de las señales aferentes periféricas, sino a otros factores, especialmente la deficiencia del procesamiento central de las señales propioceptivas.

Con un protocolo muy similar al que se propone en nuestro estudio, Carrasco et al. (2005) evaluaron los efectos de la fatiga muscular sobre la propiocepción de la rodilla y el papel que ejerce el nivel de entrenamiento sobre la propiocepción. Los sujetos que participaron en el estudio fueron diez jugadores de fútbol con una experiencia en el entrenamiento de 12.2 ± 2.2 años y una dedicación semanal de 9.7 ± 0.7 horas, y diez estudiantes sedentarios sanos. Estos participantes llevaron a cabo la prueba adaptados sobre un dinamómetro isocinético Biodex System 3 (Biodex Medical, Inc., Shirley, NY). Cada sujeto llevó a cabo dos pruebas de evaluación propioceptiva, basadas en la reproducción activa de un ángulo de 45° de flexión de la rodilla. A partir de la posición inicial (90° de flexión de la rodilla) y sin oposición del dinamómetro, extendieron la pierna hasta alcanzar

el ángulo diana y en ese momento el dinamómetro se bloqueaba durante 10 segundos para que el sujeto memorizara dicha posición. Después, la pierna volvía a la posición inicial y, tras una pausa de 5 segundos, el sujeto extendía su pierna hasta detenerla en la posición en la que creía haber alcanzado el ángulo diana. Esta operación se repitió tres veces y se registró el valor medio. Este mismo procedimiento se realizaba tras el esfuerzo inductor de fatiga local, que consistía en flexo-extensiones de la pierna en el dinamómetro a una velocidad de 60°/s hasta que el torque máximo de fuerza fuese inferior al 50%. A posteriori, tras 30 segundos de recuperación, se volvía a repetir el protocolo de evaluación de la propiocepción. Además, para constatar el estado de fatiga muscular, se tomaron muestras de sangre capilar para determinar la máxima concentración de ácido láctico. Todos los sujetos realizaron las pruebas con una venda en sus ojos y se estableció un periodo de 48 horas entre las dos pruebas. La propiocepción de la rodilla se evaluó a través del registro de las desviaciones absolutas respecto al ángulo diana. Los resultados que se obtuvieron no mostraron diferencias significativas en la reproducción del ángulo diana antes y después del protocolo de fatiga ($3.6 \pm 3.1^\circ$ y $4.0 \pm 3.2^\circ$ en los futbolistas; $5.1 \pm 3.9^\circ$ y $4.4 \pm 3.0^\circ$ en los estudiantes, respectivamente). Por otro lado, no se observaron diferencias significativas entre ambos grupos independientemente del estado de fatiga. Como conclusiones relevantes, los autores aportan que la fatiga local no parece influir sobre la propiocepción de la articulación de la rodilla y el entrenamiento en fútbol no ejerce un efecto extraordinario sobre la propiocepción en la rodilla.

El estudio realizado por Torres et al. (2010) tuvo como objeto investigar si el daño muscular del cuádriceps inducido por el ejercicio afecta a la propiocepción de la rodilla, usando las pruebas JPS y TTDPM. El protocolo de ejercicio para inducir daño muscular al cuádriceps de la pierna dominante consistió en series de treinta contracciones excéntricas a un objetivo del 60% del torque concéntrico máximo hasta el agotamiento, interrumpiéndose el ejercicio cuando el sujeto no pudo completar dos series. En el estudio participaron 14 jóvenes sanos, los cuales no realizaron ejercicio intenso o exhaustivo ni experimentaron dolor muscular durante los tres meses anteriores al estudio, además, no informaron ninguna alteración de la parte inferior de sus piernas y no se les permitió recibir ningún tratamiento. Los sujetos fueron instruidos para realizar una contracción excéntrica del cuádriceps contra la palanca móvil del sistema a 60°/s utilizando retroalimentación visual del software del dinamómetro como un medio para mantener la intensidad de la fuerza. En cada prueba, la parte inferior de la pierna se movió pasivamente a 10°/s y se

colocó en un ángulo que se aproximaba a 30° o 70°, además, durante 5 segundos se mantuvo la posición objetivo para que fuera memorizada por los sujetos. El sujeto, activamente, reprodujo el ángulo lo mejor que pudo. La posición inicial fue 100° de la flexión de la rodilla y la dirección del movimiento fue en extensión. Este procedimiento se repitió tres veces para cada ángulo y el orden de los ángulos probados se aleatorizó. El error absoluto de reposicionamiento se obtuvo mediante el cálculo de la diferencia entre el ángulo objetivo y la media de los tres ángulos elegidos por los sujetos. Los resultados que obtuvieron fueron los siguientes: el valor medio de error absoluto de JPS evaluado antes del ejercicio con la rodilla a 30° de flexión ($2.2 \pm 1.5^\circ$) fue similar al obtenido a 70° ($2.9 \pm 1.6^\circ$). De hecho, esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0.451$). Por otro lado, el sentido de la posición articular disminuyó significativamente después del daño muscular inducido por el ejercicio en las dos posiciones estudiadas hasta 48 horas después. Una hora después del ejercicio, el error aumentó 3° en la rodilla a 30°, mientras que con la rodilla a 70°, el error aumentó solo 2°. Sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

Changuela et al. (2012) trataron de comprobar el efecto de la fatiga en la propiocepción de la articulación de la rodilla y el equilibrio en individuos sanos. Para ello, optaron por inducir fatiga en los sujetos pedaleando en cicloergómetro hasta un nivel que excedía el 60% de la FC máxima (14-17 RPE). En el estudio participaron un total de 30 sujetos sanos, hombres y mujeres de 18-30 años de edad y que no sufrían patología en la articulación de la rodilla, enfermedad musculoesquelética en la extremidad inferior o algún problema respiratorio y cardíaco. Los sujetos fueron evaluados para estimar el error de reproducción usando la prueba de sentido de posición de la articulación con carga a 30° de flexión de la rodilla, mediante evaluación goniométrica acompañada de un método fotográfico, y la evaluación del equilibrio se realizó en una plataforma de fuerza. Después de inducir fatiga, se encontró un error de reproducción significativo para la percepción del sentido de posición de la articulación. Las pruebas de propiocepción y equilibrio se realizaron antes y después del protocolo de fatiga y se registraron las puntuaciones. Los sujetos fueron evaluados para estimar el error de reproducción usando la prueba de sentido de posición de la articulación con carga en 30° de flexión de rodilla, mediante evaluación goniométrica acompañada de método fotográfico. El sujeto realizó tres ensayos para identificar y reproducir la posición de la articulación de la rodilla (30° flexión de rodilla) con ojos abiertos y posteriormente con ojos cerrados. Después de los ensayos de las

posiciones de prueba, se colocaron una serie de marcadores de referencia a lo largo de la cara lateral de la extremidad inferior para la evaluación fotográfica sobre el trocánter mayor, sobre el tracto iliotibial proximal al borde superior de la rótula y sobre el cuello del peroné. Los resultados del presente estudio indicaron que la fatiga reduce la propiocepción de la articulación de la rodilla. De hecho, se encontró un mayor error de reproducción para la percepción del sentido de posición de la articulación ($8.7197 \pm 3.04767^\circ$; $t = -4.103$, $p < 0.05$), apoyando así la hipótesis experimental. Los resultados también indicaron que la fatiga reduce el rendimiento del equilibrio (81.7803 ± 2.75167 ; $t = 11.785$; $p < 0.05$).

Por último, Bazneshin1 et al. (2015), estudiaron los efectos de la fatiga en el cuádriceps y en la propiocepción de la rodilla, cuyo objetivo fue evaluar el efecto de la fatiga del músculo cuádriceps en la regeneración de los ángulos de la articulación de la rodilla. Los sujetos que participaron en este estudio fueron un total de treinta y cuatro jóvenes sanos con una edad media de 22.15 años y los criterios de exclusión que se incluyeron fueron lesiones en las extremidades inferiores en los últimos 6 meses y especialmente fracturas en la extremidad inferior, cirugía en el último año, así como trastornos neuromusculares, trastornos vestibulares y problemas cardiovasculares. Estos sujetos probaron la reconstrucción del ángulo diana (flexión de 45°) de sus articulaciones de rodilla mientras contraían los músculos cuádriceps. Para ello, usaron un inclinómetro digital para evaluar la propiocepción antes y después de la fatiga. En primer lugar, se midió la fuerza isométrica máxima del cuádriceps de cada participante usando un dinamómetro (dinamómetro pullpush-zemic 250 kg). El sujeto se sentaba en una cama que fue diseñada para usarse con el dinamómetro. La rodilla dominante del sujeto se posicionó y flexionó en un ángulo de 90° . El dinamómetro se colocó 2 dedos por encima del maléolo lateral en la parte anterior de la tibia. Se le pidió al sujeto que aplicara la contracción isométrica máxima voluntaria del cuádriceps al dinamómetro durante 3 segundos, y se registró la fuerza. Este procedimiento se repitió 3 veces y sus resultados promedio se registraron para una comparación posterior. Durante la siguiente fase, se midieron los errores de la reconstrucción de los ángulos de la articulación. Para ello, usaron una cámara digital (INSIZE INC. (EE. UU.) 0° - 180° , precisión de 0.1°) para medir el grado de error de reconstrucción del ángulo de la rodilla. También se diseñó un dispositivo para colocar el inclinómetro en la mitad de la pantorrilla del sujeto. El muslo del sujeto estaba fijo en la cama y el examinador colocaba la rodilla del sujeto en el ángulo objetivo (45°), pidiéndole al sujeto que contrajera el cuádriceps y lo mantuviese en su lugar durante

7 segundos. El examinador luego devolvió la rodilla del sujeto a su posición original y le pidió que cerrara los ojos y reconstruyera el ángulo objetivo moviendo la rodilla desde el ángulo original de 90° hacia el ángulo objetivo de 45°. Posteriormente, se estableció el protocolo de fatiga. El sujeto se sentó en una silla; un peso que era el 70% de la fuerza isométrica máxima del cuádriceps estaba atado alrededor de la pierna del sujeto. Se le preguntó al sujeto, en la medida de su capacidad, repetidamente realizar el rango de movimiento de la extensión de la rodilla hasta que ya no pudiera ejecutar el movimiento. Luego, se introdujo un peso que era el 50% de la fuerza isométrica máxima del cuádriceps y se le requirió al sujeto que repitiera el protocolo de fatiga lo mejor que pudiese. Los movimientos se realizaron de tal manera que cada ciclo de contracción duró 8 segundos (4 segundos de contracción concéntrica y 4 segundos de contracción excéntrica del músculo cuádriceps). A continuación, se midió nuevamente la fuerza isométrica máxima del cuádriceps y si era 50% o menos, en comparación con el valor inicial obtenido, la evaluación de la propiocepción se llevaría a cabo. De lo contrario, se tendría que repetir el protocolo de fatiga. El grado de error de la reconstrucción del ángulo de la rodilla, antes y después de la fatiga, se midió con el inclinómetro. Para evaluar con precisión la propiocepción, se consideraron 2 variables: 1) error absoluto, que mide la diferencia entre el ángulo medido y el ángulo objetivo sin tener en cuenta la dirección del error, y 2) error constante, que mide la diferencia entre el ángulo medido y el ángulo objetivo, teniendo en cuenta la dirección del error. Como resultados del estudio ($1.37^{\circ} \pm 0.39^{\circ}$ pre fatiga; $4.01^{\circ} \pm 0.89^{\circ}$ post fatiga), se observó que la fatiga del cuádriceps causó un aumento significativo en la tasa de error del ángulo de reconstrucción de la articulación de la rodilla a 45° ($P < 0.05$). Concluyen aportando que la fatiga del cuádriceps disminuye la precisión y aumenta el error absoluto y el ángulo de reconstrucción constante de la articulación de la rodilla en individuos sanos.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

Esta investigación pretende aportar información acerca de la propiocepción desde una perspectiva práctica, con la intención de que sirva de apoyo para la comprensión del complejo sistema propioceptivo. Como ya sabemos, gracias a la aportación de diferentes autores citados anteriormente, la propiocepción en el fútbol puede llegar a cobrar una gran relevancia, principalmente por su influencia tanto en los mecanismos de lesión, como en la rehabilitación y recuperación de estas lesiones que se producen en el ámbito futbolístico. Por ello, cada vez son más los profesionales de las Ciencias del Deporte y del panorama futbolístico los que se interesan y preocupan por abordar conocimientos en torno a la propiocepción.

Haciendo referencia a las diferentes investigaciones y estudios a los que hemos hecho alusión en el apartado anterior, observamos la necesidad de continuar una línea de investigación similar a la que se propone en los mismos, y de esta forma, aportar nueva evidencia científica en el campo de la propiocepción, debido a que en estos estudios [exceptuando a Miura et al. (2004)], no se procede a la evaluación de la propiocepción posterior a un protocolo de local y general, tal y como hemos llevado a cabo en este trabajo.

Ya es sabido por el lector que una de las formas que encontramos para evaluar la propiocepción consiste en la reproducción de un ángulo articular determinado (JPS) por parte del evaluado, en nuestro caso concreto nos centramos en la articulación de la rodilla. Por ello, usaremos esta prueba evaluativa con el fin de buscar una respuesta a nuestros dos problemas de investigación:

¿Es la fatiga un factor que afecta negativamente a la capacidad de propiocepción de la articulación de la rodilla?

Considerando que así se constata, ¿qué tipo de fatiga, general o local, genera una mayor alteración?

4. OBJETIVOS.

Los objetivos que comandan la presente investigación están relacionados con los problemas antes mencionados. Así, uno de ellos consiste en comprobar y analizar la alteración que puede llegar a provocar la fatiga sobre la propiocepción en la articulación de la rodilla. Por otro lado, nos proponemos determinar qué tipo de fatiga, bien la local o bien general, es la que mayor alteración genera a la hora de reproducir una posición articular determinada.

5. MATERIAL Y MÉTODOS.

5.1 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.

El diseño de este trabajo se ajusta a lo que se denomina un diseño experimental, pues se trata de un estudio controlado, aleatorizado y cruzado de carácter pragmático. En este estudio, un grupo conformado por 12 sujetos se sometió a dos intervenciones diferentes, sirviendo una de ellas como valor de referencia. Concretamente, se procedió a evaluar al grupo de sujetos que conformaban la muestra para comprobar que la fatiga muscular general altera o no la propiocepción de la articulación de la rodilla en su pierna dominante. Por otro lado, también se realizó la evaluación de la propiocepción posterior a un protocolo que inducía a fatiga muscular local en la pierna dominante. Dado que la muestra estaba compuesta exclusivamente por jugadores de fútbol, se tomó como referencia los resultados obtenidos tras el protocolo de fatiga muscular general, puesto que se acerca más a la realidad que tiene lugar en la competición de dicho deporte.

5.2 CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.

La muestra analizada consistió en doce futbolistas varones (media \pm desviación típica, edad: 22 ± 2.1 años; talla: 177.1 ± 4.3 cm; masa corporal: 77.1 ± 12.7 Kg; IMC: 24.5 ± 3.5 Kg/m²; masa libre de grasa: 83.75 ± 4.6 %; masa muscular: 80.1 ± 4.4 %; masa grasa: 16.2 ± 4.6 %; torque de cuádriceps: 143.9 ± 15.8 N·m), con una experiencia en el entrenamiento de 15.9 ± 1.7 años y una práctica anual de 238.3 ± 55.5 horas, formaron parte de esta investigación, tras ser informados al respecto y firmar un consentimiento informado por escrito. Los sujetos no padecían lesiones en el momento de la intervención y no mostraron enfermedades ni antecedentes lesionales o quirúrgicos que pudieran comprometer su

participación en el estudio. Se excluyeron los sujetos con antecedentes de lesiones en las extremidades inferiores y se les informó la necesidad de no realizar ejercicio físico en los días previos a la investigación.

5.3 PROCEDIMIENTO.

En el estudio se utilizó el dinamómetro isocinético Biodex System 4PRO CE220. Este dispositivo fue calibrado según las instrucciones del fabricante antes de cada sesión.

Cada uno de los sujetos participó en dos pruebas de evaluación propioceptiva diferentes, las cuales se espaciaron una semana para evitar que la familiarización con el protocolo desvirtuase los resultados obtenidos. Además, con el propósito de evitar algún efecto derivado del aprendizaje, el orden de cada una de las pruebas que llevó a cabo cada sujeto se asignó de forma aleatoria usando el programa Randomization.

En la primera sesión, se llevó a cabo el protocolo destinado a la fatiga muscular local. Para ello, se eligió la técnica de la cadena cinética abierta y el posicionamiento activo de la rodilla para medir el sentido de posición de la articulación. Antes de comenzar con este protocolo, se procedía al análisis de la composición corporal del sujeto, la cual se realizó utilizando el analizador de composición corporal TANITA BIOLÓGICA BC-418 MA (equipado con Software: Easy 8.0.0.980). Posteriormente, se iniciaba el protocolo con una activación previa a la prueba, la cual se realizó en un cicloergómetro ERGOSECT 200 durante 5 minutos a una intensidad de 70 Watos. Una vez realizada la activación, los sujetos se colocaban en el dinamómetro y daba comienzo la prueba propiamente dicha. La posición de partida de los sujetos era sentados sobre la silla del dinamómetro, con una antifaz colocado en los ojos para eliminar la entrada de información visual, con ángulos de 90° de flexión en las articulaciones de las caderas y de las rodillas, los brazos cruzados sobre el pecho y con la almohadilla del brazo de palanca del dinamómetro colocada unos 3 cm por encima del maléolo interno de la pierna dominante (ver Figuras en Anexo). A partir de esta posición inicial, el examinador le explicó a cada sujeto la dinámica de la prueba. En primer lugar, el examinador movió la pierna del sujeto hasta alcanzar el ángulo diana (30° de flexión), momento en el que el dispositivo se bloqueaba para mantener la posición durante 5 segundos, tiempo durante el cual el sujeto aprovechaba para memorizar la posición que posteriormente debía reproducir. A continuación, la pierna volvía a la posición inicial y cuando el sujeto consideró oportuno

comenzó el movimiento de extensión de su pierna hasta detenerla en la posición en la que creía haber alcanzado el ángulo diana. En este instante, el examinador bloqueaba el dispositivo para registrar el resultado obtenido en cada repetición. Este proceso se repitió tantas veces como fue oportuno hasta que el sujeto llevó a cabo 3 repeticiones seguidas en las que la diferencia en grados con respecto al ángulo diana fue de $\pm 1^\circ$, momento en el cual se consideraba que el sujeto estaba familiarizado con el ángulo diana. Una vez completada la familiarización, se procedió a inducir fatiga muscular local en la pierna dominante del sujeto. Para ello, el sujeto, desde la posición inicial, realizó sucesivos movimientos de extensión y flexión de su pierna dominante hasta que el valor del torque o momento de fuerza fuese inferior al 50% respecto al máximo obtenido en la serie. La velocidad de ejecución del ejercicio de fatiga se estableció en 240°/s. Por último, se aplicó el procedimiento descrito para la prueba de evaluación propioceptiva durante 3 repeticiones.

La segunda sesión correspondía al protocolo de fatiga muscular general. Este protocolo se llevó a cabo en el dinamómetro isocinético y en un tapiz rodante H/P COSMOS, 170-190/65/Pulsar. En primer lugar, se llevó a cabo la familiarización con el ángulo diana establecido en el dinamómetro de forma idéntica a la mencionada anteriormente con respecto al protocolo de fatiga muscular local. Una vez realizada la familiarización en el dinamómetro, se procedió a llevar a cabo la prueba que inducía al sujeto a fatiga muscular general sobre el tapiz rodante. Para la monitorización de la prueba en el tapiz se usó el Pulsómetro Polar RCX5 GPS. El sujeto se colocó sobre el tapiz rodante, momento en el cual el examinador le explicó la dinámica de la prueba y le colocó un arnés de protección anclado al techo. La prueba de fatiga general consistió en la realización de un protocolo continuo variable, tal que se llevó a cabo 10 minutos a una velocidad de 10 km/h, 5 minutos a una velocidad 15 km/h, 5 minutos a una velocidad de 12 km/h, 5 minutos a una velocidad 15 km/h, 5 minutos a una velocidad de 12 km/h y así sucesivamente hasta que el sujeto claudicara o decidiera parar la prueba. Además, para valorar la percepción subjetiva del esfuerzo durante la prueba, se usó la Escala de Borg (6-20), la cual se le mostraba al sujeto al finalizar cada uno de los intervalos para comprobar su percepción del esfuerzo. Una vez concluía la prueba sobre el tapiz rodante, el sujeto se colocaba con el dinamómetro y se procedía a la evaluación propioceptiva llevando a cabo el mismo protocolo que el descrito anteriormente en el protocolo correspondiente a la fatiga muscular local.

5.3.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

En el presente trabajo se utilizó el programa SPSS V.24 (IBM ®) para el análisis estadístico. Todos los datos se expresan como media \pm desviación estándar. Se realizó la prueba kolmogorov-Sminorv sobre todas las variables a fin de determinar que todas ellas seguían una distribución normal. Dado que todas las variables objeto a análisis siguieron ese tipo de distribución se aplicó la correspondiente metodología paramétrica. De esta forma, se aplicó la prueba T para una muestra a fin de valorar el efecto de la fatiga sobre la capacidad de reposicionamiento articular respecto al ángulo diana. Por otro lado, se llevó a cabo un análisis de la varianza con medidas repetidas teniendo en cuenta como factor principal los tipos de fatiga, bien local o bien general, utilizando principalmente las tres evaluaciones post fatiga como principales variables dependientes. Además, también se computó el valor promedio de los tres tiempos referidos anteriormente. En cualquier caso, se estableció el intervalo de confianza del 95% asumiendo diferencias significativas con valores de $p \leq 0.05$.

6. RESULTADOS.

6.1 Inducción de fatiga local y general.

Teniendo en cuenta que la fatiga local iba a ser inducida a partir de repeticiones bajo situaciones de contracción concéntrica de cuádriceps e isquiotibiales a una velocidad de 240 %s en el dinamómetro hasta que los sujetos no eran capaces de manifestar en el movimiento de activación concéntrica de cuádriceps un valor de fuerza superior al de 50% del torque de pico. Aunque el promedio del torque pico fue 143,9 N·m, a título individual se les obligaba a parar cuando los sujetos no alcanzaban el 50% de dicho torque pico y se procedía a realizar las mediciones. En referencia a la fatiga general, ésta fue inducida a través de un protocolo de ejercicio continuo y variable en tapiz rodante. Los sujetos llevaron a cabo dicha prueba hasta su claudicación o cuando decidieron parar la misma, momento en el cual se procedía a la evaluación de la propiocepción. De esta forma, se recogieron los siguientes datos referentes a la prueba de fatiga general (media \pm desviación típica: FC máxima alcanzada en la prueba: 180.1 ± 12.2 pulsaciones por minuto; valor porcentual de la FC alcanzada en la prueba con respecto a la FC máxima teórica del sujeto: 94.3 ± 6.2 %; duración de la prueba: 19.4 ± 3.7 minutos; RPE al final de la prueba: 19 ± 2.0 puntos).

6.2 Análisis de la propiocepción de la rodilla.

Una vez que se realizaron las evaluaciones de los sujetos, la media del reposicionamiento del ángulo diana establecido tras el protocolo de fatiga local fue de 28.3° y desviación estándar de 3.6°, por otro lado, tras el esfuerzo propuesto que inducía fatiga general, se obtuvo una media de 28.6° una desviación estándar de 4.8°. Con respecto al total de evaluaciones referentes a la reproducción del ángulo diana, los resultados muestran una media de 28.3° y una desviación estándar de 4.2° (Tabla 3). Considerando estos datos, no se observaron diferencias significativas entre los ángulos adoptados en el reposicionamiento angular y el ángulo diana cuando los sujetos fueron sometidos a fatiga, tanto general como local ($p=0.269$ y $p=0.155$, respectivamente). Al mismo tiempo, no se observaron diferencias significativas entre los ángulos de reposicionamiento derivados de los distintos tipos de fatiga ($p>0.05$).

Tabla 3.

Posicionamiento angular promedio tras la aplicación de fatiga.

Tipo de fatiga	Media	Desviación estándar	N
Local	28.3	3.6	12
General	28.3	4.8	12
Total	28.3	4.2	24

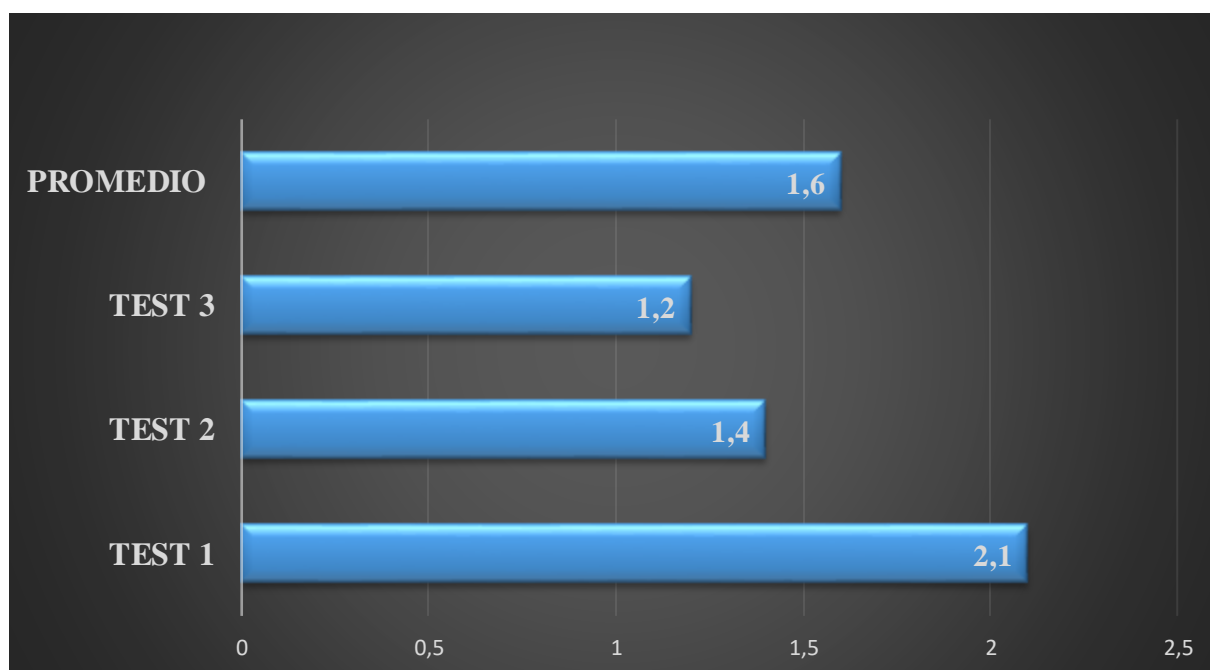
Tabla 4.

Posicionamiento angular en las 3 valoraciones del ángulo diana (30°) tras la aplicación de fatiga.

	Tipo de fatiga	Media	Desviación estándar	N
Test 1	Local	27.4	5.1	12
	General	28.2	5.3	12
	Total	27.8	5.1	24
Test 2	Local	28.4	4.0	12
	General	28.7	5.0	12
	Total	28.5	4.4	24
Test 3	Local	29.4	3.6	12
	General	28.0	5.2	12
	Total	28.7	4.4	24

Gráfica 1.

Comparativas de las variaciones absolutas con respecto al ángulo diana.



Los valores que muestra esta gráfica indican que estos sujetos, tras la fatiga, no logran alcanzar el ángulo diana. De esta forma, el promedio de desviaciones absolutas obtenido con respecto al ángulo diana fue de 1.6°, considerándose un valor positivo puesto que sobrepasa el ángulo diana establecido. En cuanto a las evaluaciones realizadas, Test 1, Test 2 y Test 3, se obtuvo un promedio de 2.1°, 1.4° y 1.2° respectivamente. Como podemos apreciar, el error angular absoluto disminuye paulatinamente desde la primera evaluación hasta la última.

7. DISCUSIÓN.

El principal objetivo que se pretendía con este estudio fue comprobar y analizar la afectación que puede ocasionar la fatiga en la propiocepción de la articulación de la rodilla. En la misma línea, desde un punto de vista más específico, se propuso valorar la existencia de diferencias estadísticamente significativas para llevar a cabo la reproducción del ángulo diana establecido entre un protocolo que induce fatiga local y otro cuya realización provoca fatiga general.

En el presente estudio, para llevar a cabo el protocolo que inducía fatiga general, con objeto de acercar la situación lo más próxima posible a la demanda competitiva, se realizó un esfuerzo que simulaba la fatiga que, en muchos casos, experimentan los jugadores de fútbol en situación real de competición. A partir de aquí, gracias a los datos que proporciona el dinamómetro, se procedía a analizar el riesgo potencial de padecer algún tipo de lesión derivado de la disminución de la función propioceptiva como consecuencia de dicha situación de fatiga.

Los resultados que se han obtenido en este estudio parecen mostrar que a pesar de inducir dos tipos de fatiga, local y general, con protocolos en los que los sujetos llevaron a cabo esfuerzos significantes, la propiocepción no parece haberse visto afectada en ningún momento. Por otro lado, también se puede apreciar cómo la fatiga general, más específica en cuanto al contexto de competición en fútbol, provoca una distorsión de los resultados algo superior a la que se produce tras el protocolo de fatiga local.

Los resultados de este estudio indican, por un lado, que la fatiga muscular local y general no causan un efecto notable sobre la propiocepción en la articulación de la rodilla, ya que como podemos apreciar en la Tabla 1, la media total de las evaluaciones tras los protocolos de fatiga local y general fue de 28.3° , cifra relativamente cercana al ángulo diana establecido (30° de flexión), y una desviación estándar de $4,2^\circ$. Analizando los dos tipos de fatiga aplicadas por separado, los resultados que obtenemos demuestran que la fatiga general ($28.3^\circ \pm 4.8^\circ$) provoca una mayor distorsión con respecto al ángulo diana que la fatiga local ($28.3^\circ \pm 3.6^\circ$).

Estos resultados están en consonancia con lo hallado en investigaciones anteriores en las que también se confirmó que la fatiga muscular no afectaba de forma significativa a la propiocepción en la articulación de la rodilla. Como prueba de ello encontramos el estudio de Miura et al. (2004), llevando a cabo un estudio para comparar los efectos de las cargas de fatiga

local y general en la propiocepción de la rodilla y determinar qué componentes de la vía de control neuromuscular pueden cambiar después de la fatiga. En este estudio, el ángulo diana objeto a estudio se seleccionó aleatoriamente entre 10° y 80°. Tras el protocolo de fatiga local no se observaron diferencias estadísticamente significativas en el error angular absoluto ($3.8^\circ \pm 1.1^\circ$), sin embargo, sí hubo un aumento significativo del mismo tras la fatiga general ($5.1^\circ \pm 2.1^\circ$). Aunque en este estudio sí encuentran diferencias estadísticamente significativas tras la fatiga general, coincidimos con el mismo en cuanto a que la fatiga general afecta más a la propiocepción en la articulación de la rodilla que la fatiga local. En la misma línea en cuanto a resultados se encuentra el estudio de Carrasco et al. (2005), en el cual se evaluaron los efectos de la fatiga muscular sobre la propiocepción de la rodilla y el papel que ejerce el nivel de entrenamiento sobre la propiocepción. En este caso, el ángulo diana establecido fue de 45°. Una vez llevados a cabo los protocolos de fatiga local, los resultados que obtuvieron no mostraron diferencias significativas en la reproducción del ángulo diana antes y después del protocolo de fatiga ($3.6^\circ \pm 3.1^\circ$ y $4.0^\circ \pm 3.2^\circ$ en la muestra de futbolistas; $5.1^\circ \pm 3.9^\circ$ y $4.4^\circ \pm 3.0^\circ$ en los estudiantes, respectivamente). Por otro lado, también es destacable el estudio de Torres et al. (2010), donde se investigó si el daño muscular del cuádriceps inducido por el ejercicio afecta a la propiocepción de la rodilla, usando las pruebas JPS y TTDPM, tras un protocolo que consistía en series de 30 contracciones excéntricas de cuádriceps (fatiga local). En este estudio, establecieron el ángulo diana de forma aleatoria de 30° o 70°. Los resultados obtenidos mostraron que el sentido de la posición articular disminuyó significativamente después del daño muscular inducido por el ejercicio en las dos posiciones estudiadas hasta 48 horas después. Transcurrida una hora después del ejercicio, el error aumentó 3° en la rodilla a 30°, mientras que con la rodilla a 70° flexión, el error aumentó solo 2°. Sin embargo, esta diferencia no se consideró estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

En contraposición, encontramos diversos estudios en los cuales se muestran resultados contrarios a los obtenidos en la presente investigación. En primer lugar, hacemos referencia al estudio de Skinner et al. (1986), en el cual se valora la sensación de la posición de la articulación de la rodilla antes y después de la fatiga para verificar si los receptores musculares o capsulares son los sensores primarios para determinar la sensación de posición de la articulación. De esta forma, para evaluar la sensación de posición de la rodilla se usó la reproducción del posicionamiento pasivo de la articulación y la detección con la aparición del movimiento (kinestesia). Desde la posición inicial de 90° de flexión, se le pidió al sujeto que colocase la pierna derecha de 5° a 25° de extensión. En este estudio, los protocolos de fatiga

consistieron en realizar 35 flexo-extensiones de rodilla en el dinamómetro isocinético a una velocidad de 180°/s y, por otro lado, en recorrer intervalos alternativos de 1-1/4 de milla llegando a recorrer una distancia total de 3 millas. La comparación de las diferencias entre los ángulos ajustados y reproducidos medidos antes y después de la serie de ejercicios reveló un aumento significativo del error angular absoluto, disminuyendo así la capacidad de reproducir el ángulo previamente establecido ($2.90^{\circ} \pm 1.38^{\circ}$ pre fatiga; $3.97^{\circ} \pm 2.50^{\circ}$ post fatiga). También con resultados contradictorios se encuentra el estudio de Pierre-Jean et al. (1997), donde se proponen 3 tipos de protocolos de fatiga en cicloergómetro [prueba de rampa (RT), prueba continua (CT) y prueba de intervalo (IT)] para comprobar los efectos de la fatiga muscular en la propiocepción de la articulación de la rodilla. En este caso se evaluó, mediante un electrogoniómetro, la capacidad de los sujetos para reproducir un ángulo específico en la flexión de rodilla al realizar una sentadilla. En cuanto a los resultados, se observó un aumento estadísticamente significativo en el error angular absoluto después de los protocolos de RT ($1.0^{\circ} \pm 0.66^{\circ}$, $p < 0.01$), CT ($0.70^{\circ} \pm 0.66^{\circ}$, $p < 0.03$) e IT ($1.24^{\circ} \pm 0.79^{\circ}$, $p < 0.01$) en sujetos masculinos. Las mujeres informaron de un aumento estadísticamente significativo en el error angular absoluto después de los protocolos de CT ($0.73^{\circ} \pm 0.73^{\circ}$, $p < 0.03$) e IT ($1.1^{\circ} \pm 0.89^{\circ}$, $p < 0.01$) y un aumento no significativo en el error angular absoluto ($0.19^{\circ} \pm 0.70^{\circ}$, $p > 0.5$) después del protocolo RT. Los autores concluyeron que estos hallazgos sugieren que el ejercicio en fatiga puede producir un cambio en la capacidad de reproducción de los sujetos de los ángulos de la articulación de la rodilla. Por último, Bazneshinl et al. (2015) estudiaron los efectos de la fatiga en el cuádriceps y en la propiocepción de la rodilla. El ángulo diana elegido fue 45° de flexión de la rodilla. Para evaluar la propiocepción antes y después de la fatiga se usó un inclinómetro digital. El protocolo de fatiga consistió en realizar una flexo-extensión de la pierna del sujeto soportando un peso determinado sentado en una silla. Los resultados obtenidos ($1.37^{\circ} \pm 0.39^{\circ}$ pre fatiga; $4.01^{\circ} \pm 0.89^{\circ}$ post fatiga) llevan a los autores a concluir que la fatiga del cuádriceps disminuye la precisión y aumenta el error absoluto con respecto al ángulo establecido. Según Carrasco et al. (2005), esta desigualdad de resultados puede deberse a numerosos factores. En primer lugar, todos los estudios mencionados, incluyendo el presente, han utilizado una muestra bastante reducida. En segundo lugar, las poblaciones objeto de estos estudios han sido diferentes, desde atletas de élite a sujetos sedentarios, lo que puede dificultar la comparación entre unas investigaciones y otras. Por otro lado, el procedimiento y metodología utilizados para medir la propiocepción en la rodilla es diferente (el movimiento hacia la extensión o hacia la flexión; movimiento, activo o pasivo; posición del sujeto, erguido,

tumbado o sentado; el instrumental empleado, goniómetros eléctricos o dinamómetros en diferente posición y el tipo de registro, absoluto o relativo).

En cuanto a las limitaciones que encontramos en este estudio, cabe destacar que el tamaño de la muestra fue bastante reducido, participando un total de 12 sujetos. Por otro lado, también es conveniente mencionar que la precisión del dinamómetro utilizado para las evaluaciones del estudio era de 1°, lo que también supone una limitación en el momento de obtener diferencias significativas con respecto al ángulo diana. Además, cabe destacar la aportación de los siguientes autores en cuanto a la dificultad para realizar análisis de la propiocepción y el sistema sensoriomotor:

“El control neuromuscular y el sistema sensoriomotor tienen interacciones y relaciones sumamente complejas, que hacen difícil medir y analizar las características específicas y funciones de este sistema” (Lephart, 2003).

“Es preciso señalar que la medición directa de la propiocepción es muy difícil, si no imposible de realizar clínicamente, ya que la propiocepción es un fenómeno aferente que ocurre tanto consciente como inconscientemente en el cuerpo” (Benjaminse, 2008).

Por último, corroborando la aportación de Pierre-Jean (1997), no se puede determinar a partir de los presentes hallazgos obtenidos en esta investigación si el descenso en la función propioceptiva sugerido está en el nivel de significación clínica (por ejemplo, alterando significativamente la estabilidad y el movimiento de la articulación).

8. CONCLUSIONES.

En respuesta a los problemas que motivaron la presente investigación, se puede concluir la inducción de fatiga no parece tener una afectación sobre la capacidad propioceptiva (en términos de reposición articular) de estos jugadores de fútbol sobre la articulación de la rodilla. En este sentido, la inducción de fatiga local y general no mostró ninguna diferencia al respecto. En cualquier caso, nuevos estudios deben ser realizados para clarificar el papel que la fatiga puede ejercer sobre la capacidad propioceptiva en ésta u otras articulaciones.

9. NUEVAS PERSPECTIVAS DE INVESTIGACIÓN.

En este apartado, procedemos a referenciar los posibles ámbitos de investigación que consideramos que pueden completar nuestro estudio y, también, de los que partiendo de los resultados actuales, pueden profundizar determinados aspectos. En síntesis, creemos que las principales líneas de investigación que pueden desarrollarse a partir del estudio realizado pueden dirigirse a:

- Principalmente, aumentar el tamaño de la muestra seleccionada, pues 12 sujetos consideramos que es una muestra bastante reducida. Analizando un grupo de mayor tamaño se pueden llegar a obtener resultados y conclusiones de mayor validez y fiabilidad.
- Introducir un protocolo de fatiga general aún más próximo al contexto futbolístico. Una opción podría ser evaluar la función propioceptiva de la muestra de futbolistas seleccionados justo después de finalizar un partido, aunque resulta un tanto complicado en relación al uso del material de evaluación.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Adalid, J. (2014). Propuesta de incorporación de tareas preventivas basadas en métodos propioceptivos en fútbol. *Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 163-167.
- Arce, E. (2015). MECANISMOS FISIOLÓGICOS DE LA FATIGA MUSCULAR . *REVISTA MEDICA DE COSTA RICA Y CENTROAMERICA*, 461 - 464.
- Avalos, C., y Berrio, J. (2007). *EVIDENCIA DEL TRABAJO PROPIOCEPTIVO UTILIZADO EN LA PREVENCIÓN DE LESIONES DEPORTIVAS*. Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- Barbany, J. (2002). *FISIOLOGÍA DEL EJERCICIO FÍSICO Y DEL ENTRENAMIENTO*. Barcelona (España): Paidotribo.
- Benjaminse, A., Myers, J., y Lephart, S. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy*, 16(4): 400-407. doi: [10.1007/s00167-007-0432-7](https://doi.org/10.1007/s00167-007-0432-7)
- Boerboom, A., Huizinga, M., Kaan, W., Stewart, R., Hof, A., Bulstra, S. y Diercks, R. (2008). Validation of a method to measure the proprioception of the knee. *Science Direct*, 610-614. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.007.
- Callaghan, M., y otros. (2002). The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Journal of Athletic Training*, 37(1): 19-24. Recuperado de: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164303>
- Carrasco, L., Nadal, C., y Rodríguez, N. (2005). Efectos de la fatiga muscular local sobre la propiocepción en la articulación de la rodilla. *Revista española e iberoamericana de medicina de la educación física y el deporte*, 14(3), 144-19.
- Carter, N., Jenkinson, T., Wilson, D., Jones, D. y Torode, A. (1997). Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Br J Sports Med*, 31, 209-212.
- Dick, R., Putukian, M., Agel, J., Evans, T., y Marshall, S. (2007). Descriptive Epidemiology of Collegiate Women's Soccer Injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 Through 2002–2003. *Journal of Athletic*

Training, 42(2), 278–285. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17710177>

Dover, G., y Powers, M. (2003). Reliability of Joint Position Sense and Force-Reproduction Measures During Internal and External Rotation of the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 38(4): 304-310. Recuperado de: <http://www.pubmedcentral.nih.gov>

Ergen, E. y Ulkar, B. (2008). Proprioception and Ankle Injuries in Soccer. *Clinic in Sports Medicine*, 195-217. doi: [10.1016/j.csm.2007.10.002](https://doi.org/10.1016/j.csm.2007.10.002).

Fort, A. y Romero, D. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apuntes de Medicina del Deporte*, 48, 109-120. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2013.05.003>

Fort, A. y Romero, D. (2013). Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. *Apuntes de Medicina del Deporte*, 48 (178), 69-76. Recuperado de <http://www.elsevier.es>.

Fort, A. y Romero, D. (2013). Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. [Figura 2]. Recuperado de <http://www.apunts.org/es-rol-del-sistema-sensoriomotor-estabilidad-articulo-X0213371713095325>

Giza, E., Mithöfer, K., Farrell, L., Zarins, B., Gill, T., y Drawer, S. (2005). Injuries in women's professional soccer. *British Journal of Sports Medicine*, 39(4), 212-216. doi: [10.1136/bjism.2004.011973](https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011973).

Gleeson, N., Reilly, T., Mercer, T., Rakowski, S., y Rees, D. (1998). Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 596-608. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9565943>

Gómez, T. (2014). *Prevención y readaptación de las principales lesiones en el fútbol*. Universidad de Sevilla, Sevilla, España.

Griffin, LYE (2003). Neuromuscular Training and Injury Prevention. *Clin Orthop Relat Res.*, 409, 53-60. doi [10.1097/01.blb.0000057788.10364.aa](https://doi.org/10.1097/01.blb.0000057788.10364.aa).

Hiemstra, A., Lo, I., y Fowler, P. (2001). Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31 (10): 598-605. doi: [10.2519/jospt.2001.31.10.598](https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.598).

- Konradsen, L. (2002). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: Kinesthesia and Joint Position Sense. *Journal of Athletic Training*, 37(4): 381-385. Recuperado de: <http://nata.org/jat/readers/archives>
- Llana, S., Pérez, P., y Lledó, E. (2010). LA EPIDEMIOLOGÍA EN EL FÚTBOL: UNA REVISIÓN SISTEMÁTICA. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10 (37), 22-40. Recuperado de <Http://cdeporte.rediris.es/revista/revista37/artfutbol130.htm>
- Mechelen, W., Hlobil, H., y Kemper, H. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine*, 14(2), 82-89.
- Miura K., Ishibashi Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. (2004). The Effect of Local and General Fatigue on Knee Proprioception. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 20, 414-418. doi: 10.1016/j.arthro.2004.01.007.
- Mohammadi, M., Amiri A., Jamshidi, A., y Vasaghi-Gharamaleki, B. (2015). Quadriceps Muscle Fatigue and Knee Joint Position Sense in Healthy Men. *Physical Therapy*, 109-114. Recuperado de <http://dx.crossref.org/10.15412/J.PTJ.07050207>
- Noya, J., y Sillero, M. (2012). EPIDEMIOLOGÍA DE LAS LESIONES EN EL FÚTBOL PROFESIONAL ESPAÑOL. *Archivos de Medicina del Deporte*, 750-766.
- Olsen, L., Scanian, A., Mackay, M., Babul, S., Reid, D., Clark, M., y otros. (2004). Strategies for prevention of soccer related injuries: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 89-94. Recuperado de <https://dx.doi.org/10.1136/bjism.2002.003079>
- Peterson, L., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., y Dvorak, J. J. (2000). Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *American Journal of Sports Medicine*, 28(5), S51-S57. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11032108>
- Ribeiro, G., Gomes L., Castardeli, E., Bertocello, D., Danza, E., Marocolo, M., y Lera, F. (2010). Proprioceptive and strength endurance training prevent soccer injuries. *J Health Sci Inst.*, 28 (2):187-9. Recuperado de <https://www.researchgate.net/publication/271908126>
- Riemann, B., y Lephart, S. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.

- Riemann, B., y Lephart, S. (2002). *The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability*. [Figura 1]. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/>
- Riemann, B., y Lephart, S. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>
- Roberts, D. (2003). *Sensory aspects of knee injuries*. Lund University; Sweden.
- Romero, D. y Tous, J. (2010). *Prevención de lesiones en el deporte. Claves para un rendimiento óptimo*. Madrid, España: Médica Panamericana.
- Saavedra, P., Coronado, R., Chávez, D., y Díez, P. (2003). Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 15(1), 17-23. Recuperado de <http://www.medigraphic.com/pdfs/fisica/mf-2003/mf031d.pdf>
- Skinner, H., Wyatt, M., Hodgdon, J., Conard, D., y Barrack, L. (1986). Effect of Fatigue on Joint Position Sense of the Knee. *Journal of Orthopaedic Research*, 4, 112-118. doi: [10.1002/jor.1100040115](https://doi.org/10.1002/jor.1100040115).
- Solla, J., y Martínez, M. (2010). *Medidas de prevención desde la actividad física. Máster de prevención y readaptación de lesiones en fútbol*. Madrid: Real Federación Española de Fútbol-Universidad de Castilla-la Mancha.
- Steffen, K., Einar, T., y Bahr, R. (2007). Risk injury on artificial turf and natural grass in young female football players. *British Journal of Sports Medicine*, 41(Supl I), i33-i37. doi: [10.1136/bjsm.2007.036665](https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.036665).
- Tarantino, F. (2004). Propriocepción: Introducción teórica. *E-fisioterapia.net*, 16(4): 1-5. Recuperado de: <http://www.efisioterapia.net/tienda>
- Tironi, J. (2009). *Evaluación funcional propioceptiva de miembros inferiores en futbolistas*. UNIVERSIDAD ABIERTA INTERAMERICANA, Rosario, República Argentina.
- Torres, R., Vasques, J., Duarte, J., y Cabri, J. (2010). Knee Proprioception after Exercise-Induced Muscle Damage. *International Journal of Sports Medicine*. Recuperado de: <http://dx.doi.org/10.1055/s-0030-1248285>

- Tropp, H., Askling, C., y Gillquist, J. (1985). Prevention of ankle sprains. *American Journal of Sports Medicine*, 13 (4), 259-262. doi: [10.1177/036354658501300408](https://doi.org/10.1177/036354658501300408).
- White, K., Lee, S., Cutuk, A., Hargens, A., y Pedowitz, R. (2003). EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(3), 371-376. doi: [10.1249/01.MSS.0000053703.65057.31](https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000053703.65057.31).
- Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., y Hodson, A. (2003). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 37(3), 233-238. Recuperado de <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.37.3.233>.

ANEXO



Figura 3. Visión frontal de la posición en el dinamómetro.



Figura 4. Visión lateral de la posición en el dinamómetro.



Figura 5. Evaluación de la propiocepción tras fatiga local.



Figura 6. Protocolo de esfuerzo para inducir fatiga general.