



RIDUNAJ
Repositorio Institucional
Digital UNAJ



Universidad Nacional
ARTURO JAURETCHE

Tesinas de Grado

Rocío Gabriela Catacora

Factores de riesgo biomecánicos que predisponen al desarrollo del Síndrome de Dolor Femoropatelar en corredores adultos recreativos

2022

Instituto: Instituto de Ciencias de la Salud

Carrera: Licenciatura en Kinesiología y

Fisiatría



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons.
Atribución – No comercial – Compartir igual 4.0
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Documento descargado de RID - UNAJ Repositorio Institucional Digital de la Universidad Nacional Arturo Jauretche

Cita recomendada:

Catacora, R. G. (2022). *Factores de riesgo biomecánicos que predisponen al desarrollo del Síndrome de Dolor Femoropatelar en corredores adultos recreativos* [Tesis de grado, Universidad Nacional Arturo Jauretche].

<https://rid.unaj.edu.ar/handle/123456789/2104>



TESINA

**presentada para acceder al título de grado de la carrera de
LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA**

Título:

**“Factores de riesgo biomecánicos que predisponen al desarrollo del
Síndrome de Dolor Femoropatelar en corredores adultos recreativos”**

Autor/a:

Catacora, Rocío Gabriela. Legajo 31111

Director/a:

Fernando D'Abundo

Fecha de Presentación:

4/11/2022

Firma de Autor/a

Agradecimientos

Estaré eternamente agradecida a las personas que hicieron de esta etapa una experiencia grata y hermosa, a cada uno/a de lxs que me acompañaron y la hicieron posible.

En especial, a mi mamá, a mi papá y a mis hermanxs por su apoyo incondicional; a mi compañero de vida y su familia por apoyarme y alentarme siempre, a las hermanas que me eligió la vida y son mis pilares desde muy chiquitas, Giselle y Florencia, a Celina quien me acompaña a la distancia, a Lautaro, a las personas que tuve la suerte de conocer en la universidad, sobre todo con quienes compartí muchas horas de estudio, crisis, mates y charlas y a quienes se volvieron mis mejores amigxs: Luciana, Hernán y Julián. ¡Gracias por confiar en mí y por alentarme paso a paso!

Gracias a la universidad pública, principalmente a la UNAJ por permitirme formarme como profesional y a cada uno de lxs profesores por su enorme trabajo, especialmente a mi tutor por guiarme durante este tramo final.

Gracias a lxs kinesiólogxs que me inspiraron a elegir la profesión más linda del mundo.

Abreviaturas

SDFP/PFPS: Síndrome de dolor femoropatelar

AFP: Articulación femoropatelar

FP: Femoropatelar

LRR: Lesiones relacionadas el running

FR: Factores de riesgo

SDAR/AKP: (Síndrome de) Dolor anterior de rodilla

FDR: Fuerza de reacción

mph: millas por hora

km: kilómetros

km/h: kilómetros/hora

MMII: Miembros inferiores

CI: Contacto inicial

CDG: Centro de gravedad

ASA: Articulación subastragalina

TAT: Tuberosidad anterior de la tibia

LLI: Ligamento lateral interno

LLE: Ligamento lateral externo

LCAE: Ligamento cruzado antero-externo

LCPI: Ligamento cruzado postero-interno

mm: milímetros

ST: Surco troclear

cm: centímetros

VMO: Vasto medial oblicuo

LPFM: Ligamento femoropatelar

TA: Tendón de Aquiles

GPC: Guía de práctica clínica

LR+: Positive likelihood ratio

LR-: Negative likelihood ratio

RX: Radiografía

RMN: Resonancia magnética nuclear

RLCA: Reconstrucción del ligamento cruzado anterior

m/s: metros/segundo

Newton: N

DE: Desviación estándar

EAFP: Estrés de la articulación femoropatelar

CIVM: Contracción isométrica voluntaria máxima

EMG: Electromiografía

MPa: Megapascales

N/kg: Newton/kilogramo

mm²: metros cuadrados

m: metro

W/kg: Watts/kilogramo

J/kg: Joules/kilogramo

VM: Vasto medial

VL: Vasto lateral

VL/VM: Relación vasto lateral/vasto medial

FFOOT: Forefoot running (correr con CI de antepié)

STEP10%: Paso10% (aumento del 10% de la tasa de paso)

FTL: Forward trunk lean (correr con inclinación de tronco hacia delante)

VAS: Escala visual analógica

Índice de contenido

I. Introducción.....	6
II. Formulación del problema de investigación a abordar y objetivos	8
III. Marco conceptual de referencia y antecedentes	9
III.a. Biomecánica de la carrera	9
i. ¿Qué es correr?.....	9
ii. Fases y subfases del ciclo de la carrera.....	10
iii. Períodos de generación y absorción de energía	13
III.b. Articulación femoropatelar	14
III.c. Epidemiología de las lesiones en corredores/as e incidencia del SDFP	24
III.d. Etiología de las lesiones en corredores/as y prevención	26
III.e. Síndrome de Dolor Femoropatelar (SDFP).....	28
i. Definición	28
ii. Diagnóstico	29
iii. Examen físico	30
iv. Estudios por imágenes.....	33
v. Diagnóstico diferencial.....	35
vi. Patomecánica del SDFP	36
vii. Factores de riesgo para el SDFP	38
IV. Estrategia metodológica.....	41
V. Contexto de Análisis.....	43
VI. Resultados	70
VII. Discusión	75
VIII. Conclusiones.....	78

Índice de figuras

Figura 1. Ciclo de marcha con sus fases y componentes individuales.....	13
Figura 2. Clasificación de Wiberg de la anatomía de la rótula.	15
Figura 3. Áreas de contacto femoropatelar en varios ángulos de flexión de rodilla.....	21
Figura 4. Esquema simplificado de las fuerzas que actúan sobre la articulación femoropatelar y su cálculo gráfico	22
Figura 5. Fuerza de reacción femoropatelar determinada para 5° y 90ª de flexión de rodilla	22
Figura 6. Línea de acción del peso corporal y fuerza de extensión del cuádriceps	23
Figura 7. Porcentajes de lesiones en hombres y mujeres según región corporal.	25
Figura 8. Las 10 principales lesiones en corredores.	26
Figura 9. Un modelo dinámico y recursivo sobre la etiología de las lesiones deportivas.	28
Figura 10. Medidas radiográficas asociadas al SDFP.	34
Figura 11. Medidas radiográficas asociadas al SDFP.	35
Figura 12. Resumen esquemático de las vías potenciales para el estrés elevado de la articulación femorrotuliana (AFP).	37
Figura 13. Conjunto de curvas para el grupo SDFP y el grupo control para de las variables analizadas en el estudio de Noehren et al., 2013.	45
Figura 14. Imágenes de muestra de las presiones de contacto de la faceta de la rótula en el momento de la carga máxima femorrotuliana (FP) al 90 %, 100 % y 110 % de la velocidad de paso preferida.	54

Índice de tablas

Tabla 1. Maniobras para evaluar el SDFP.	32
Tabla 2. Términos para la búsqueda en las bases de datos.	42
Tabla 3. Combinaciones de los términos.	42
Tabla 4. Síntesis de los artículos incluidos en esta revisión.	63
Tabla 5. Variables de interés de cada estudio.	72

I. Introducción

Correr como actividad física (running) ha tenido un gran auge en los últimos tiempos. Se estima que más de 38 millones de personas corren en Estados Unidos y son cada vez más los corredores que participan en carreras y maratones. Si bien pueden ser muchos los beneficios de esta actividad, la incidencia de lesiones en este deporte es muy alta (1), lo cual se refleja en una tasa de incidencia anual de hasta un 79%. (2) Las lesiones agudas al correr son raras; se tratan de lesiones musculares, esguinces o lesiones cutáneas como ampollas o abrasiones. El 80% de las lesiones relacionadas al running (LRR) corresponden a injurias que se dan gradualmente con el tiempo conocidas como “lesiones por sobreuso”. (3-5) “Dado que un corredor medio da de 500 a 1200 pasos por kilómetro, la posibilidad de lesión es considerable”. (1) Bertelsen et al. sostienen la hipótesis de que la injuria es el resultado de un corredor poseedor de múltiples factores de riesgo (FR) y su posterior participación en el running bajo ciertas circunstancias hasta el punto en que la capacidad de carga de la estructura es excedida. En otras palabras, las LRR ocurren cuando existe un desequilibrio entre la carga repetitiva que acumula un tejido y su capacidad de adaptación. (3) Gran cantidad de investigaciones de los últimos años se han empeñado en estudiar la diversa etiopatogenia de las mismas y los factores biomecánicos individuales que podrían desencadenar en ciertas lesiones al cometer errores con las cargas. (3, 6-9). Sin embargo, muchos de estos estudios han asociado factores de riesgo con ciertas lesiones en corredores utilizando diseños retrospectivos, en los cuales la evaluación de esas características particulares del corredor, siendo una vez ocurrida la lesión, no logra diferenciar si se trata de una causa o de una compensación producida por la misma. (6) Investigaciones más actuales optan por estudios prospectivos (5, 7-13), en los que se realiza evaluación y seguimiento a corredores sin lesión por determinado tiempo para luego analizar, en aquellos que desarrollan lesión, las características del deportista, los posibles factores de riesgo y la lesión originada.

Según estudios epidemiológicos recientes en esta población deportista, la rodilla parece ser la más comúnmente afectada por las LRR (2, 11, 14-16), y más aún en mujeres corredoras. (15) Los siguientes sitios más afectados son el tobillo y la pantorrilla. El síndrome de dolor femoropatelar (SDFP o PFPS en inglés), también llamado síndrome de dolor anterior de rodilla (SDAR o AKP) es la injuria más prevalente entre los corredores y, en un 90% de ellos, el dolor se vuelve crónico.

De este modo, pueden presentar un riesgo más importante de desarrollar osteoartritis patelofemoral con el tiempo.(17) En una revisión sistémica con meta-análisis publicada por Neal et al. en 2019 (9) sobre las variables predictivas para el SDFP en la que se incluyeron 18 estudios con un total de 4818 participantes, se encontró una incidencia heterogénea de SDFP del 10%, demostrando que afecta hasta 1 de cada 10 personas en múltiples poblaciones analizadas.

Investigaciones sobre la patomecánica de esta condición dolorosa han encontrado distintas vías posibles de estrés elevado en la articulación femorrotuliana, a saber: aquellas que disminuyen el área de contacto en esta articulación y aquellas que aumentan las fuerzas de reacción (FDR) en la misma. Es así que las distintas características antropométricas, palancas óseas, técnica de carrera y la biomecánica particular de cada persona pueden predisponerla a estas sobrecargas articulares, ya que pueden modificar las magnitudes tanto de las fuerzas externas (resistencia del aire, la gravedad y las fuerzas de reacción del suelo) como internas (músculos y tendones que actúan sobre estructuras específicas del sistema) a las que está sometido el sistema musculoesquelético. Por ejemplo, la magnitud de la fuerza vertical pueden cambiar de 1,2 a 3,5 veces del peso corporal dependiendo de la velocidad y la geometría del aterrizaje.(8-10, 18)

Poder reconocer todas estas características predisponentes en un deportista y modificarlas a tiempo de manera oportuna, adecuada y específica, puede ser de gran utilidad en la práctica clínica considerando la trascendencia de esta actividad recreativa en la población adulta en nuestros días. Debido a lo mencionado y explicado anteriormente, sería relevante y pertinente para la intervención kinésica en deportistas investigar: ¿cuáles son los factores de riesgo biomecánicos que predisponen al desarrollo del síndrome de dolor femoropatelar en corredores adultos recreativos?

II. Formulación del problema de investigación a abordar y objetivos

Objetivos

II.a. Objetivo general

Indagar cuáles son los factores de riesgo biomecánicos asociados al desarrollo del síndrome de dolor femoropatelar (SDFP) en corredores adultos recreativos.

II.b. Objetivos específicos

- Describir la patomecánica del Síndrome de Dolor Femoropatelar
- Identificar los factores de riesgo biomecánicos asociados al desarrollo del síndrome de dolor femoropatelar en corredores/as adultos/as recreativos/as
- Proponer estrategias preventivas para el SDFP en atletas amateur según lo encontrado en los artículos científicos

Justificación

El objetivo planteado podría permitir la aplicación de medidas, protocolos, análisis o evaluaciones orientadas a la kinefilaxia en corredores adultos recreativos al reconocer, antes de la aparición de sintomatología, los factores biomecánicos de riesgo que podrían alterar la carga sobre la articulación femoropatelar, pudiendo desencadenar en el Síndrome de dolor femoropatelar, si se combinan con otros factores. La detección precoz de los mismos y su modificación podrían disminuir la incidencia del SDFP en esta población. Se propone así que el/la kinesiólogo/a tenga una mayor participación desde la Atención primaria de la salud ya que, según la Organización mundial de la salud, esta está orientada a garantizar el mayor nivel posible de salud y bienestar de la población a través de un proceso continuo que incluye la promoción de la salud y la prevención de enfermedades lo más próximo posible al entorno cotidiano de las personas.

III. Marco conceptual de referencia y antecedentes

III.a. Biomecánica de la carrera

i. ¿Qué es correr?

Correr es una forma de andar/deambular, es decir de actividad locomotora, que involucra todo el cuerpo resultando en un proceso complejo, cíclico y coordinado. Como actividad física, la disciplina del “running” constituye un entrenamiento que requiere técnica y habilidad para la mejora y el desarrollo activo de los deportistas, pudiendo practicarse en variedad de distancias y velocidades que van desde trotar hasta esprintar. Según la velocidad, se puede clasificar en: *trote/carrera submáxima*, que puede definirse como una velocidad de 5 mph (millas por hora) a 10 mph, es decir de 8 a 16 kilómetros (km) por hora (km/h), y *carrera de velocidad* cuando se supera esta última cifra.(19, 20)

Para analizar la biomecánica de la carrera se divide el ciclo en distintas fases y subfases teniendo en cuenta los acontecimientos cinemáticos y cinéticos de, principalmente, los miembros inferiores (MMII), al igual que cuando se analiza el ciclo de la marcha al caminar. El ‘ciclo de marcha’ es entonces la unidad básica de medida para su análisis y se acuerda que comienza cuando un pie entra en contacto con el suelo y termina cuando el mismo pie vuelve a tocar el suelo, aunque dado la naturaleza continua de la actividad no se asume ningún punto determinado como el comienzo. A esos momentos del ciclo se los denomina Contacto Inicial (CI).(21)

Además de la velocidad, correr tiene muchas diferencias respecto a caminar: Aumentan las fuerzas de reacción del suelo, cambia la proporción de tiempo en cada fase (disminuye la fase de apoyo y aumenta la de balanceo ya que el despegue se produce antes del 50% del ciclo y, a medida que el atleta aumenta la velocidad, menor tiempo pasa en el suelo), se superpone la fase de balanceo dando lugar a dos fases de vuelo (momentos en los cuales ninguno de los pies toca la superficie, al principio y al final de la fase de balanceo), disminuye la duración total del ciclo, hay mayor rango de movimiento de todas las articulaciones (para minimizar el desplazamiento vertical) y mayor velocidad para realizarlos, hay mayor contracción muscular excéntrica (y mayor gasto de energía),

disminuye la base de apoyo y se necesita un equilibrio entre la parte superior (cabeza, brazos y tronco superior) y la parte inferior del cuerpo (tronco inferior y piernas), que se mueven con movimientos angulares contrarios en el eje longitudinal. Este balanceo producido por piernas y brazos genera el impulso hacia adelante que se necesita para correr, a diferencia de caminar (la fuerza al andar nace de la pierna de apoyo).(19-21)

ii. Fases y subfases del ciclo de la carrera

Fase de apoyo

Al correr hay una sucesión de impactos de los miembros inferiores, uno a la vez, alternadamente, y para amortiguarlos hay una gran implicancia de la articulación de la rodilla.(22)

Para comprender la forma en que los diferentes grupos de músculos, huesos y articulaciones actúan en cada parte del ciclo, Dugan y Bhat(19) proponen separar la fase de apoyo en tres componentes principales que contemplan que la primera mitad de la fase de apoyo se ocupa de la absorción de fuerza (pronación del pie), mientras que la segunda mitad es responsable de la propulsión (supinación). A continuación, se describe lo que ocurre en cada uno de estos períodos en un corredor promedio.

- » **Del contacto inicial al pie aplanado:** Para el momento del CI, el talón lateral toca el suelo con el pie ligeramente supinado y la pierna progresa hacia la línea media y se acelera hacia delante con el pie fijo, debido a la contracción concéntrica del tibial anterior que mantiene una dorsiflexión del tobillo. Esto lleva a una menor supinación y así a la pronación del pie. El tríceps sural es el encargado de controlar, mediante su contracción excéntrica, la progresión de la tibia hacia delante y estabilizar el tobillo.(19) **Al momento del CI, la cadera está ligeramente flexionada, así como la rodilla (20°), que es crucial para la amortiguación del impacto y para frenar el descenso del CDG.** Además, en el plano coronal se observa que en esta subfase la rodilla presenta un **ligero movimiento en valgo y en el plano transversal rotación interna, que deben ser controlados durante el apoyo** para tender hacia el varo y la rotación externa a partir del despegue. La cadera, que al CI está aducida, alcanza la máxima aducción al momento

del apoyo medio (pie aplanado). **La rodilla, en ese momento que constituye el mayor descenso del CDG, alcanza su máxima flexión entre los 35° y 45°.**(23)

Los isquiotibiales, como extensores de la cadera, están activos durante la fase de apoyo a medida que el cuerpo avanza sobre la extremidad fija. La estabilidad de la extremidad inferior en el contacto inicial la proporcionan los aductores de la cadera y se mantienen activos durante todo el ciclo de carrera.(19)

- » **Del pie aplanado al talón despegado:** En esta subfase, el tobillo llega la máxima dorsiflexión, de 20°, (cuando el centro de gravedad del cuerpo ha pasado por delante de la base de apoyo) al avanzar la tibia hacia delante y el pie alcanza la máxima pronación; estos movimientos están controlados por la contracción excéntrica del tríceps sural y del tibial posterior. Con esta pronación máxima finaliza el componente de Absorción de la fase de apoyo y comienza la Propulsión (generación de energía). **A medida que la fuerza de reacción del suelo viaja anteriormente a través de la articulación de la rodilla, la contracción conjunta del cuádriceps y el tendón de la corva estabilizan la misma.**(19)

En tanto la extremidad opuesta se balancea hacia adelante, se produce una rotación pélvica que da como resultado una rotación externa en la extremidad de apoyo, y la rotación externa de la tibia provoca inversión en el calcáneo con supinación subsiguiente del pie. La energía acumulada por los músculos mencionados que intervienen en el tobillo se libera para generar la potencia necesaria para el avance al supinar el pie y comenzar a flexionar el tobillo (despegue del talón).(19)

- » **Del despegue del talón al despegue del pie:** En esta parte, comienza la flexión plantar por contracción concéntrica del tríceps sural mientras progresan la extremidad y cuerpo opuestos. Esto inicia la aceleración de la extremidad de apoyo y aumenta la longitud de zancada contralateral. El pie sigue supinándose y, dado que en esta subfase predomina la Propulsión, se necesita que se vuelva rígido para proporcionar estabilidad y empujar el suelo con fuerza y eficiencia, lo cual se logra por distintos mecanismos.(19)

Durante esta parte de la fase de apoyo, la fuerza máxima de reacción del suelo se produce cuando el pie se levanta del suelo y empuja el cuerpo hacia delante. Su magnitud puede alcanzar 2,8 veces el peso corporal al correr en comparación con 1,3 veces el peso corporal al caminar.(19) A medida que el pie se prepara para dejar el suelo, se necesita la **extensión de la rodilla y la cadera, una vez alcanzada la máxima flexión de rodilla en el apoyo (y entonces**

el mayor descenso del centro de gravedad) para aumentar el empuje del cuerpo a medida que avanza hacia la fase inicial de vuelo.(19, 23) Los isquiotibiales pasan de ser un flexor estabilizador de la rodilla a un extensor activo de la cadera. El recto femoral comienza a contraerse concéntricamente justo antes del despegue del dedo del pie para maximizar la extensión de la rodilla.(19)

Fase de balanceo:

Esta fase ocurre cuando la extremidad inferior se balancea en el aire desde el despegue hasta la pisada y puede subdividirse en: Balanceo inicial y balanceo final. El **balanceo inicial** comienza con la *primera fase de vuelo*, posterior al despegue. Para ese momento, la rodilla se flexiona ya que la fuerza de reacción del suelo pasa por detrás del eje articular; este movimiento es resistido por la contracción excéntrica del recto femoral hasta alcanzar su pico máximo de flexión. La flexión de rodilla mientras avanza la pierna despegando el pie del suelo dando el espacio necesario y hace que no sea tan importante la dorsiflexión del pie (como lo es al caminar). Para llevar la pierna hacia delante el recto femoral se contrae concéntricamente con las iliopsoas. El **balanceo final** empieza con la *segunda fase de vuelo*, que ocurre ante el despegue de la extremidad opuesta. En este período, la extremidad oscilante se prepara para hacer contacto con el suelo (CI). La extensión de la rodilla ocurre rápidamente como resultado del impulso hacia adelante, después del apoyo medio de la extremidad y la contracción excéntrica de los isquiotibiales ralentiza la extensión de la rodilla al final del swing terminal. Luego de la flexión máxima de la cadera, justo antes del CI, los isquiotibiales y el glúteo mayor de forma concéntrica se contraen para descender el pie hacia el suelo.(19)

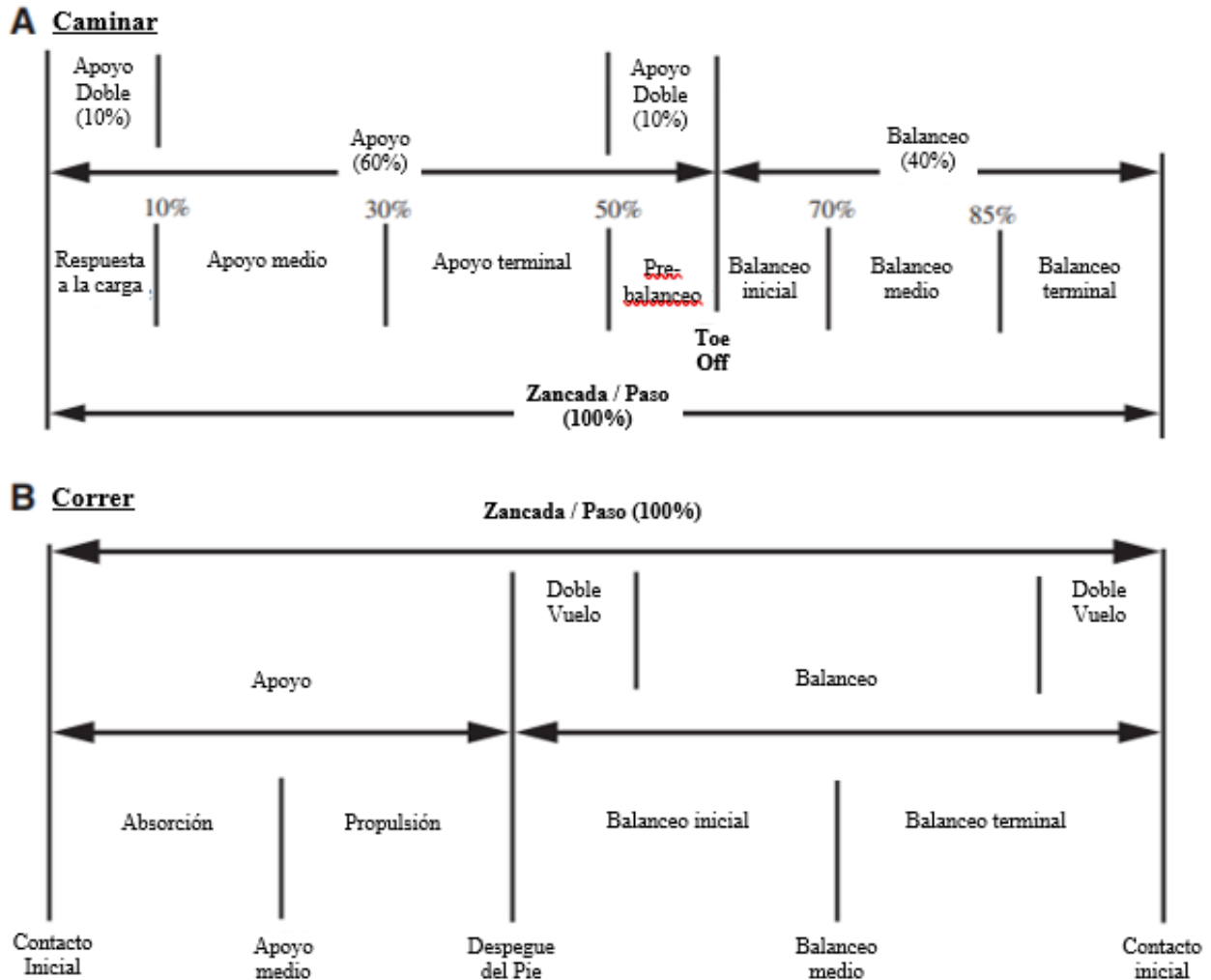


Figura 1. Ciclo de marcha con sus fases y componentes individuales. (Dugan y Baht, 2005)

iii. Períodos de generación y absorción de energía

Correr suele definirse como una sucesión de saltos. O también, como menciona Novacheck, se ha comparado a saltar en un pogo stick, impulsándose desde un punto bajo durante la porción media del apoyo (inversión de la fase de apoyo) hasta el pico más alto durante el doble vuelo. A diferencia de caminar, al correr la energía cinética y potencial están en fase y el cuerpo debe alterar los métodos que utiliza para mantener la eficiencia energética, ya que el intercambio efectivo entre estos dos tipos de energía no es posible. Según el autor, esto se logra principalmente de dos maneras: El almacenamiento y posterior retorno de la energía potencial elástica por el estiramiento de las estructuras elásticas, mecanismo implicado en el aprovechamiento de los ciclos estiramiento-

acortamiento de los músculos (21, 24); y la transferencia de energía de un segmento del cuerpo a otro por músculos biarticulares que muchas veces se activan ejerciendo acciones antagónicas en las articulaciones que atraviesan permitiendo actuar al músculo como una “correa de energía”.(21)

“Durante la carrera, la energía potencial y cinética alcanza su punto máximo en la mitad del movimiento. A medida que el centro de masa cae hacia el suelo, se pierde energía potencial. A medida que el pie toca el suelo, se pierde energía cinética. Gran parte de la energía potencial y cinética perdida se convierte en energía potencial elástica y se almacena en los músculos, tendones y ligamentos”.(21) Se llaman “períodos de Absorción” a aquellos en los que predomina este almacenamiento de energía y ocurren desde la mitad del balanceo hasta la mitad del apoyo (máxima pronación); los “períodos de Generación” son aquellos en los que se libera la energía almacenada para preparar el despegue de la extremidad teniendo como propósito mecánico la propulsión (centro de masa se acelera hacia arriba) y se dan desde la supinación del pie en el apoyo hasta la mitad del balanceo, cuando el psoas y el recto femoral desaceleran el miembro inferior al balancearse hacia posterior.(19, 21)

“La aceptación del peso es una función clave de la extremidad inferior durante esta fase y, para lograrlo, los corredores deben ser capaces de traducir las fuerzas de impacto en energía de rotación a lo largo de toda la cadena cinética.”(22)

Existen distintos factores implicados en la **amortiguación del impacto** según Dugan et al.(19) y son importantes considerar al analizar patologías dadas por sobrecarga como el SDFP en corredores. Sustancialmente son: el movimiento articular, la contracción muscular excéntrica y la compresión del cartílago articular. Y específicamente, dentro de los sucesos biomecánicos del período de apoyo, se encuentran la flexión a nivel del tobillo, cadera y rodilla, la pronación subastragalina y la contracción excéntrica del recto femoral.

III.b. Articulación femoropatelar

Como se vio en el apartado anterior, la rodilla está muy implicada en la amortiguación del impacto; de hecho, permite regular la distancia del cuerpo respecto al suelo al actual, esencialmente, en compresión bajo la acción de la gravedad.(25) Esa regulación está dada, principalmente, por el

mecanismo extensor de la rodilla. La rótula, siendo el hueso sesamoideo más grande del cuerpo y teniendo el cartílago más grueso del cuerpo (hasta 7 mm), tiene muchas funciones: Une del mecanismo extensor de rodilla y mejora su mecánica, guía las fuerzas del componente del cuádriceps femoral al ligamento rotuliano, protege de la anatomía profunda de la rodilla, protege el tendón del cuádriceps de las fuerzas de fricción, aumenta las fuerzas compresivas a las que se pueden someter los mecanismos extensores y da estabilidad a toda la articulación de la rodilla. Cabe destacar que la superficie rotuliana que articula con la tróclea femoral sólo está presente en los dos tercios superiores de la rótula, ya que el polo distal sirve como inserción del tendón rotuliano y es extraarticular. Además, según Wiberg, existen distintos tipos de rótula según la ubicación de la cresta media (figura 2). Respecto a la tróclea femoral, es importante, para la alineación femoropatelar, el “ángulo del surco” (se puede medir por radiografía, figuras 10 y 11); este permite detectar una displasia troclear que puede conllevar a una luxación; un surco normal tiene un ángulo de 138° (profundidad de 5,2 mm).(26-28)

La clasificación de Wiberg define cuatro tipos anatómicos diferentes según la ubicación de la cresta media.(27, 28)



Figura 2. Ilustración de la clasificación de Wiberg de la anatomía de la rótula. (1941)

Estructuras de tejido blando femoropatelares

Mecanismo del cuádriceps: Está formado por la convergencia de los cuatro vientres musculares del cuádriceps (recto femoral, vasto medial, vasto lateral y vasto intermedio) en el tendón cuadrícipital a 5-8 centímetros (cm) encima de la rótula, mediante el cual se insertan en el polo proximal de la misma.(28)

Tendón rotuliano: Nace en el polo inferior de la rótula y tiene una longitud media de 4,6 cm (3,5 cm-5,5 cm) y un ancho entre 24 mm y 33 mm. Su inserción distal se encuentra en la TAT y está

ligeramente lateralizada en relación al eje longitudinal de la tibia. Separando la parte posterior del tendón de la membrana sinovial de la articulación, se encuentra la almohadilla de grasa infrapatelar, mientras que una bursa separa el tendón de la tibia más distalmente.(28) La excursión proximal de la rótula desde la tibia está limitada, desde abajo, por la tensión de este ligamento.(26)

Tejidos blandos mediales: Están conformados principalmente por el vasto medial oblicuo (VMO) y el retináculo medial, el cual cuenta con tres engrosamientos de la cápsula llamados: ligamento patelofemoral (LPFM), patelomeniscal y patelotibial. El VMO es uno de los músculos más importantes que contribuyen a la mecánica de la rótula, ya que es la **principal restricción dinámica del movimiento lateral de la rótula** (su debilidad aumenta la traslación lateral de la misma entre los **0 a 15° de flexión de rodilla** y su displasia o hipoplasia es una de las principales causas de inestabilidad dinámica de la rótula). El LPFM es la **principal restricción pasiva para la traslación femorrotuliana lateral**, principalmente en extensión (es responsable hasta un 60% de limitar este movimiento al estar la rodilla entre **0 a 30° de flexión**), y es vital para el mantenimiento de la estabilidad patelar. Se origina proximal y posterior al epicóndilo medial y distal al tubérculo aductor para insertarse en la superficie proximal y medial de la rótula. Su laxitud puede ser de origen congénita, debida a una subluxación lateral traumática o a eventos de dislocación de la rótula. Se cree que los ligamentos patelomeniscal y patelotibial medial son menos importantes en la restricción de la rótula. La parte distal del VMO se superpone al LPFM donde sus fibras se unen profundamente en el músculo.(28)

Tejidos laterales: La cara lateral de la rodilla está formada por varias capas fibrosas que forman el retináculo lateral superficial y profundo. Su capa superficial, hacia anterior, consiste en la expansión fibrosa del vasto lateral, que discurre longitudinalmente a lo largo del borde lateral y se inserta en el ligamento rotuliano. Las fibras de la banda iliotibial se interdigitan con las del vasto lateral y del ligamento rotuliano para formar el retináculo oblicuo superficial. La capa profunda, o retináculo transverso profundo, está constituido por 3 componentes principales: la banda epicondilopatelar (ligamento patelofemoral lateral), que proporciona soporte estático superolateral a la rótula; la porción media, que es la estructura de soporte principal de la rótula lateral, discurre directamente desde la banda iliotibial hasta la rótula; y la banda patelotibial, que proporciona estabilidad inferolateral a la rótula. Dado que la mayor parte del retináculo lateral surge de la **banda iliotibial, la tirantez de esta estructura (que tiene la mayor influencia a 20° de flexión de la**

rodilla) contribuirá al desplazamiento lateral y la inclinación de la rótula. El soporte retinacular es más fuerte en el lado lateral que en el lado medial.(26)

El **retináculo lateral** es un importante estabilizador secundario de la traslación lateral de la rótula y su tensión es una causa común de dolor patelofemoral. Esto puede resultar en una inclinación lateral de la rótula, fuerzas anormalmente altas entre la faceta lateral de la rótula y la tróclea lateral y cambios degenerativos con el tiempo.(28)

Factores anatómicos asociados con el dolor y la inestabilidad rotuliana

Existen ciertas anomalías anatómicas predisponentes/desencadenantes/agravantes para el desequilibrio femorrotuliano. Estos pueden contribuir a crear una rodilla de riesgo o un “ambiente favorable” para el desarrollo del SDFP.(29)

- Insuficiencia del VMO. Como se mencionó antes, es el principal estabilizador dinámico de la rótula: Se opone al desplazamiento lateral en los primeros grados de flexión, rango de movimiento que se utiliza al correr. Puede ocurrir por una inserción alta de este músculo (causa congénita) o puede atrofiarse por desuso (causa adquirida).
- Retináculo medial laxo. Puede darse por: rotura por luxación rotuliana, elongación secundaria a una aleta rotuliana externa tensa, a subluxación externa repetida o a una sinovitis crónica.
- Displasia de rótula.
- Displasia troclear (aplanamiento congénito del cóndilo femoral lateral).
- Rótula alta. Es más inestable y hay un incremento de las fuerzas de reacción de la AFP.
- Laxitud ligamentosa generalizada.

Biomecánica de la articulación femoropatelar

“El movimiento femorrotuliano requiere una interacción compleja de las estructuras óseas y de tejido blando descritas anteriormente. Las anomalías anatómicas de los huesos provocan una mala

alineación y pueden predisponer a un mal recorrido de la rótula. Las anomalías de las estructuras dinámicas y estáticas de los tejidos blandos tienen efectos significativos en la biomecánica patelofemoral.”(28) A continuación, se describen conceptos importantes relacionados con la biomecánica femoropatelar teniendo en cuenta que, durante la fase de apoyo en la carrera, la rodilla contacta el suelo en una posición semiflexionada (15 a 25°), en el apoyo medio (máxima absorción) llega a su flexión máxima (de 35° a 45°) con un ángulo de valgo neutro o pequeño y al iniciar la propulsión comienza a extenderse hasta 0° en el despegue.

Es importante recordar que, con respecto al fémur, normalmente, la rótula solo se desplaza de arriba hacia abajo (gracias a la polea que forman la tróclea y la fosa intercondílea) y en una traslación circunferencial que, a medida que se flexiona la rodilla, orienta su cara posterior hacia arriba. Puede moverse hasta el doble de su longitud (8 centímetros) gracias a los fondos de saco y el pliegue sinovial. Además, está bien acoplada en su ranura por la tensión del cuádriceps, sobre todo en flexión; al final de la extensión la coaptación es menor (fuerzas mínimas dirigidas hacia atrás sobre la rótula) y en hiperextensión tiende a despegarse de la tróclea (posición en la que se predispone a desplazarse hacia afuera por el ángulo obtuso entre el tendón cuadrícipital y el ligamento rotuliano). En este rango, la rótula descansa en una posición ligeramente lateralizada. Según Sherman, “diferentes componentes de la articulación femorrotuliana desempeñan papeles estabilizadores cruciales a lo largo del arco de movimiento normal” para el correcto seguimiento (“tracking”) de la rótula. Debido a la orientación única de la superficie articular de la rótula, se produce un desplazamiento patelar medial cuando la rodilla comienza a flexionarse, lo cual centra la rótula al acoplarse con el surco de la tróclea. De 0 a 30° de flexión de rodilla, las restricciones primarias a la traslación femorrotuliana lateral son los tejidos blandos mencionados anteriormente, en particular el LPFM. A los 20 o 30° de flexión de la rodilla, la rótula se encaja en la tróclea, proporcionando una mayor estabilidad. A medida que la flexión aumenta de 0 a 60°, el área de contacto de la rótula aumenta y el área de contacto de la tróclea avanza distalmente. También hay una fuerza creciente dirigida hacia atrás ejercida por los tendones patelar y cuádriceps, lo que aumenta la fuerza reactiva articular general. En grados superiores, el tendón cuadrícipital comienza a absorber parte de la fuerza de reacción.(28)

Con respecto a la tibia, la rótula realiza dos tipos de movimientos indispensables. En la flexoextensión de rodilla, se desplaza hacia posterior en el plano sagital “en un arco circunferencial

cuyo centro está en la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es la longitud del ligamento rotuliano”; a la vez, bascula sobre sí misma (35°) quedando su cara posterior orientada hacia atrás y abajo en la flexión máxima.(25)

Como ya se mencionó antes, el hueso sesamoideo de la rótula mejora la ventaja mecánica del musculo cuádriceps femoral. Esto se debe a que disminuye la fuerza necesaria para extender la rodilla al aumentar el brazo de palanca (distancia perpendicular desde la línea de acción de fuerza al eje de rotación), entendiéndose que el momento de una fuerza depende de la fuerza aplicada (en este caso, la fuerza del cuádriceps) y el brazo de palanca (desde el ligamento rotuliano al eje de flexoextensión). Se requiere el doble de torque para extender la rodilla los 15° finales que para llevarla desde una posición completamente flexionada. Para hacer esto, la rodilla requiere un brazo de momento que aumenta durante la extensión para que pueda mantener un nivel constante de torsión. La rótula proporciona esta ventaja mecánica a través de dos mecanismos: Enlace y desplazamiento. Su función de enlace, entre el tendón del cuádriceps y el ligamento rotuliano, está presente principalmente en los ángulos de mayor flexión de rodilla, permitiendo generar la torsión desde el cuádriceps hasta la tibia. Su función de desplazamiento, se da **desde los 45° hasta la extensión completa**, siendo el único componente de los mecanismos extensores que está en contacto con el fémur. Lo que hace es desplazar la unión entre el tendón del cuádriceps y el ligamento rotuliano del eje de rotación de la rodilla aumentando así el brazo de momento efectivo del mecanismo del cuádriceps; contribuye con el 60 % adicional de torsión que se necesita para obtener los últimos 15° de extensión de la rodilla. “Al desplazar el tendón lejos del eje de rotación, se requiere una mayor excursión del cuádriceps para un rango de movimiento dado.”(26)

Ángulo Q: El ángulo del cuádriceps es una medida de la alineación entre el fémur y la tibia y se puede medir en la intersección de dos líneas imaginarias: Una que conecta el centro de la rótula y la espina ilíaca anterosuperior (línea de tracción del tendón del cuádriceps) y, la otra, trazada desde el centro de la rótula hasta el centro de la tuberosidad tibial (dirección del ligamento rotuliano). “La alineación del fémur y la tibia es importante porque afecta el recorrido de la rótula, o el camino que sigue la rótula cuando se desplaza entre los cóndilos femorales durante la flexión y extensión de la rodilla. En la literatura, generalmente se ha acordado que, en los 30° terminales de la flexión a la extensión, el mecanismo de "tornillo a casa" (“screw home mechanism”, en inglés)

gira la tibia hacia afuera en relación con el fémur, desplazando la tuberosidad tibial lateralmente y aumentando el ángulo Q.”(26)

Estabilidad rotuliana: La estabilidad anterior-posterior del mecanismo patelofemoral está determinada por muchos factores: Estabilizadores estáticos (la geometría de la superficie articular), estabilizadores pasivos (como los retináculos de soporte) y estabilizadores activos (músculos). “**En los primeros 20° de flexión de la rodilla no hay soporte óseo para la rótula, por lo que la estabilidad pasiva la proporcionan el retináculo medial y lateral y la cápsula articular.**” En su parte anterior, la cápsula es muy delgada y suelta para acomodar el amplio rango de flexión normal; además, se extiende de medial a lateral a través de la superficie anterior para contribuir al retináculo rotuliano. Como se desarrolló con anterioridad, **los retináculos se ven afectados por los estabilizadores activos:** El LPM por el VMO y el retináculo lateral por la banda iliotibial, que proporciona orígenes activos a través del tensor de la fascia lata y del glúteo mayor. El vasto medial se divide comúnmente en la porción oblicua (VMO) y un componente más vertical, el vasto medial longus. La fuerza estabilizadora medial de la rótula es aportada principalmente por el VMO, que se opone a la fuerza del vector lateral del vasto externo, y, aunque el VMO no está involucrado en la extensión de la rodilla, está activo durante la extensión de la rodilla para mantener la rótula centrada en la tróclea del fémur, mejorando así la eficiencia del vasto lateral durante este movimiento.(26)

Área de contacto femoropatelar: Desde la extensión completa de la rodilla hasta los 20° de flexión, **la porción distal de la rótula se articula con la tróclea proximal.** A medida que la rodilla se flexiona, el **área de contacto se mueve proximalmente sobre la rótula** y es cada vez más amplio hasta su máximo a los 90°. En ese rango de flexión, el área se extiende transversalmente y todas las áreas de las facetas lateral y medial están en contacto con el fémur. Alcanzados los 90° el contacto se da a través de la porción superior de la rótula y, más allá de los 90°, el área de contacto disminuye ligeramente, ya que solo los bordes lateral y medial de las facetas rotulianas están en contacto con el fémur. A partir de los 70°, el tendón del cuádriceps contacta con el fémur, y esta área de contacto tendofemoral se acrecienta al aumentar el ángulo de flexión de la rodilla; al llegar a los 120°, constituye el 75% del área de contacto patelofemoral. Cabe destacar que se ha demostrado que el área de contacto de la faceta lateral es un 60% mayor que el de la faceta medial

en la mayor parte del rango de flexión de la rodilla, lo cual se correlaciona con la diferencia en la distribución de fuerzas entre la faceta lateral y medial.(26)

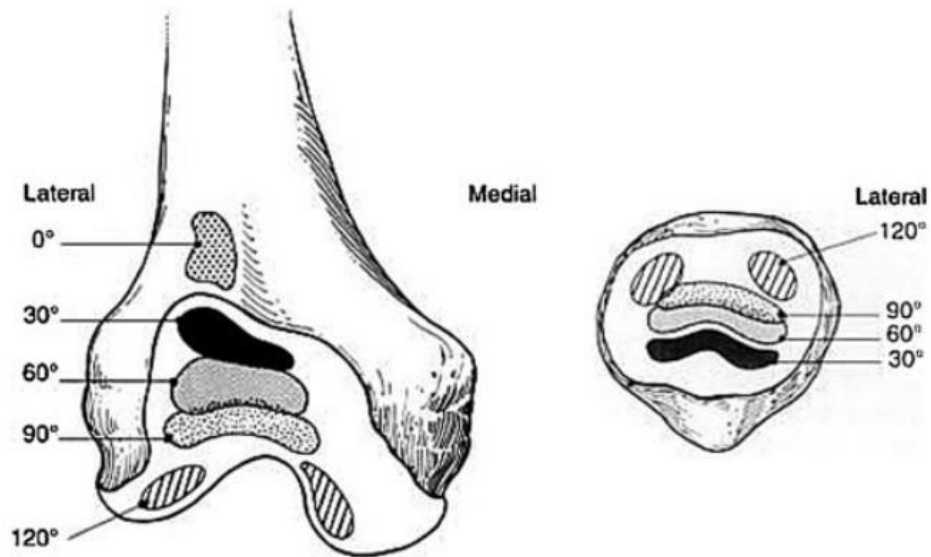


Figura 8 Las áreas de contacto patelofemoral en varios ángulos de flexión de la rodilla. (Reimpreso con permiso de Scuderi et al, 1995.)

Figura 3. Áreas de contacto femoropatelar en varios ángulos de flexión de rodilla (Fox et al., 2012)

Presión de contacto femoropatelar: Es la relación entre la fuerza de reacción de la articulación femorrotuliana y el área de contacto; representa el estrés en la articulación. La **fuerza de reacción articular** (figura 5) es una fuerza de compresión equivalente a la fuerza vectorial resultante de la fuerza vectorial del cuádriceps y la fuerza vectorial del ligamento rotuliano, el cual es perpendicular a la superficie de contacto de la rótula con el fémur. Ambos componentes, en **cadena cinemática cerrada, tienden a aumentar a medida que la rodilla se mueve desde la extensión hasta los 90° de flexión**, pero la fuerza aplicada es mayor que el área de contacto, por lo que la tensión articular aumenta a medida que la rodilla se mueve hacia la flexión. Es importante lo ya mencionado acerca del aumento del área de contacto a medida que se flexiona la rodilla para que el aumento de esta presión sea limitado. “Las mayores fuerzas de compresión ocurren en posiciones de 60 a 90°. Se ha investigado que **las mujeres tienen mayores presiones en los ángulos bajos de flexión (0, 30° y 60°)**, lo cual sugiere un papel más importante de los tejidos blandos en la mecánica y el equilibrio de la articulación femorrotuliana antes del encaje total de

la rótula en el surco troclear femoral.(26) Observando la figura 6, se puede deducir que, por ejemplo, para una fuerza del cuádriceps de 1000 N con una flexión de 5° la fuerza de reacción femoropatelar se aproxima a 60 kg, mientras que si la flexión es de 90° esta aumenta a valores cercanos a 130 kg.

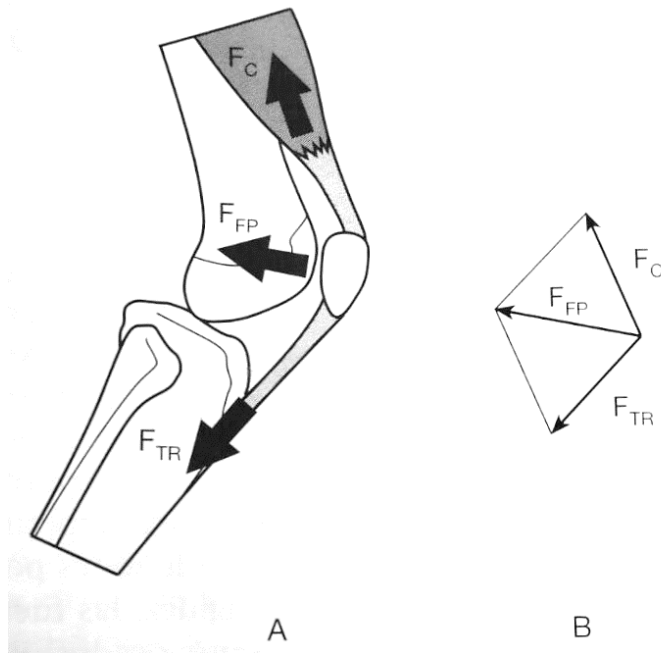


Figura 4 (izquierda). Esquema simplificado de las fuerzas que actúan sobre la articulación femoropatelar (A) y su cálculo gráfico (B). F_C : fuerza sobre el cuádriceps; F_{TR} : fuerza transmitida al tendón rotuliano; F_{FP} : fuerza de reacción sobre la AFP. (Sanchis A., 2003)

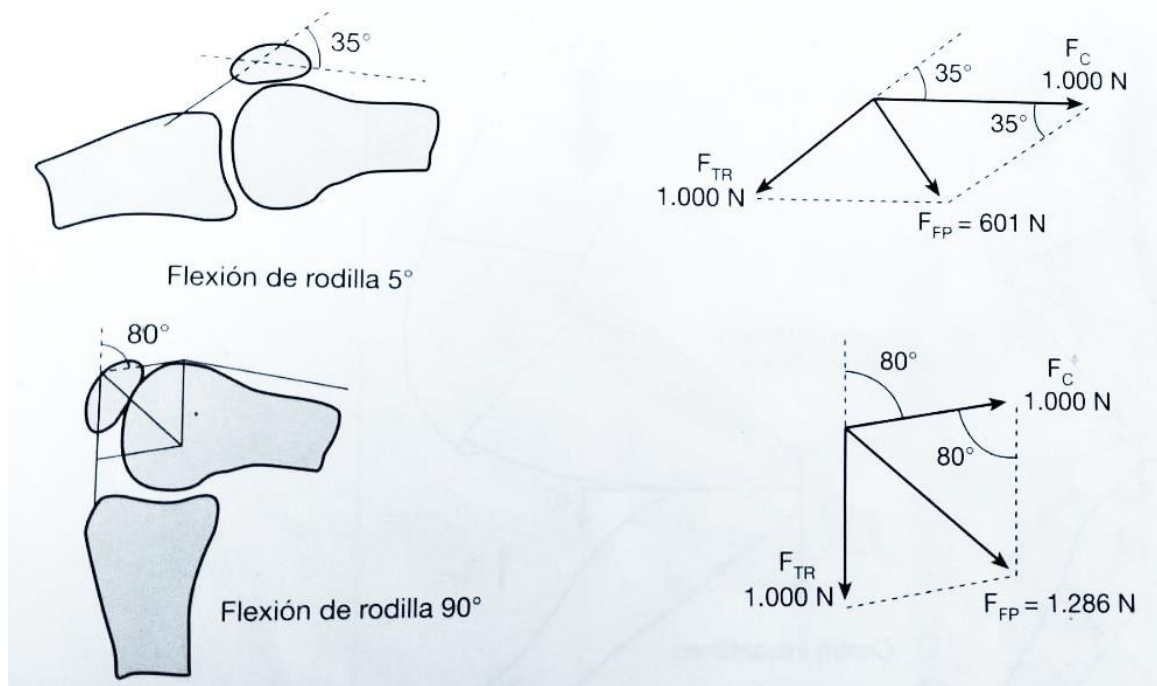


Figura 5 (abajo). Fuerza de reacción femoropatelar determinada para 5° y 90° de flexión de rodilla para una fuerza de cuádriceps de 1000 N.

Momento extensor: Para estimar la fuerza de extensión que debe realizar el cuádriceps en determinadas posiciones es necesario aplicar el concepto de “momento”. El momento de flexión debido a fuerzas externas (al correr es el peso del cuerpo; es producto de la fuerza que tiende a flexionar la articulación por la distancia de su línea de acción al centro de rotación) debe ser equilibrado por un momento extensor que, simplificado, es ejercido por el cuádriceps (es producto de la fuerza que realiza este músculo por la distancia de su línea de acción al centro de rotación). A una flexión de 45° (figura 6), angulación máxima alcanzada en la carrera, el brazo de palanca del momento flexor por el peso del cuerpo es de 5 cm y es igual al brazo de palanca del momento extensor del cuádriceps, por lo que la fuerza extensora debe ser igual a la fuerza del peso del cuerpo; si la flexión de rodilla aumentara, aumenta en gran medida la magnitud del momento flexor, a pesar de no variar el peso, y debe aumentar proporcionalmente la fuerza extensora que la contrarresta. Esto se traduce en un aumento aún mayor de la fuerza de reacción sobre la AFP; para una fuerza dada del cuádriceps, el incremento de la misma al pasar de 45° a 115° de flexión es algo más de una vez y media (la fuerza del cuádriceps aumenta 3 veces, la fuerza de reacción aumenta más de 4 veces y media). “En resumen, la fuerza de reacción no solo se incrementa con la flexión de la rodilla por aumento de la fuerza resultante sino porque aumenta el brazo de palanca flexor que requiere una fuerza del cuádriceps.”(29)

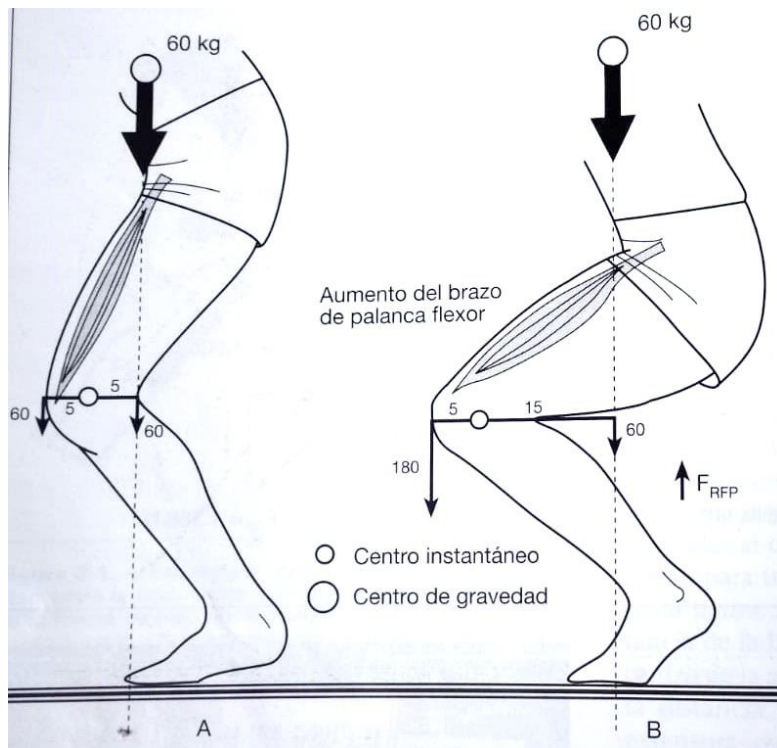


Figura 6. Línea de acción del peso corporal y fuerza de extensión ejercida por el cuádriceps en diferentes posiciones de flexión de rodilla. Efecto del incremento del brazo de palanca flexor sobre la FDR de la AFP (F_{RFP})

III.c. Epidemiología de las lesiones en corredores/as e incidencia del SDFP

Se ha encontrado que en corredores la incidencia de LRR por cada 1000 horas corridas es de 2.5 a 33.0; específicamente en corredores recreativos, la tasa de lesiones es de 7.7 por cada 1000 horas corridas, según el metaanálisis de Videbaek et al.(30) Otra revisión sistémica encontró una incidencia global de lesiones de MMII del 19,4% al 79,3% en corredores, siendo la región de la rodilla la más afectada (con una incidencia del 7,2% al 50%).(31) Esto coincide con otro estudio en el que, de 300 corredores observados por 2 años, un 66% sufrió una lesión, un 56% tuvo una segunda lesión y la rodilla fue la región más frecuentemente afectada por la primera; además, añade que las mujeres eran más probables de sufrir lesiones por sobreuso. (12)

En el artículo publicado por Francis et al en 2018 (15) se calcularon las proporciones de lesiones **según ubicación anatómica**. Hubo 10,688 lesiones reportadas de 18,195 corredores incluidos en los 36 estudios. Se encontró que el 70% de las injurias se encontraba a la altura de la rodilla o hacia abajo. Las proporciones fueron: Rodilla (28%) y tobillo-pie (26%), los cuales representaron más de la mitad de todas las lesiones notificadas (5816 casos). Fueron seguidas por: Tibia (16%) y las regiones de la cadera y los muslos representaron (14%). Las lesiones restantes (15%) fueron de ubicación poco clara, de la extremidad superior o enfermedad. Las proporciones no cambian mucho al analizarlas **por género** (figura 7): Las lesiones en la rodilla y por debajo siguieron representando la mayoría tanto en hombres (78%) como en mujeres (75%). Sin embargo, cambiaron en las tres lesiones más frecuentes en cada sexo, siendo las mujeres más propensas a las lesiones de rodilla que los hombres.

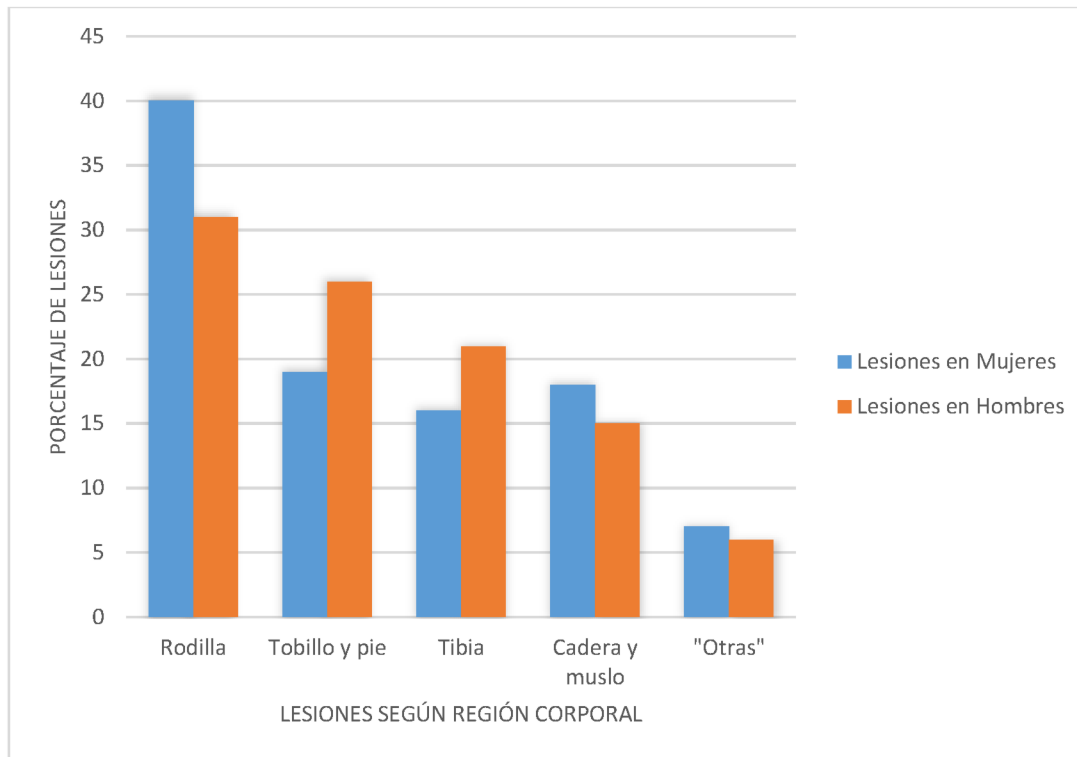


Figura 7. Porcentajes de lesiones en hombres y mujeres según región corporal. (Por Francis et al. 2018)

Como se puede observar en la figura 7, las injurias en la región de la rodilla representan el 40% de todas las lesiones en mujeres, seguidas por el tobillo-pie (19%) y la tibia (16%). “En hombres, las lesiones tienen una distribución más uniforme entre la rodilla (31%), el tobillo-pie (26%), la tibia (21%). Las regiones de la cadera y los muslos representaron el 15% y el 18% de todas las lesiones en hombres y mujeres, respectivamente. Las lesiones clasificadas como "otras" representaron el 6% y el 7% de todas las lesiones en hombres y mujeres, respectivamente.”(15)

En el mismo estudio se enumeran las **10 principales patologías del corredor** (figura 8) con respecto a las 3580 lesiones registradas (de las cuales 770 se clasificaron como "otras"), exponiéndose que dos lesiones más comunes al correr fueron el Síndrome de dolor femorrotuliano (606 lesionados) y la Tendinopatía de Aquiles (TA)(374 lesionados).

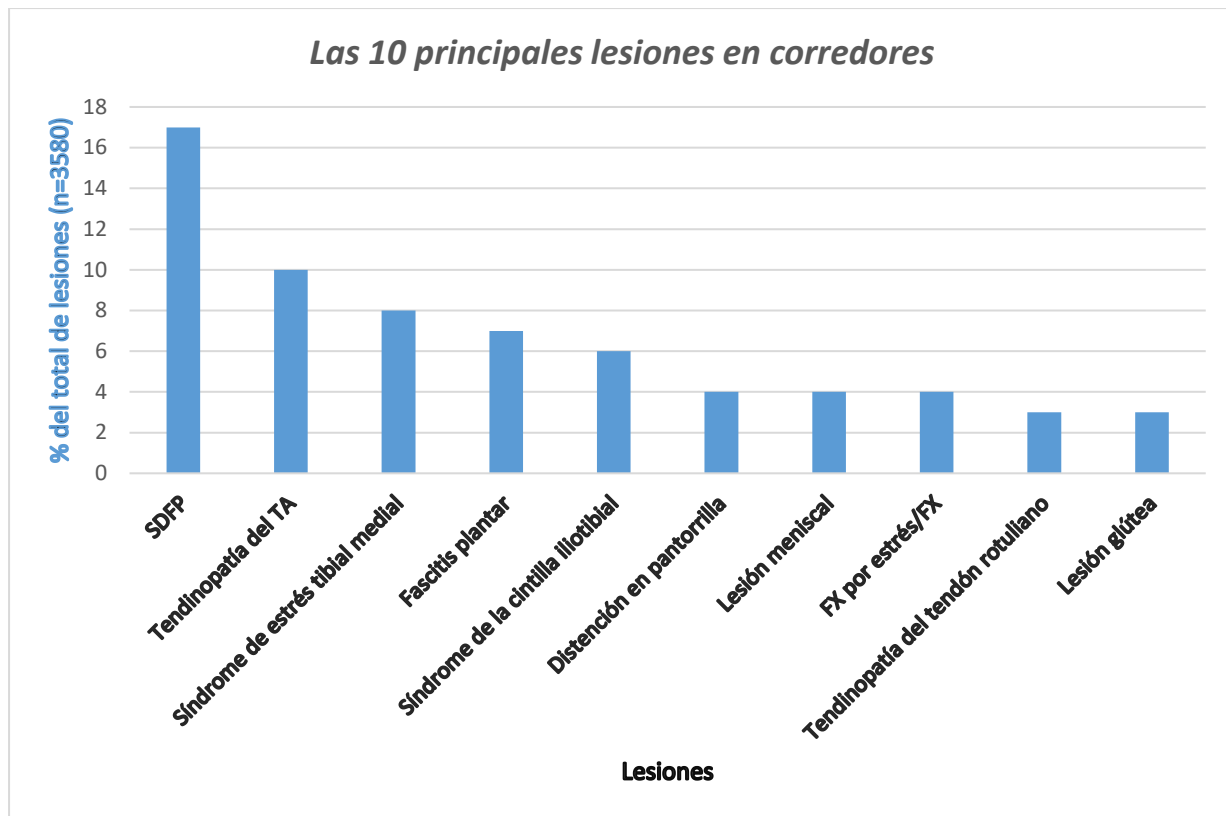


Figura 8. (Por Francis et al. 2018)

Además de que se ha encontrado una **incidencia** del SDFP del 10% en una población heterogénea que incluyó adolescentes, reclutas militares y corredores recreativos (estos últimos con una incidencia específica del 4 al 21%) (9), otra revisión sistemática reciente sobre la epidemiología de esta patología halló una **prevalencia anual en la población general** del 22,7%, siendo del 29,2% para el sexo femenino y del 15,5% para el masculino.(32)

III.d. Etiología de las lesiones en corredores/as y prevención

Modelo de Meeuwisse: Modelo dinámico para entender las causas de las lesiones deportivas

Como se mencionó en la introducción, diseñar estrategias de prevención en corredores (y para cualquier deportista) requiere entender la verdadera etiología de las lesiones.

Para lograr comprender cómo los FR interactúan y su contribución a que ocurra la injuria, Meeuwisse explica que los factores de riesgo internos (factores predisponentes que actúan desde

adentro) hacen a un “atleta predispuesto” y que al exponerse a los factores de riesgo externos (que actúan desde afuera y facilitan la manifestación de la lesión) se vuelve un “atleta susceptible”. Pero la mera presencia de estos factores no es suficiente; la suma y la interacción de los mismos lo preparan para una lesión que ocurre en una situación dada. El autor describe al “evento incitante” como el enlace final de la cadena de causas de lesión y su análisis debe considerar el mecanismo lesional como todo el conjunto de eventos que condujeron a la situación donde la lesión tomó lugar.(6, 33)

Actualizando su modelo dinámico de etiología en las lesiones deportivas, Meeuwisse amplía su esquema considerando la naturaleza cíclica (y variable) de la exposición a los factores de riesgo y sus posibles desenlaces, dejando en claro que estos no constituyen un evento estático ya que en el deporte la exposición se repite en condiciones cambiantes. Expone que tanto los eventos que no conducen a lesión como los que sí desencadenan en una lesión (y posterior recuperación) pueden generar adaptaciones o “malas adaptaciones” del atleta, pudiendo así modificar tanto la predisposición (factores intrínsecos) como la susceptibilidad (exposición a factores extrínsecos) del deportista. Además de identificar los FR de cada persona y su riesgo de lesión, por exposición a ciertos factores externos, debemos considerar cómo esos factores de riesgo pueden haber cambiado a lo largo de los ciclos anteriores de participación, sea asociado con una lesión previa o no, para apuntar a un enfoque de prevención adecuado a cada sujeto, a su situación y a su contexto. Se propone entonces, para prevenir lesiones, tener en cuenta las distintas oportunidades de actuación que podemos tener en este ciclo, para lo cual debemos “identificar, enfocar e intentar mejorar los efectos de los factores de riesgo modificables mediante la introducción de estrategias apropiadas y oportunas”.(33)

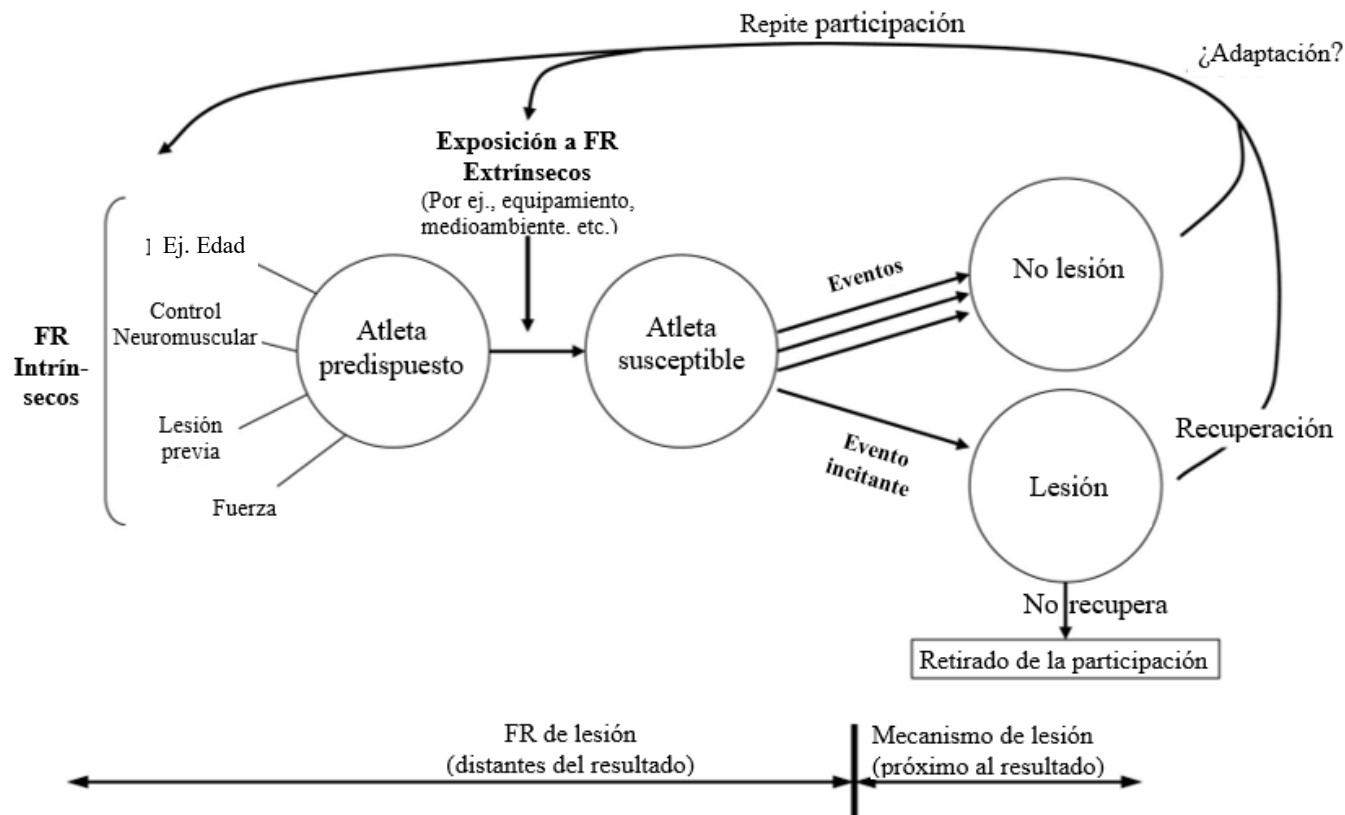


Figura 9. Un modelo dinámico y recursivo sobre la etiología de las lesiones deportivas. (Meeuwisse et al., 2007)

III.e. Síndrome de Dolor Femoropatelar (SDFP)

i. Definición

Según la última declaración de consenso sobre el SDFP publicada en Reino Unido en 2016 (primera parte), se define a esta entidad como el dolor que ocurre alrededor o detrás de la rótula y que se agrava por al menos una actividad que carga la rótula durante la carga de peso con la rodilla flexionada, en especial, al ponerse en cuclillas, usar escaleras, trotar/correr y/o brincar/saltar. Como criterios no esenciales se encuentran: Crepitación o sensación de rechinar que emana de la articulación femorrotuliana durante movimientos con rodilla flexionada; sensibilidad a la palpación de la faceta rotuliana; pequeño derrame y dolor al sentarse, levantarse al sentarse o estirar la rodilla después de sentarse.(34, 35)

ii. Diagnóstico

El SDFP generalmente se diagnostica utilizando los hallazgos de la **anamnesis** y el **examen físico** (34-37) (primer escalón diagnóstico)(29). Si bien el examen clínico es la piedra angular para su diagnóstico, no existe una prueba definitiva para determinarlo.(34)

La mejor prueba disponible actualmente es el dolor anterior de rodilla provocado durante una maniobra de sentadilla (34, 35, 37) ya que el SDFP es evidente en el 80% de las personas que dan positivo en esta prueba (34) y es recomendado utilizarla como prueba diagnóstica según la Guía de Práctica Clínica (GPC) sobre SDFP del 2019. Además, en esta última se encontró que “una revisión sistemática de revisiones concluyó que las tareas funcionales que causan AKP (anterior knee pain, dolor anterior de rodilla en inglés), como ponerse en cuclillas, subir escaleras y sentarse con las rodillas flexionadas, son actualmente las mejores pruebas de diagnóstico para esta entidad. Es así, que entre las recomendaciones que brinda la GPC para establecer un diagnóstico se encuentran los siguientes criterios: Presencia de dolor retropatelar o peripatelar, reproducción del dolor retrorrotuliano o perirrotuliano al ponerse en cuclillas, subir escaleras, sentarse durante mucho tiempo u otras actividades funcionales que cargan el APF en una posición flexionada y exclusión de todas las demás condiciones que pueden causar AKP, incluidas las patologías tibiofemorales

Anamnesis: En primer lugar, para la confección de la historia clínica, se debe realizar un interrogatorio completo, enfatizando en el inicio de los síntomas, ubicación y factores agravantes; además, investigar sobre los factores de riesgo subyacentes para el desarrollo de SDFP.(36) Los pacientes típicamente describen un dolor espontáneo e insidioso, sin ningún evento precipitante claro; “tienden a describir un dolor vago localizado de manera difusa en la parte anterior de la rodilla” que generalmente se agrava por actividades que aumentan el estrés en la articulación femorrotuliana (al ponerse en cuclillas, correr, estar sentado durante mucho tiempo (“signo del teatro” positivo) o al subir o bajar escalones).(36, 38) Con respecto a correr, el dolor puede variar a lo largo de la carrera y se agrava especialmente en las cuestas. Otro síntoma que puede acompañar es el agarrotamiento, flexión o inestabilidad de la rodilla al caminar, que “puede deberse a que el dolor inhibe la contracción adecuada del cuádriceps; pero debe distinguirse de la inestabilidad que surge de una luxación rotuliana, una subluxación o una lesión de los ligamentos de la rodilla”(38), o las sensaciones subjetivas de rigidez o hinchazón, aunque la inflamación significativa de la

articulación de la rodilla no es una característica destacada de la SDFP aisladamente y debe suscitar la consideración de anomalías patológicas alternativas(36).

Como se dijo anteriormente, además de recabar información sobre los síntomas, es fundamental obtener un historial de factores de riesgo para el SDFP. En particular, se debe evaluar los hábitos de entrenamiento que resulten en una sobrecarga repetitiva de la articulación femorrotuliana, especialmente en corredores: Aumento de la intensidad, de la frecuencia, de colinas cuesta arriba o abajo (correr descensos empinados puede aumentar el estrés sobre la articulación de la rodilla hasta 6 veces el peso corporal), del kilometraje semanal, tiempo de recuperación inadecuado y el inicio de cualquier actividad nueva.(36)

iii. Examen físico

“El examen físico sirve para localizar con mayor precisión el dolor del paciente, excluir diagnósticos alternativos y también identificar cualquier factor subyacente que predisponga al desarrollo del SDFP. El reconocimiento de los factores de riesgo no solo respalda aún más el diagnóstico, sino que también representa un primer paso fundamental en el diseño de un protocolo de rehabilitación adecuado y específico.”(36)

El artículo de Dutton et al.(36) propone hacer una evaluación del paciente de la siguiente forma:

En bipedestación: Observar alineación estática de miembros inferiores; genu valgo, genu varum de la rodilla. rotación interna excesiva del fémur (cuando la rótula que apunta hacia adentro), rotación externa de la tibia, valgo del retropié, pronación excesiva del pie.

Gaitonde et al.(35) agregan, al examen físico, el análisis de la postura para observar FR como la lordosis lumbar exagerada, la altura asimétrica de la cadera o el cuádriceps atrofico; y recomiendan inspeccionar el calzado del paciente, ya que, por ejemplo, “patrones de desgaste excesivo en la cara medial del zapato podrían sugerir pes pronatus”.

También, Dutton et al.(36) proponen realizar una evaluación de laxitud ligamentosa generalizada, pudiendo determinarse según los 5 criterios definidos por Beighton y Horan. La presencia de al menos 3 de ellos indica laxitud articular generalizada y, en ese caso, se deben buscar otras características fenotípicas que puedan sugerir un síndrome subyacente para descartar o derivar con

un especialista. Estos son: Presencia de hiperextensión de codos y rodillas más allá de 10°, dorsiflexión pasiva de las articulaciones metacarpofalángicas del quinto dedo más allá de 90°, aposición pasiva del pulgar al antebrazo y flexión hacia adelante del tronco con las rodillas estiradas de manera que las manos descansen en el piso con palmas apoyadas.

Sobre la evaluación dinámica, los mismos autores mencionan distintos test como: Sentadilla unipodal para evaluar si existe debilidad de abductores de cadera, aterrizaje uni o bipodal para evaluar el valgo dinámico de rodillas y el análisis de la carrera observando posición de la cadera, la rodilla y el pie, rotación interna o aducción excesiva de la cadera, aumento del valgo dinámico de la rodilla, pronación excesiva del pie, FDR del suelo, velocidad de paso, velocidad de carrera y orientación del cuerpo en el contacto inicial.(36)

En sedestación, se puede evaluar el seguimiento dinámico de la rótula y así la congruencia articular: Si desde los 90° a una extensión activa de rodilla la trayectoria rotuliana es recta en sentido proximal (con solo un ligero desplazamiento lateral cerca de la extensión terminal), el movimiento es normal; si, por el contrario, se observa que la rótula se desvía lateralmente con la extensión, creando una forma de "J" invertida, esto demuestra un movimiento rotuliano inadecuado (**signo de la J** positivo).(29, 36)

A la palpación de la parte anterior de la rodilla de un paciente con SDFP mientras se la flexiona pasivamente, podríamos percibir crepitación, “aunque este hallazgo es poco específico para el SDFP y tiene una capacidad diagnóstica limitada”. Se deben palpar los retináculos tanto medial como lateral con la rodilla extendida y, de ser posible, desplazando la rótula para detectar mejor las fibras retináculos: es muy frecuente el dolor en la unión rótula-aleta rotuliana externa(29). También, para evaluar restricciones de los tejidos blandos medial o lateral, se pueden evaluar la posición y la movilidad de la rótula mediante las **pruebas de deslizamiento mediolateral, inclinación de la rótula y movilidad de la rótula.**(36) El libro sobre Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven de Sanchis Alfonso(29), agrega la palpación de las carillas articulares de la rótula y de la grasa infrapatelar de Hoffa, que pueden ser fuente de dolor.

Según el artículo mencionado previamente, la flexibilidad de los tejidos blandos es otro factor de riesgo importante a evaluar: Isquiosurales, complejo gastronemios-sóleo, cintilla iliotibial (test de Ober) y cuádriceps.(36)

En la ya citada GPC(37), también se menciona la prueba de inclinación rotuliana (tilt test) como una prueba no provocadora para SDFP que, con movilidad reducida (prueba positiva) provoca un cambio moderado en la probabilidad de que esté presente SDFP y se recomienda (Evidencia tipo C) que se utilice la misma para respaldar el diagnóstico. Según explica Sanchis Alfonso(29), la rótula debería poder elevarse desde su vertiente lateral, con la rodilla en extensión completa, más allá del eje transepicondíleo; lo contrario, un volteo de 0° o menos, indica la existencia de una aleta externa retraída.

Entre las pruebas provocadoras utilizadas para detectar el origen retropatelar del dolor, se utilizan el test de Clarke (positivo cuando hay dolor ante la compresión de la rótula hacia abajo mientras el paciente contrae el cuádriceps) y la prueba de compresión axial de la rótula.(29)

Gaitonde et al.(35) reúnen en un cuadro las maniobras para evaluar el SDFP con sus respectivos valores diagnósticos:

<i>Test</i>	<i>Sensibilidad (%)</i>	<i>Especificidad (%)</i>	<i>LR-</i>	<i>LR+</i>
Test de Clarke	39 a 48	67 a 75	0.7 a 0.91	1.18
Sensibilidad de la faceta rotuliana medial o lateral	92	65	0.96	No determinado
Dolor durante sentadilla	91	50	0.2	1.8
Prueba de aprensión rotuliana	7 a 32	86 a 92	0.8 a 1.0	0.9 a 2.3
Prueba de inclinación rotuliana	43	92	0.6	5.4

Tabla 1. Maniobras para evaluar el SDFP.

Cabe destacar: La alta sensibilidad de la prueba de la sentadilla, que un resultado positivo en la prueba de inclinación rotuliana tiene el índice de probabilidad positivo más alto y la importancia de la palpación al momento de examinar a un paciente con posible SDFP.

En conclusión, hasta el momento, las mejores pruebas diagnósticas son aquellas que provocan AKP durante las actividades funcionales cuando la articulación femorrotuliana se carga en una

posición de rodilla flexionada. Es por eso que la reproducción de AKP durante la sentadilla es la que tiene la mejor sensibilidad y precisión diagnóstica. La inclusión de otras maniobras es fundamental para respaldar el diagnóstico, hacer diagnósticos diferenciales, descartar otra posible afección de la rodilla, determinar la/las posibles causas del dolor anterior de rodilla y así plantear un tratamiento adecuado a la persona.

En la obra de Sanchis Alfonso, se añade la maniobra de Puddu para descartar una tendinopatía rotuliana asociada, aunque hay q tener en cuenta que en deportistas es frecuente que esta zona insercional tenga una leve sensibilidad (polo inferior de la rótula), las pruebas para la inestabilidad rotuliana (prueba de aprehensión patelar de Fairbanks, desplazamiento lateral pasivo (con rodilla a 30°) y prueba de inestabilidad medial (mucho menos frecuente, puede ocurrir posterior a una cirugía de realineación).(29)

iv. Estudios por imágenes

Como se explicó, el diagnóstico del SDFP es clínico. La utilidad de las imágenes para su diagnóstico es limitada, su papel más importante es la exclusión de otros diagnósticos. Sin embargo, suelen pedirse radiografías de rodilla en una primera instancia, y pueden identificarse ciertos FR para el SDFP en ellas, como por ejemplo, la posición de la rótula.(36) Además, las imágenes pueden ser beneficiosas si el dolor del paciente no ha mejorado después de cuatro a ocho semanas de medidas conservadoras.(35)

La radiografía (RX) simple de rodilla puede descartar osteoartritis en pacientes mayores de 50 años, fracturas rotulianas en pacientes con antecedentes de traumatismo y osteocondritis si estos diagnósticos son sugeridos por la anamnesis o la exploración física. Las vistas anteroposterior, lateral, “Sunrise” o “de Merchant” pueden ser útiles para la evaluación del SDFP.(35)

Dutton et al. explican que la vista de Merchant (RX axial tomada a 30° a 45° de flexión de rodilla) es “ideal para interpretar la posición de la rótula dentro del surco troclear y así establecer la presencia de desplazamiento lateral o inclinación”; es así, dado que la vista axial permite obtener medidas como el ángulo del surco, el ángulo de congruencia, el desplazamiento lateral y el ángulo femorrotuliano lateral. La vista lateral, serviría para evaluar la relación superior-inferior de la

rótula (investigaron que una rótula alta predispone al síndrome posiblemente debido a la reducción del contacto óseo y la inestabilidad posterior de una rótula que se articula por encima de la tróclea) (figura 10).(36) Sherman, describe el ángulo del surco y de congruencia y agrega también el de inclinación rotuliana (figura 11).(28)

Fox incluye, entre las radiografías estándar para la evaluación de la AFP, la vista anteroposterior (AP), lateral y de Merchant (descrita en los párrafos anteriores; ver figuras 10 y 11). En la vista AP, de pie (rodilla extendida completamente o con flexión de 30°), se puede evaluar la alineación o desalineación de la articulación tibiofemoral (desejes en varo o en valgo), si existe un estrechamiento del compartimento medial o lateral o evidencia de artrosis. La vista lateral puede obtenerse sin carga de peso (flexión de 30°) o de pie (rodilla flexionada o extendida) y permite evaluar: Altura y el grosor de la rótula, posición vertical de la rótula en relación con la línea articular, dislocaciones, fracturas y patologías degenerativas; además, permite la interpretación de la inclinación de la rótula y la profundidad del surco troclear y, en flexión, al poner el ligamento patelar bajo tensión, se puede evaluar la relación funcional de la rótula con la tibia y las carillas rotulianas con el fémur.

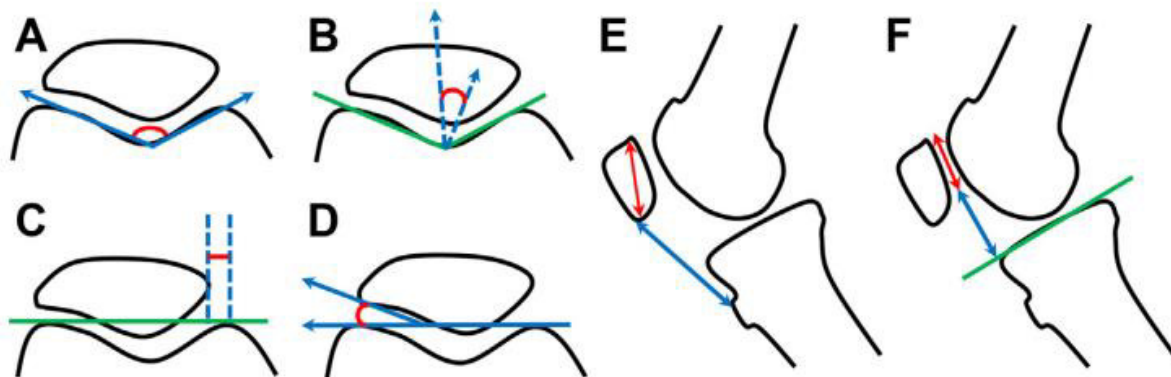


Figura 10. Medidas radiográficas asociadas al SDFP (Dutton et al., 2016). (A) “Ángulo del surco”; (B) “Ángulo de congruencia”; “Inclinación rotuliana” (líneas azules) es el ángulo formado por una línea paralela a los cóndilos femorales posteriores y una línea trazada a través del eje transversal de la rótula; (C) Distancia entre la faceta rotuliana medial y el vértice del cóndilo femoral medial, sirve, también, para cuantificar el desplazamiento lateral; (D) “Ángulo patelofemoral lateral”, el cual es una medida de la inclinación patelar y se calcula como el ángulo entre una línea horizontal a lo largo de los picos de ambos cóndilos femorales y una línea a lo largo de la faceta patelar lateral; si este se abre medialmente, indica inclinación lateral; (E) “Índice de Insall-Salvati”, se calcula en el plano sagital como la relación entre la longitud de la rótula y la longitud del tendón rotuliano; proporciones superiores a 1-2 sugieren rótula alta; (F) “Índice de Blackburne-Peel”, cuantifica de manera similar la altura de la rótula y es la relación entre la distancia de la superficie articular de la rótula y la distancia medida entre la superficie articular inferior de la rótula y la meseta tibial.

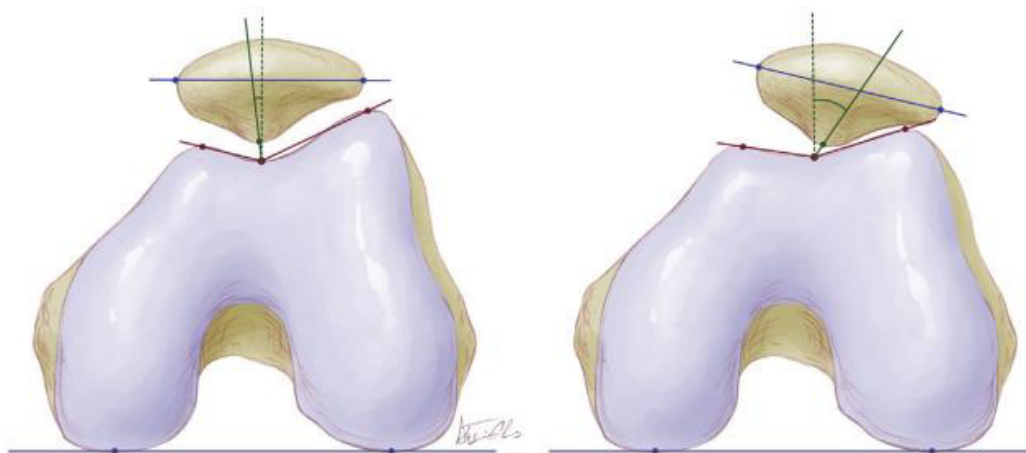


Figura 11. Medidas radiográficas asociadas al SDFP (Sherman et al., 2014). “Ángulo del surco” (líneas rojas), formado en el plano axial desde el punto más alto de la faceta lateral, hasta el surco troclear, hasta el punto más alto de la faceta medial; un ángulo de 138° representa la anatomía normal y un ángulo de 150° o más que representa un surco anormalmente poco profundo. “Ángulo de congruencia!” (líneas verdes) que se forma a partir de una línea trazada a través del vértice del surco troclear con una línea que pasa por el punto más bajo de la cresta articular de la rótula; lo normal, un valor de -6°; AFP anormal, un valor superior a 16°. La “inclinación rotuliana” (líneas azules) es el ángulo formado por una línea paralela a los cóndilos femorales posteriores y una línea trazada a través del eje transversal de la rótula.

En la resonancia magnética (RMN) podrían verse anomalías estructurales como defectos menores del cartílago rotuliano, lesiones de la médula ósea y aumento de la señal en la almohadilla adiposa de Hoffa, las cuales no se asocian necesariamente al SDFP; por lo tanto, la RMN no es imprescindible para su diagnóstico.(29, 35)

v. Diagnóstico diferencial

Ante un diagnóstico inconsistente de la afección del paciente o la no resolución de sus síntomas a través de intervenciones dirigidas a normalizar las deficiencias de su función corporal, el médico debe descartar afecciones médicas graves (tumores, dislocaciones, artritis séptica, artrofibrosis, trombosis venosa profunda, compromiso neurovascular, fracturas (local y/o en la cadera), deslizamiento de la epífisis capital femoral en niños o adolescentes). Se debe tener en cuenta que la patología de cadera y del muslo remite dolor a la rodilla. Después de excluir cuadros de mayor gravedad, el médico y/o el fisioterapeuta puede considerar otras condiciones musculoesqueléticas que den dolor anterior de rodilla buscando otras posibles causas a través de la anamnesis, el historial del paciente, las actividades provocativas, el examen físico y maniobras. Estas pueden ser: Dolores

referidos de otras zonas (región lumbar o cadera, como la radiculopatía lumbar, el atrapamiento de nervio periférico o la osteoartritis de cadera); condiciones de la articulación tibiofemoral (lesiones ligamentosas, meniscales o de los cartílagos); otras condiciones locales de la rodilla (osteoartritis, cuerpos libres, osteocondritis disecante, fractura patelar por estrés, síndrome de la cintilla iliotibial, bursitis de la pata de ganso, bursitis prepatelar, síndrome de la plica, tendinopatías cuadricipital o patelar, subluxación o dislocación (inestabilidad) patelar, enfermedad de Hoffa, rótula bipartita sintomática, lesión de Sinding-Larsen-Johansson o lesión de Osgood Schlatter; además de considerar si el paciente tuvo una reconstrucción del ligamento cruzado anterior (RLCA), ya que es común que surja el SDFP. Es importante evaluar, también, la influencia del aspecto psicológico en estos pacientes; pueden requerir la derivación a otro profesional de la salud o que el terapeuta emplee estrategias específicas de educación del paciente para optimizar los resultados de las intervenciones de fisioterapia. Se consideran banderas amarillas aquellos factores psicológicos que incluyen dolor catastrofista, kinesiofobia, evitación del miedo, ansiedad y depresión ya que pueden afectar el pronóstico y la toma de decisiones sobre el tratamiento de rehabilitación. Por último, se debe considerar que las personas con SDFP pueden estar bajo estrés psicológico y también pueden tener dolor crónico acompañado de sensibilización central, el cual abarca factores como la hiperalgesia (umbral de dolor por presión reducido) en regiones tanto en la estructura "involucrada" como remotas a ella, y que el estrés psicológico influye negativamente en la recuperación.(35, 37)

vi. Patomecánica del SDFP

En el año 2017 se publicó la última parte de la declaración de consenso sobre dolor femoropatelar: “Marco basado en la evidencia para un modelo patomecánico del dolor patelofemoral”. En el mismo, se explica que la etiología del SDFP es una interacción compleja entre varias influencias anatómicas, biomecánicas, psicológicas, sociales y conductuales, y que, si bien se han informado numerosos factores de riesgo asociados a esta patología en la literatura, la interacción entre estos factores propuestos y la entidad clínica del SDFP sigue sin estar clara. Este documento busca ubicar los FR en estudio dentro del contexto de un modelo patomecánico de SDFP, proporcionando, a su vez, una síntesis de la evidencia actual (sujeta a futuras revisiones) y una base a partir de la cual enmarcar las preguntas de investigación relacionadas a esta patología. (Figura 12)(10)

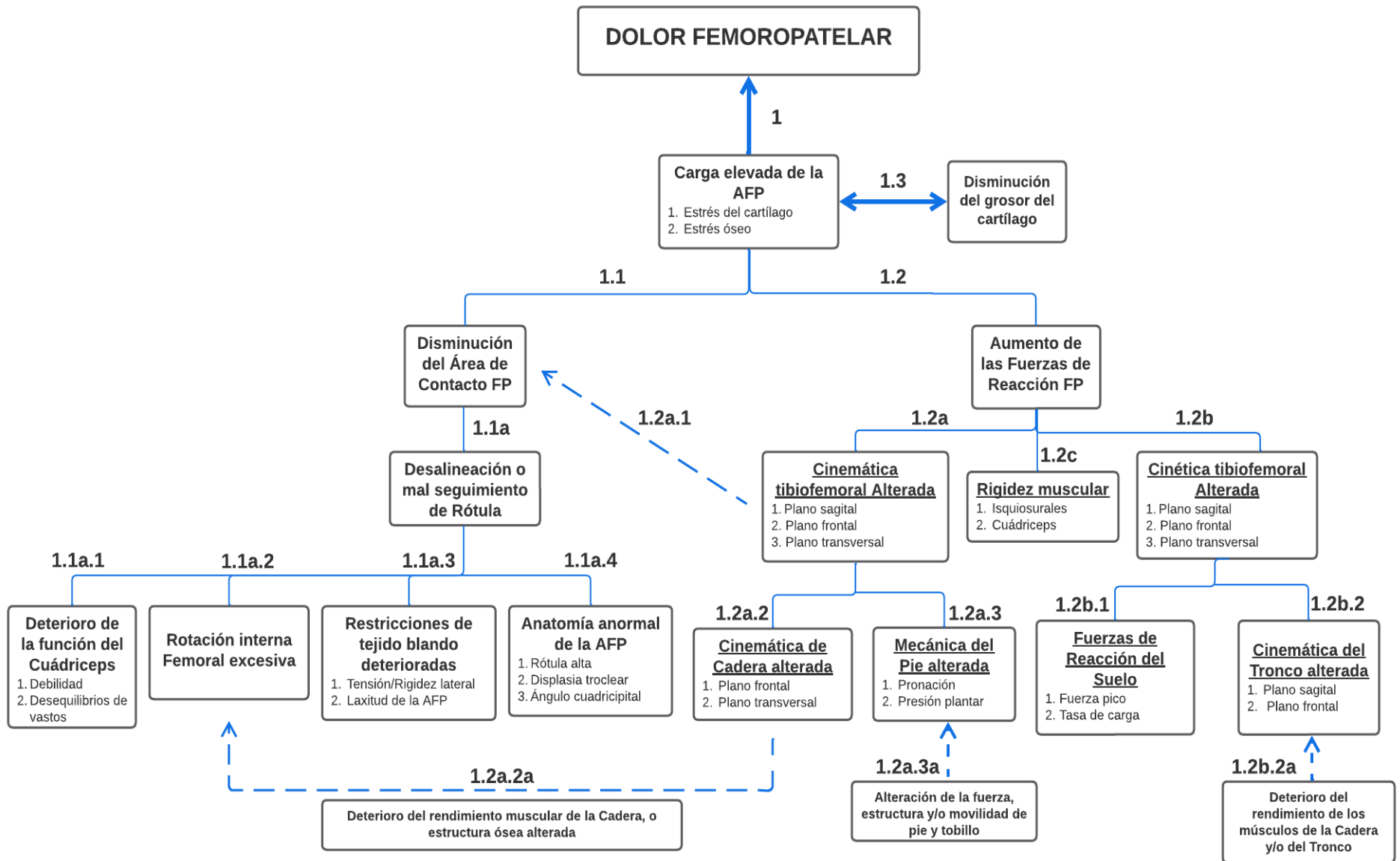


Figura 12. Resumen esquemático de las vías potenciales para el estrés elevado de la articulación femorrotuliana (AFP), una propuesta contribuyente al dolor patelofemoral. (Declaración de Consenso sobre dolor femoropatelar, 2017)

“Una suposición subyacente del modelo patomecánico propuesto es que el SDFP está asociado a una carga anormal de la articulación femorrotuliana (tensión articular elevada). En este modelo, la carga anormal podría afectar las diversas estructuras femorrotulianas que pueden contribuir a la nocicepción (es decir, el hueso subcondral, la almohadilla de grasa infrapatelar, el retináculo y las estructuras ligamentosas); sin embargo, se desconocen las fuentes de tejido específicas relacionadas con el SDFP.” Además, explican los autores, la experiencia del síndrome no es solo nocicepción. “Las personas con dolor femoropatelar persistente exhiben un procesamiento nociceptivo anormal (es decir, hiperalgia mecánica generalizada, alteración de la modulación del dolor), procesamiento somatosensorial alterado (lo que implica dolor neuropático), función sensoriomotora alterada (es decir, propiocepción y equilibrio) y ciertos factores psicológicos (catastrofismo y kinesiofobia).”(10)

En 2016, Dutton et al. ya planteaban que la patogenia del SDFP era poco conocida y, si bien mencionan que esta entidad parece representar el resultado final de un mayor estrés en la AFP, cuestionan la clásica asociación de mala alineación y seguimiento rotulianos como únicos factores desencadenantes, dado que hay personas con estas alteraciones que no presentan síntomas. Es así, que presentan la “teoría de la homeostasis tisular” de Dye, quien sugiere que cualquier circunstancia que supere la capacidad de aceptación de carga de la articulación puede alterar la homeostasis tisular y causar dolor (en el caso del SDFP, por el hueso subcondral a través del cartílago articular roto, por los retináculos medial y lateral y/o por la almohadilla de grasa infrapatelar). De acuerdo a esto, las anormalidades estructurales graves y la sobrecarga repetitiva pueden desafiar la capacidad de función, excediendo la fuerza que la articulación puede tolerar de manera segura, lesionando así los tejidos óseos y perióseos.(36)

vii. Factores de riesgo para el SDFP

Como se mencionó anteriormente, se cree que el SDFP es multifactorial, producto de “la culminación de múltiples factores predisponentes que desafían la tolerancia de carga de la articulación y provocan síntomas”.(36)

Clasificación de los FR, por Dutton et al.(36):

- Deficiencias articulares locales:

Si bien se necesitan más estudios prospectivos, se encontró una asociación significativa entre la fuerza reducida del cuádriceps y el desarrollo del SDFP y entre la activación retardada del vasto medial y esta entidad. Además, la inflexibilidad o rigidez de los tejidos blandos que están alrededor de la rodilla también podrían contribuir, en particular, la porción media del retináculo lateral que podría causar una traslación lateral desproporcionada si existe una disfunción de la banda iliotibial. Por otro lado, la rigidez del cuádriceps, se teoriza, puede aumentar la fuerza posterior de la rótula contra la tróclea femoral; los isquiotibiales en tensión pueden ejercer un momento de flexión constante en la rótula requiriendo una mayor potencia del cuádriceps para extender, aumentando así las fuerzas de reacción de la AFP; y sobre los gastrocnemios, se demostró prospectivamente que pueden colaborar con el desarrollo del síndrome, lo cual se explicaría, aún no concluyentemente, por alteraciones en la posición del pie y la pronación excesiva subastragalina.(36)

- Deficiencias en la biomecánica de los miembros inferiores (MMII):

Los patrones de movimiento y el estrés de la AFP pueden estar influenciados por la biomecánica de los miembros inferiores por medio de una cadena cinética cerrada, por lo que se debe considerar la cadera, el tronco, el pie y el tobillo en la patomecánica del dolor anterior de rodilla.(36)

En esta categoría, se ha demostrado la influencia de la rotación interna excesiva del fémur, que, bajo una rótula bastante fija, genera un desplazamiento lateral relativo de la misma respecto al fémur, aumentando la tensión FP y predisponiendo así al SDFP.(36)

También se analizó la debilidad de la cadera (rotadores externos y abductores) como posibles contribuyentes al desarrollo del SDFP pero nos encontró una asociación causal directa, aunque esta falta de fuerza muscular puede inducir a una rotación interna femoral excesiva.(36)

Como se exployó en el apartado de biomecánica de la carrera, en el contacto inicial el pie prona y la tibia rota internamente; en la posición media, se hace plano, la ASA se supina y la tibia sigue rotando externamente para mover la rodilla en extensión. Estudios prospectivos demostraron una asociación entre la pronación excesiva del pie y el desarrollo del SDFP; esta sobrepronación haría que la ASA permanezca pronada a la mitad del apoyo evitando que la tibia gire externamente, por lo que el fémur rota internamente sobre la tibia para compensar y promover la extensión de rodilla.(36)

Con respecto a las alteraciones de la marcha, los autores consideran importante tener en cuenta la biomecánica dinámica y hábitos de entrenamiento dado que las LRR son consecuencia de circunstancias relacionadas con el acto de correr. La excesiva aducción y rotación interna de cadera durante actividades dinámicas se ha implicado fuertemente con el SDFP, por ejemplo, durante la sentadilla a una pierna, las tareas de salto de aterrizaje o al correr; especialmente, en mujeres. Se destaca que, para el control dinámico de la rotación interna femoral, el fortalecimiento específico de estos grupos musculares debe acompañarse de trabajos de resistencia y coordinación neuromuscular. Además, se ha asociado con dolor anterior de rodilla la actividad neuromuscular alterada de los músculos glúteo medio y mayor, la pronación acelerada del pie, el aumento de la fuerza máxima de reacción del suelo, la velocidad de paso reducida y la disminución del ángulo de flexión de la rodilla en el contacto inicial, aunque aún se requieren estudios para confirmar su asociación causal con el SDFP.(36)

- Errores de entrenamiento:

Los errores del entrenamiento constituyen un factor clave en la aparición de las lesiones, ya que, sumados a los demás factores y/o sostenidos en el tiempo dan como resultado la pérdida de la homeostasis tisular que desencadena la injuria. Entre ellos, se encuentran: Calzado inadecuado o demasiado desgastado, superficies de entrenamiento duras o irregulares, escalada abrupta, aumentos rápidos en la duración, frecuencia, velocidad, intensidad o trabajo en pendientes y tiempo inadecuado para la recuperación. Esto es particularmente importante en corredores novatos; se demostró que un aumento de la distancia semanal mayor del 30% aumenta las probabilidades de desarrollar LRR. También, que a mayor kilometraje semanal, mayor riesgo de LRR (“20 a 40 millas por semana constituyen un umbral crítico más allá del cual las lesiones se hacen significativamente más probables”; trasladado a kilometraje, serían entre 32 y 44 km por semana).(36)

- Otras consideraciones: Se investigó la laxitud ligamentosa generalizada en la aparición del SDFP, dado que predispondría a mayor movilidad y mal recorrido rotuliano, y encontraron, en un estudio prospectivo, que solo una medida de laxitud articular se correlaciona con su desarrollo (movilidad del pulgar al antebrazo).(36)

Otras revisiones de estudios prospectivos de 2012 y 2019 encontraron los siguientes factores predictivos para el SDFP en la población general: Sexo femenino, menor flexibilidad del cuádriceps, de la banda iliotibial, de los gastrocnemios y de los isquiotibiales, excesiva laxitud

ligamentaria en la prueba de pulgar-antebrazo ya mencionada, menor fuerza extensora de rodilla, menor tiempo de respuesta refleja del vasto medial oblicuo, patela alta, retardos en los tiempos de carga plantar máxima al correr (sobre el talón lateral y regiones metatarsales centrales), pronación excesiva, índices altos de caída de escafoides, aducción y rotación interna de cadera aumentada en actividades dinámicas, rotación interna de cadera en sentadilla unipodal, salto con aterrizaje y al correr, menor flexión de rodilla al aterrizaje y momento valgo de rodilla al CI. Por otro lado, no se encontraron asociaciones de la altura, el peso, el porcentaje de grasa corporal, la circunferencia del muslo y pantorrilla, la longitud tibial, el ancho del pie, la longitud del pie, el ángulo Q, el ángulo valgo estático, la fuerza isométrica de abductores/extensores/rotadores de cadera, la altura del arco plantar, la alineación del pie (plano/cavo) con el desarrollo futuro del SDFP.(9, 13, 37)

IV. Estrategia metodológica

Métodos

Para cumplir el objetivo del trabajo realizó una búsqueda y análisis de bibliografía reciente, con un máximo de 10 años de antigüedad, a través de las bases de datos PubMed, Google Scholar y Biblioteca Virtual en Salud. Para ello se utilizaron combinaciones de los términos libres, DeCS y MeSH presentados a continuación.

Tabla 2. Términos para la búsqueda en las bases de datos

Palabra	Término Libre	DeCS	MeSH
#1	Síndrome de dolor femoropatelar	Síndrome de Dolor Patelofemoral	"Patellofemoral Pain Syndrome"[Mesh]
#2	"Anterior knee pain"		
#3	Pathomechanics		
#4	Etiopathogenesis		
#5	Biomechanics	Fenómenos biomecánicos	"Biomechanical Phenomena"[Mesh]
#6	Biomechanical risk factors		
#7	"Recreational runners"		
#8	Estudio prospectivo	Estudios prospectivos	"Prospective Studies"[Mesh]

Tabla 3. Combinaciones de los términos

Búsqueda	T	C	T	C	T	C	T	C	T	C	T
#10	#1	OR	#2	AND	#3	OR	#4	OR	#5	OR	#6
#11	#10	AND	#7								
#12	#1	OR	#2	AND	#7						
#13	#12	AND	#8								
#14	#1	OR	#2	AND	#8						

Selección de artículos

Los criterios de inclusión utilizados para esta investigación consistieron en:

- ✓ Artículos científicos que estudien o incluyan el análisis de factores de riesgo biomecánicos predisponentes para el SDFP o su patomecánica, publicados en el período de tiempo comprendido entre los años 2012 y 2022
- ✓ Estudios cuya población tenga un rango etario de 18 a 65 años y esté conformada por corredores recreativos
- ✓ Estudios preferentemente de cohorte prospectivos

Quedaron excluidos aquellos artículos que:

- Consistieran en revisiones sistemáticas y metaanálisis
- No se encontraron disponibles completamente
- Hayan empleado diseños retrospectivos
- Su población de estudio ya ha sido diagnosticada con SDFP o es partícipe de otros deportes (no corredores)

V. Contexto de Análisis

A continuación, se desarrollarán los artículos que cumplieron los criterios mencionados anteriormente y que resultaron pertinentes para cumplir el objetivo de esta investigación. Estos se dispondrán ordenados según su año de publicación, comenzando por los más antiguos y terminando con los más actuales.

- *Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain (2013)*(39)

(Evidencia prospectiva para una etiología de cadera en el Dolor Femoropatelar)

Autores: Brian Noehren, Joseph Hamill e Irene Davis.

Publicado en 2013 por el Colegio Americano de Medicina Deportiva.

Este estudio de cohorte prospectivo tuvo el objetivo de comparar la mecánica de carrera en un grupo de corredoras que desarrollaron SDFP con un grupo control que no desarrolló la lesión y así generar evidencia sobre los mecanismos subyacentes que dan como resultado esta patología. Basándose en estudios transversales y estudios retrospectivos previos, los autores plantearon la hipótesis de que aquellas corredoras que desarrollarían SDFP exhibirían mayor aducción de cadera, mayor rotación interna de cadera y mayor eversión del retropié.

Las participantes formaban parte de una de una investigación más grande sobre lesiones de miembros inferiores. Se trataba de 400 corredoras de 18 a 45 años, sin lesiones actuales, con impacto (CI) de retropié, que realizaban un mínimo de 20 millas por semana. Se les realizó un análisis de la carrera a lo largo de una pista de 25 metros a una velocidad de 3.7 m/s (metros/segundo)(lo que es igual a 13,32 km/h), usando zapatillas neutras estándar; se utilizaron marcadores anatómicos en diferentes reparos óseos para definir el sistema de coordenadas de los segmentos corporales y se aplicaron marcadores de seguimiento para recopilar los datos cinemáticos mediante cámaras y los datos de fuerza mediante una placa de fuerza que las corredoras golpeaban en el centro de la pista.

Obtenidos los datos biomecánicos, se procedió a hacer un seguimiento de 2 años de las participantes registrando un historial detallado de lesiones. Para analizar se tuvieron en cuenta las lesiones informadas, por diagnóstico médico, como SDFP; debía estar determinado que los síntomas estuvieran relacionados con la AFP y no con otra estructura, que las corredoras no hayan padecido el síndrome anteriormente ni tuvieran antecedentes de lesiones de cadera o rodilla, que hayan pasado al menos 2 meses de evolución con dolor y que el origen del mismo haya sido la carrera y no un traumatismo u otra actividad. De las 400 runners, 38 informaron dolor anterior de rodilla, 34 de ellas relacionado a la carrera y 15 de ellas fueron diagnosticadas médicamente e incluidas para el análisis (grupo SDFP). Para poder comparar los grupos, se buscó que el grupo control se conformara por corredoras que no desarrollaron la lesión y estuviera emparejado en edad y kilometraje mensual al grupo SDFP; además, el miembro inferior lesionado del grupo SDFP se comparó con el mismo miembro del grupo control. Se utilizó un software (Visual 3D) para calcular los ángulos de las articulaciones y se definió el contacto como el punto en que la fuerza de reacción vertical del suelo excedía los 20 N (newton) y el despegue cuando la fuerza fue inferior a 20 N.

Los datos se analizaron estadísticamente (usando el programa SPSS) y se realizaron pruebas t independientes para probar las hipótesis. Luego de normalizar en el tiempo las curvas cinemáticas

y promediar los datos de los cinco intentos de cada sujeto y los de las integrantes de cada grupo, se obtuvieron las curvas de las tres variables de interés: Eversión máxima del retropié, aducción de cadera y rotación interna de cadera.

Resultados: Se encontró que, en el período de apoyo analizado, las mujeres que luego desarrollaron SDFP mostraban mayor aducción de cadera (diferencia significativa; $P= 0,007$), menor eversión del retropié (diferencia no significativa; $P= 0,10$) y un aterrizaje con mayor rotación interna de cadera (diferencia no significativa; $P= 0,47$) con respecto al grupo que no desarrolló la lesión.

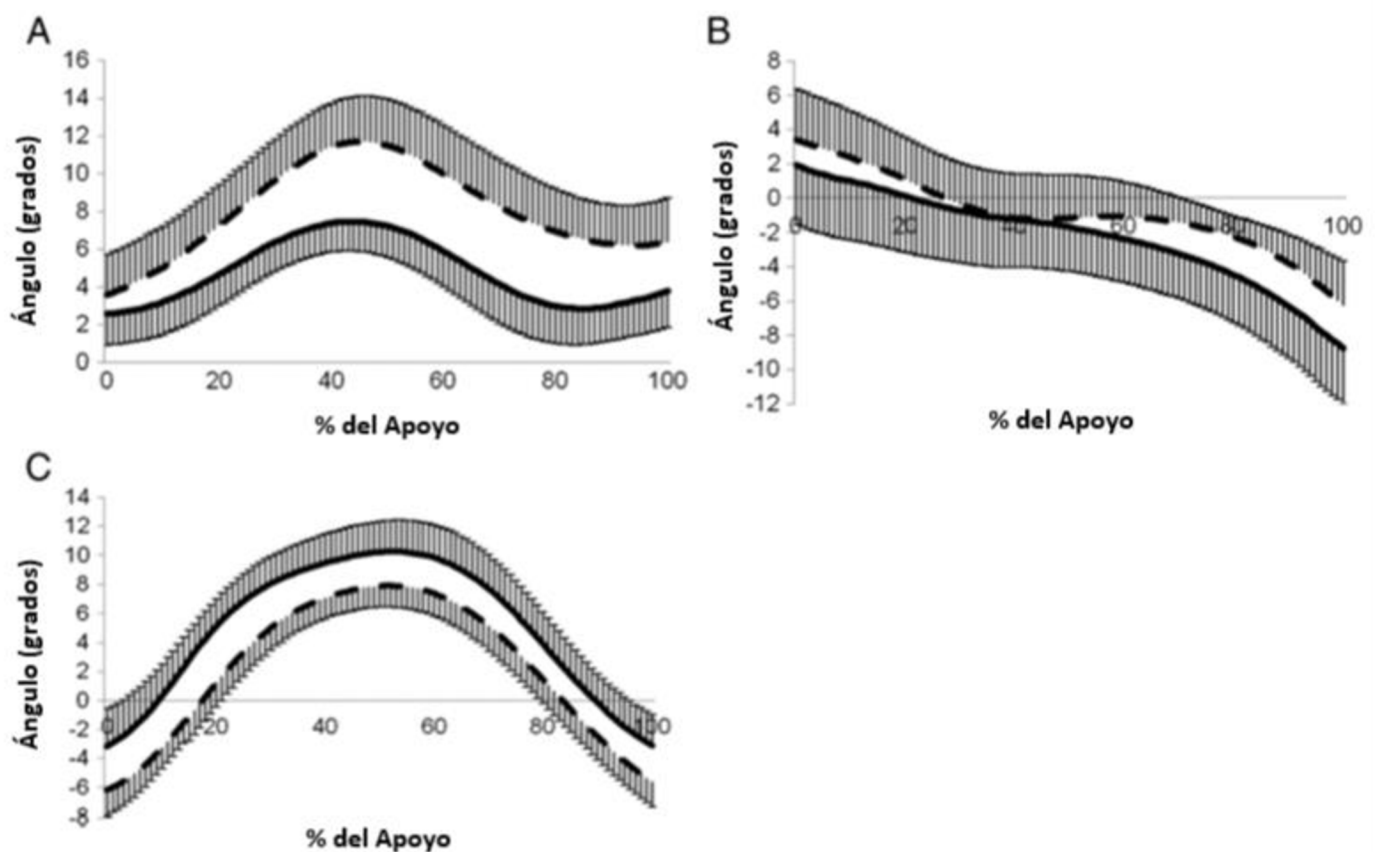


Figura 13. Conjunto de curvas para el grupo SDFP (línea punteada) y el grupo control (línea continua) para (A) ángulo de aducción de cadera, (B) ángulo de rotación interna de cadera y (C) ángulo de eversión del retropié. Las tres variables son positivas. Las barras de error representan la mitad de la desviación estándar (DE). (Noehren et al., 2013).

Como limitaciones del presente estudio, los autores mencionan que la inclusión del estudio de la mecánica del tronco de las corredoras puede haber brindado información adicional sobre los

hallazgos por las estrategias compensatorias a ese nivel, por ejemplo, para reducir la carga en los músculos abductores; además, los criterios de inclusión para formar parte del estudio debían ser muy estrictos para aumentar la validez del diagnóstico; la capacidad para detectar diferencias en la mecánica del retropié puede haber sido limitada y puede que el posicionamiento del sistema de coordenadas de la cadera utilizando marcadores en el trocánter mayor haya resultado menos preciso, especialmente para el plano transversal.

Como conclusión, se destaca que los resultados de este estudio proporcionan la primera evidencia prospectiva de una etiología de cadera para el SDFP en mujeres, sugiriendo que en los programas preventivos y de rehabilitación de lesiones se aborde la mecánica anormal de esta articulación para evitar el desarrollo y/o la recurrencia de esta entidad.

- ***Sagittal Plane Trunk Posture Influences Patellofemoral Joint Stress During Running (2014)(40)***

(La postura del tronco en el plano sagital influye en el estrés de la articulación femoropatelar durante la carrera)

Autores: Hsiang-Ling Teng y Christopher M. Powers

Publicado en 2014 por la Revista de Ortopedia y Fisioterapia Deportiva (JOSPT).

En este artículo, se realizó un estudio de diseño transversal de medidas repetidas. El **propósito**, explican los autores, fue triple: Examinar la asociación entre la postura del tronco en el plano sagital y el estrés de la AFP (EAFP) al utilizar una postura autoseleccionada del tronco (la que prefiere el sujeto); evaluar los efectos de modificar la postura del tronco en el plano sagital sobre el estrés de la AFP durante la carrera; e identificar la cinemática y la cinética femorrotuliana y femorotibial que pueden explicar los cambios en el estrés de la AFP al correr con diferentes posturas de tronco. Basados en la literatura preexistente sobre estas variables y la articulación tibiofemoral, plantearon la hipótesis de que el ángulo de flexión de tronco elegido por el individuo estaría inversamente relacionado con el estrés máximo de la AFP durante la fase de apoyo de la carrera y de que una postura de tronco más flexionada resultaría en una disminución del estrés máximo en la AFP al correr en comparación con la postura autoseleccionada.

La inclusión de este artículo en la tesina resulta relevante ya que, de acuerdo con los autores, la asociación de la postura del tronco en el plano sagital y el estrés de la AFP durante la carrera puede

generar un avance sobre la comprensión de la etiología del SDFP en corredores y facilitar el desarrollo de técnicas de running que reduzcan la carga de la AFP en esta población.

Tras analizar en un laboratorio de biomecánica la cinemática tridimensional del tronco y los MMII, la fuerza de reacción del suelo y la actividad muscular (por electromiografía) de 24 corredores recreativos (12 hombres, 12 mujeres) al correr en una pista de 14 m con 3 posturas de tronco diferentes (autoseleccionada, extendida y flexionada), se procesaron y analizaron los datos usando el software Visual 3D y se calculó la cinemática articular; los datos electromiográficos se procesaron con el software MATLAB y los datos de electromiografía (EMG) suavizados durante la fase de apoyo se normalizaron a la intensidad promedio registrada en los 3 segundos intermedios de pruebas de contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM). Para cuantificar la fuerza de reacción y el estrés de la AFP se utilizó un modelo biomecánico del plano sagital descrito previamente, para ello se necesitó saber el ángulo de flexión de la rodilla y el momento extensor de rodilla ajustado de cada participante y datos obtenidos mediante cálculos descritos por otros autores, como: área de contacto femoropatelar, brazo de palanca efectivo del cuádriceps y relación entre la fuerza del cuádriceps y la FDR. El momento extensor de rodilla ajustado fue necesario para tener en cuenta la co-contracción en esta articulación durante la carrera (activación del antagonista), para lo cual se calculó el momento flexor mediante el modelo SIMM (usando los datos cinemáticos y de EMG). Los resultados del modelo fueron: **Estrés de la AFP y FDR en función del ciclo de carrera**. Las **variables de interés** fueron, principalmente, el ángulo medio de flexión de tronco y el estrés de la AFP durante la fase de apoyo al correr; secundariamente, la FDR de la AFP, su área de contacto, el momento extensor de rodilla ajustado y el ángulo de flexión de rodilla. Todas fueron analizadas en el momento pico de estrés femoropatelar.

Resultados:

- Se encontró una **correlación inversa significativa entre el ángulo de flexión medio de tronco y la tensión máxima de la AFP para la condición autoseleccionada**, con una $P = .002$ y una $r = -0.60$.
- Una diferencia significativa en el ángulo promedio de flexión de tronco entre las 3 condiciones con una $P = .001$; en comparación con la condición autoseleccionada (en promedio, $7,3^\circ$, $+3,6^\circ$), la postura en flexión de tronco tuvo un aumento significativo del ángulo medio

de flexión de tronco ($14,1^\circ$, $\pm 4,8^\circ$) y, durante la postura en extensión, este ángulo disminuyó, también, de manera significativa ($4,0$, $\pm 3,9^\circ$).

- Se encontró también una **diferencia significativa en el estrés máximo de la AFP** (medido en mega pascales) entre las 3 condiciones del tronco durante la fase de apoyo de la carrera. Los resultados demostraron que la tensión máxima de la AFP **fue significativamente menor durante la condición flexionada** (en promedio $20,2$ megapascuales (MPa)) y significativamente mayor durante la condición extendida ($23,1$ MPa), comparados con la condición autoseleccionada ($21,5$ MPa).
- En concordancia con lo anterior, la **FDR de la AFP** en el momento del estrés máximo resultó, asimismo, significativamente diferente para las 3 condiciones: siendo **menor en la condición flexionada** ($71,0$ N/kg) y mayor durante la condición extendida ($81,3$ N/kg) en comparación con la autoseleccionada ($75,0 \pm 10,2$ N/kg).
- Se encontró una diferencia significativa en las 3 condiciones con respecto al área de contacto de la AFP durante el estrés máximo, siendo este mayor tanto en la condición flexionada ($232,4$ mm²) como extendida ($233,4$ mm²) en comparación con la autoseleccionada ($232,6$ mm²).
- Con respecto al **momento extensor de rodilla ajustado** en el momento de estrés máximo femoropatelar, las condiciones se diferenciaron significativamente ya que este momento fue **menor durante la condición de flexión** ($3,29$ N.m/kg) y mayor la de extensión ($3,70$ N.m/kg) comparado con la autoseleccionada ($3,54$ N.m/kg).
- El **ángulo de flexión de rodilla** durante el momento de estrés máximo resultó significativamente **mayor durante la condición flexionada** ($44,5^\circ$) y la extendida ($45,5^\circ$) comparadas con la autoseleccionada ($43,6^\circ$).

Habiendo obtenidos estos resultados, el presente estudio respalda la hipótesis de que la postura del tronco en el plano sagital autoseleccionada de un individuo durante la carrera está asociada con el estrés máximo de la AFP, dado que aquellos que corrieron con una postura más flexionada exhibieron un pico de estrés femoropatelar menor y los que corrieron erguidos mostraron un pico mayor, comparados con su postura autoseleccionada. Además, los autores apoyaron la premisa de que modificar la postura del tronco anteroposteriormente puede producir cambios significativos en el estrés femoropatelar durante la carrera (**un aumento de $6,8^\circ$ de ángulo medio de flexión resultó**

en una disminución del 6,0% en la tensión máxima femoropatelar y una disminución de 3,3° provocó un aumento del 7,4% en la tensión).

Estos hallazgos pueden representar varias implicancias clínicas. Primero, la correlación inversa entre el ángulo de flexión del tronco y el estrés femoropatelar ($r=-0,60$) sugiere que **correr con una postura relativamente extendida puede ser un factor contribuyente al desarrollo del SDFP**, aunque se necesitan estudios longitudinales para verificarlo. Segundo, incorporar la postura de tronco inclinado hacia delante durante la carrera podría usarse como **estrategia** de reducción de carga a nivel femoropatelar en corredores, dado que un aumento de 10° de flexión puede conducir a un porcentaje similar de reducción de carga femoropatelar (al disminuir un 13,4% el estrés máximo y un 13,8% la FDR de la AFP), sin recurrir a otros métodos como cambio del patrón de pisada, aumento de la velocidad de paso o cambio de calzado. “Debido a la naturaleza repetitiva de la carrera, una pequeña reducción en el estrés femoropatelar por paso podría resultar en reducciones significativas en la carga acumulada de la AFP.”

Cabe destacar que el cambio hacia una postura más flexionada del tronco al correr se produjo, al menos en parte, por un aumento de la flexión de cadera ($33,5^\circ +7^\circ$ en condición flexionada vs. $29,9^\circ +5,9^\circ$ en condición autoseleccionada) y que **los cambios en el estrés femoropatelar fueron impulsados principalmente por cambios en la FDR de esta articulación en relación a su área de contacto**, la cual no tuvo variaciones mayores al 1% en las distintas condiciones; asimismo, el ángulo de flexión de rodilla tuvo variaciones inferiores al 2% entre las distintas condiciones, por lo que **los cambios en la FDR parecen estar mayormente influenciados por el momento extensor de la rodilla ajustado.**

Como limitaciones, los autores mencionan que para estimar la tensión femoropatelar se utilizó un modelo plano (bidimensional), por lo que no se tuvieron en cuenta los movimientos y fuerzas conjuntas en los planos frontal ni transversal; por otro lado, se debe tener precaución al generalizar los resultados a otras poblaciones de pacientes, ya que este estudio solo evaluó a individuos sanos; y por último, no tuvieron en cuenta datos sobre cómo podría afectar el cambio en la postura del tronco al rendimiento de carrera, consumo de oxígeno o a la comodidad de cada corredor en un entrenamiento prolongado.

- ***Cumulative Loads Increase at the Knee Joint With Slow-Speed Running Compared to Faster Running: A Biomechanical Study (abril 2015)(41)***

(El aumento de las cargas acumuladas en la rodilla al correr a velocidad lenta comparado con correr más rápido: Un estudio biomecánico)

Autores: Jesper Petersen, Henrik Sørensen y Rasmus Østergaard Nielsen.

Publicado en 2015 por la Revista de Ortopedia y Fisioterapia Deportiva (JOSPT).

Este estudio biomecánico tuvo un diseño transversal y su **objetivo** fue investigar la hipótesis de que la carga acumulada en la rodilla durante la carrera aumenta a medida que la velocidad disminuye para una distancia dada. Si bien se ha demostrado que disminuir la velocidad de carrera puede reducir la carga por zancada, ya que las fuerzas máximas por zancada desarrolladas por los vastos interno, intermedio y externo aumentan al aumentar la velocidad de 3,4 a 5,2 m/s, el aumento en el número de zancadas requeridas para cubrir la distancia al ir más despacio puede contrarrestar los beneficios de reducir la carga por zancada.

Se realizó un análisis de laboratorio biomecánico recopilando **datos cinemáticos**, mediante un sistema de captura de movimiento 3D, y datos de **fuerza de reacción del suelo** mediante una plataforma de fuerza. Esta última, estaba ubicada en el piso, en el centro de una pista de atletismo de 18 m, y oculta bajo una alfombra para que los participantes no supieran su ubicación. Los participantes elegidos fueron en total 33 corredores recreativos voluntarios. Se recopilaron los datos a 3 velocidades: 8, 12 y 16 km/h.

Para procesaron y analizaron los datos por software y luego se cuantificaron los momentos que actúan sobre la rodilla normalizándolos por la masa corporal para poder comparar con estudios similares. Se calcularon la **longitud de zancada** y 6 variables relacionadas con la carga articular: **momento máximo, impulso, potencia máxima (absorción y generación) y trabajo (positivo y negativo)**, que fueron calculados **por zancada**. Además, se cuantificó la **carga acumulativa** (impulso acumulativo) multiplicando el impulso por zancada por el número de zancadas necesarias para recorrer 1000 m. Cabe destacar, que para que la carga acumulada disminuya después de aumentar la velocidad de carrera, la disminución en el número de zancadas por distancia debe compensar el aumento correspondiente en la carga por zancada, y en este estudio, la velocidad más alta en un volumen de medición relativamente pequeño hizo imposible determinar la longitud de zancada en algunas pruebas; es por eso que 17 corredores fueron excluidos post hoc.

Los análisis estadísticos permitieron evaluar, para cada parámetro, mediante un modelo de coeficiente aleatorio que permitía la medición repetida, el desarrollo de la carga por zancada y la carga acumulada en las 3 velocidades. Se consideraron resultados estadísticamente significativos si el valor P era menor a .05.

Resultados: Las velocidades de carrera en promedio fueron: Velocidad lenta: **8,02** km/h; velocidad media: **11,79** km/h y velocidad rápida: **15,78** km/h. Los 16 corredores analizados corrieron con CI de retropié y aumentaron la longitud de zancada al aumentar la velocidad. **La carga media en la rodilla por cada zancada aumentó significativamente en todos los parámetros biomecánicos, excepto en el impulso por zancada, a medida que aumentaron la velocidad;** estos son: Momento pico por zancada (Nm/kg), potencia máxima (absorción) por zancada (W/kg), potencia máxima (generación) por zancada, trabajo (negativo) por zancada y trabajo (positivo) por zancada (J/kg). Contrariamente, el **impulso acumulado** en rodilla para la distancia de 1000 m fue significativamente **mayor (un 80%) a una velocidad más lenta** de carrera en comparación que una más rápida.

Los autores destacan que, si bien las asociaciones entre los hallazgos basados en estudios biomecánicos y la etiología de la lesión debe realizarse con precaución, ya que deben realizarse estudios prospectivos a gran escala y ensayos controlados aleatorios para evaluar el efecto preventivo, los resultados sugieren que, **al correr una distancia dada a velocidad más lenta, los runners podrían ser más propensos a sufrir lesiones en la región anterior de la rodilla** (SDFP, tendinopatía rotuliana y síndrome de la banda iliotibial). Dado que es más probable que a distancias más largas corran a velocidad más lenta, el exceso de kilometraje puede estar asociado a estas lesiones, especialmente al estar fatigados; y dado que el conocimiento sobre etiología, prevención y tratamiento para el dolor anterior de rodilla es limitado, los profesionales podrían utilizar este y otros estudios biomecánicos para poder aconsejar a los corredores que reduzcan la carga en esa región. En la práctica, se podría aconsejar aumentar la velocidad de carrera y, también, disminuir la distancia o dividir la sesión en ciclos de carga (teniendo en cuenta que mayor velocidad implica mayor demanda metabólica), reduciendo aún más la carga acumulada. Con este estudio, se descubrió que **aumentar la velocidad de carrera de 8 a 12 km/h reduce en un 27% la carga en la articulación de la rodilla (impulso acumulativo)**. A aquellos que aumentar la carga por zancada (por el aumento de velocidad) les cause dolor, se puede optar o combinar otras estrategias. Por otro lado, una carrera a baja velocidad puede lograr picos de carga reducidos, haciendo que las

cargas repetitivas se entreguen por debajo de un umbral seguro teórico; correr a velocidad más lenta podría, asimismo, acompañarse de reducción de la distancia recorrida para controlar la carga acumulada total.

- ***Influence of Step Rate and Quadriceps Load Distribution on Patellofemoral Cartilage Contact Pressures during Running (agosto 2015)(42)***

(Influencia de la frecuencia/tasa de paso y la distribución de la carga del cuádriceps en las presiones de contacto del cartílago femorrotuliano durante la carrera)

Autores: Rachel L. Lenhart, Colin R. Smith, Michael F. Vignos, Jarred Kaiser, Bryan C. Heiderscheit y Darryl G. Thelen.

Publicado 2015 en la Revista de biomecánica (Journal of Biomechanics).

Lenhart et al. tuvieron como **objetivo** de estudio investigar los efectos de la velocidad de paso de carrera y del equilibrio de la fuerza del cuádriceps en la carga femoropatelar, en la cinemática y en las presiones de contacto del cartílago. Presumían que un aumento de la tasa de pasos induciría a una disminución de las presiones y del área de contacto femoropatelares y, además, hipotetizaban que la posición de la rótula y la presión de contacto migrarían lateralmente ante un vasto medial (VM) débil.

Si bien esta investigación no tuvo un diseño prospectivo, conocer factores influyentes en la carga, el contacto, la presión y/o la posición femorrotulianas puede ser útil para guiar las intervenciones destinadas a prevenir el dolor femoropatelar, además de su tratamiento.

El estudio consistió en analizar, a través de un sistema de captura de movimiento, la mecánica de carrera de 22 corredores recreativos sanos (15 hombres, 7 mujeres) que debían correr en una cinta rodante instrumentada al 90%, al 100% y al 110% de su velocidad de paso preferida durante 1-2 minutos (guiados por metrónomo). Se obtuvieron así los datos cinemáticos y las fuerzas de reacción del piso de cada corredor. Para el análisis, se determinó el cuadro filmado durante el apoyo que resultó en la mayor fuerza neta de contacto patelofemoral. Los **datos extraídos** del mismo, y comparados entre sí para cada condición, (mediante métodos estadísticos) fueron: Área de cartílago rotuliano en contacto, presión máxima de contacto de la rótula, presión promedio de la rótula sobre el área de contacto y ubicación mediolateral del centro de presión de contacto en relación con la cresta mediana de la rótula. Para obtener todos esos datos sobre cada corredor al momento de correr se utilizó un modelo musculoesquelético 3D de miembro inferior, validado previamente, adaptado

para incluir una rodilla de 6 grados de libertad tibiofemoral y femoropatelar, el cual fue escalado a las dimensiones antropométricas de los sujetos en estudio y tenía en cuenta la relación fuerza-deformación de los ligamentos y la presión del cartílago como una deformación elástica utilizando imágenes de RMN y cálculos de base elástica. Distintas ecuaciones y algoritmos permitieron predecir las activaciones musculares, la cinemática de la rodilla y las presiones de contacto femoropatelar durante el ciclo de running de cada participante.

Por otro lado, los autores buscaron probar la influencia de las relaciones de fuerza alteradas entre el vasto lateral (VL) y el vastus medialis modificando una de las variables que se tuvieron en cuenta en el modelo 3D para determinar las activaciones musculares, la relación de fuerza isométrica máxima VL/VM (sin alterar la suma de sus fuerzas). Entonces, pasando cada relación VL/VM de 0,75 a 2,25, se volvieron a calcular tanto la cinética como la cinemática de rodilla que generarían las aceleraciones experimentales de cadera, rodilla y tobillo (tomando las muestras de velocidad preferida) de todos los sujetos. Pudieron determinar así los cambios promedio en la distribución de la carga del cuádriceps, la carga de la AFP, la cinemática femoropatelar y la presión del cartílago que surge con los cambios en la relación de fuerza VL/VM.

Resultados: Se pudo observar que tanto las fuerzas de contacto FP, como el área de contacto y las magnitudes de presión de contacto tuvieron variaciones temporales similares sobre el apoyo, alcanzando su punto máximo en aproximadamente el 45% del apoyo (ligemente después de la carga máxima del cuádriceps y del tendón rotuliano). Las fuerzas de contacto de la rótula, con un componente dirigido medialmente, hicieron que la presión se concentrara más en la cara lateral. A medida que progresaba el apoyo, del talón al apoyo medio, el área de contacto aumentó aproximadamente 3 veces, alcanzando un área promedio de 637 mm² a velocidad preferida. Además, para esta misma condición, se observó que la presión de contacto patelar media fue de 5,1 MPa y la presión máxima de 9,8 MPa.

¿Qué sucedió con los cambios en la velocidad de paso?

- “El aumento de la velocidad de paso indujo reducciones significativas tanto en la magnitud como en el componente medial de la fuerza femorrotuliana.” Respecto a la velocidad preferida, **el aumento de la tasa de pasos resultó en una fuerza femoropatelar neta un 16,6% menor**, mientras que, al disminuirla, esta fuerza fue un 15,4% más alta. Sobre el **componente medial de la fuerza femoropatelar, aumentar un 10% la velocidad de paso hizo que este disminuyera en un -10,6%**, mientras que disminuir la velocidad de paso un

10% hizo que este componente aumentara en un 14%, respecto a la preferida. “Sin embargo, no hubo cambios significativos en la **traslación lateral o la inclinación lateral de la rótula** al cambiar la frecuencia de paso.”

- Aumentar la tasa de pasos indujo a un **área de contacto promedio** un 7,4% menor, mientras que reducirla aumentó el área en un 5,2%. La **presión media** al aumentar la velocidad fue un 10,4% menor y al disminuirla un 9,6% mayor, respecto a la velocidad preferida. Por otro lado, al aumentar la velocidad de paso, el **centro de presión de la rótula** se desplazó lateralmente 0,4 mm (poco, pero significativo). (Figura 14)

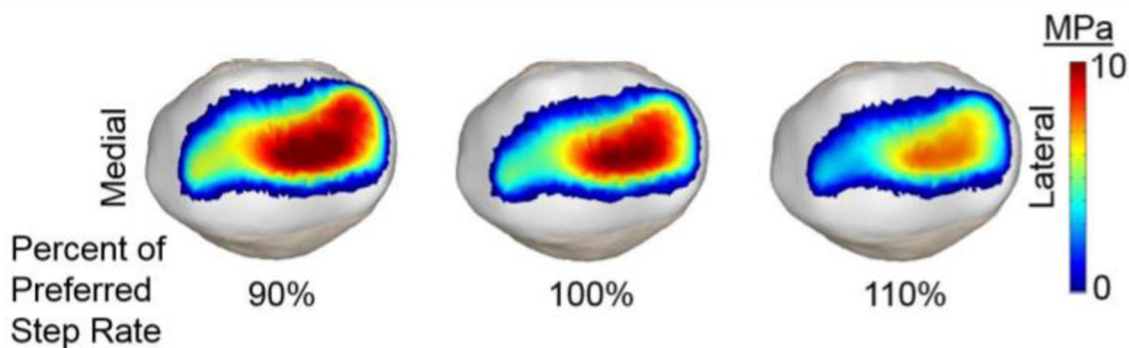


Figura 14. *Imágenes de muestra de las presiones de contacto de la faceta de la rótula en el momento de la carga máxima femorrotuliana cuando se ejecuta al 90 %, 100 % y 110 % de la velocidad de paso preferida. Se observa una reducción tanto en las magnitudes de la presión de contacto como en el área con un aumento en la velocidad de paso. (Lenhart et al., 2015)*

- Respecto a la relación de fuerza VL/VM, se observó que el cambio en las contribuciones de estos músculos a la carga neta del cuádriceps produjo cambios proporcionales en la misma en el momento de la carga máxima. Aumentar la relación de fuerza del VL respecto al VM de 0,75 a 2,25, produjo una **mayor carga patelar medial** (en promedio 185 N más), una **mayor abducción de la rótula** (+4,4°) y una **mayor inclinación lateral de la rótula** (+2°), mientras que solo provocó una **traslación lateral** de menos de 0,5 mm.
- Como hallazgo significativo, se encontró que esta modificación indujo una migración de 3,5 mm del **centro presión de la rótula** hacia lateral; mientras que una disminución de esta relación lo medializa. A su vez, tuvo un efecto relativamente pequeño sobre las magnitudes de presión o el área de contacto.

- Teniendo en cuenta un enfoque alternativo, se adaptó el control neuromuscular para variar la activación relativa de VL/VM y evitar un retraso en la activación del VM. Se descubrió que esto también alteraba los patrones de fuerza VL/VM y las presiones de contacto de la rótula, se manera similar a lo obtenido al alterar su relación de fuerza.

Como limitaciones de este estudio, cabe destacar que para el modelo esquelético 3D se utilizaron imágenes de RMN que fueron tomadas en decúbito supino (carga más baja en la rodilla que al correr) y que se utilizó un modelo genérico de rodilla, el cual, si bien tuvo en cuenta desviaciones estándar de las medidas geométricas promedio reportadas en la literatura, podría ser más preciso si se consideraran las medidas articulares específicas. Además, los participantes fueron corredores libres de lesiones, por lo que se necesitan más trabajos para extrapolar los resultados a corredores con SDFP. Por último, existen distintas fuentes de desequilibrio de carga del cuádriceps que pueden desencadenar en el maltracking rotuliano y en el SDFP, por lo que pueden existir también otras estrategias de tratamiento o prevención a parte de las estudiadas en este artículo.

Finalmente, este estudio concluye que el **aumento de la frecuencia de paso tiende a modular la magnitud de las presiones de contacto (media y máxima) y el área de contacto femoropatelar y que el fortalecimiento del vasto medial puede alterar la ubicación mediolateral de la presión de contacto femoropatelar.**

- *Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques (2019)(43)*

(Estrés femoropatelar medido a través de tres técnicas de carrera diferentes)

Autores: Ana Flavia dos Santos, Theresa Helissa Nakagawa, Fabio Viadanna Serrão, Reed Ferber
Publicado en 2019 por la revista Gait & Posture

En esta investigación se procuró comprender las cargas que actúan sobre la articulación femoropatelar durante diferentes técnicas de carrera, para lo cual se calculó el estrés en la articulación femoropatelar mediante un modelo biomecánico bidimensional utilizado en otros estudios. La comparación del EAFP entre tres técnicas de carrera diferentes y la carrera típica de retropié no había sido realizada antes. El **objetivo** fue medir los cambios en la fuerza de reacción del piso y los patrones cinéticos y cinemáticos de carrera de los MMII y, por lo tanto, calcular los cambios en el EAFP durante las siguientes condiciones de carrera: Correr con CI de antepié (FFOOT); correr con un aumento del 10% de la tasa de paso (STEP10%); correr con una

inclinación del tronco hacia delante (forward trunk lean, FTL); en comparación con el patrón típico de CI con el retropié y también comparando las técnicas entre sí. Los autores presumían que la condición FFOOT disminuiría el momento extensor de rodilla por mayor contribución del tobillo en el apoyo; además, plantearon la hipótesis de que una cadencia más alta disminuiría el ángulo pico de flexión de rodilla y que en la condición FTL reduciría el momento extensor de rodilla al haber mayor contribución de la articulación de la cadera; hipotetizaron, finalmente, que habría una mayor reducción del estrés femorrotuliano durante FFOOT, seguida por STEP10% y FTL.

El procedimiento consistió en grabar por video las pruebas de carrera sobre cinta de 19 corredores recreativos (8 hombres, 11 mujeres) que tenían un promedio de edad de 28 años y que entrenaban unos 16,58 km semanales. Fueron cambiando las condiciones de carrera siendo guiados por instrucción verbal y metrónomo. Se registraron la cinemática y la cinética de cada uno para cada condición, la fuerza de reacción del suelo y se calcularon los momentos articulares normalizados por masa corporal. Se utilizó un modelo descripto previamente que considera el ángulo de flexión de rodilla y el momento articular neto durante la fase de apoyo de carrera como variables de entrada para calcularlo. Para llegar a ello, se utilizaron ecuaciones de otros autores; se necesitó obtener: el brazo de palanca efectivo del cuádriceps, la fuerza del cuádriceps, la fuerza de compresión de la AFP y el área de contacto femoropatelar en relación con el ángulo de flexión de rodilla. El EAFP fue el resultado de la fuerza compresiva dividida por el área de contacto femoropatelar.

En el análisis estadístico, se compararon, por un análisis de medidas repetidas (ANOVA), los ángulos articulares del tronco y MMII en plano sagital, los momentos internos de las articulaciones de MMII, el EAFP y la integral del estrés femoropatelar respecto al tiempo de cada participante en cada una de las técnicas con la carrera típica de retropié.

Resultados: La velocidad de carrera promedio fue de 2,81 m/s (10,116 km/h). A diferencia de la pisada de retropié y las demás técnicas, en la condición de FFOOT existía un ángulo de flexión plantar significativo ($P=0.01$); a su vez, el ángulo de pisada fue significativamente diferente entre las demás técnicas: STEP10% presentó menor dorsiflexión que la carrera de retropié y FTL presentó mayor dorsiflexión que ambas. La cadencia fue mayor en STEP10% respecto a todas las técnicas y FFOOT y FTL no presentaron cambios significativos en la misma respecto a la carrera de retropié. El ángulo de flexión de tronco fue mayor en FTL respecto a todas las demás condiciones; específicamente, hubo un aumento de $7,89^\circ$ más de flexión respecto a la carrera típica; mientras que entre FFOOT y STEP% no hubo grandes diferencias.

Los autores expresaron en una tabla los datos obtenidos sobre las variables biomecánicas de MMII y las variables cinéticas sobre el EAFP en cada condición de carrera, reflejándose los siguientes resultados:

- La condición **FFOOT implicó una reducción significativa, del 27,09%, en el pico de estrés femoropatelar** ($P < 0.01$) **y de la integral del estrés femoropatelar respecto al tiempo** ($P < 0.01$); también una flexión plantar un 36,73% mayor ($P < 0.01$), un **ángulo de flexión máxima de rodilla significativamente más bajo** ($P = 0,01$), 2,85° menos (lo que influye directamente en el cálculo del estrés), un **momento extensor de rodilla inferior** ($P < 0,01$), precisamente un 26,54% menor, y una FDR del piso vertical pico significativamente mayor (9,33%) ($P < 0,01$), en comparación con la condición típica. Este tipo de pisada causa un aumento de la aceleración tibial durante el CI que, si bien permite mayor participación del tobillo en la amortiguación, esto exige gran participación de los plantiflexores para controlar la dorsiflexión resultante de la reacción del piso. Además, se observó que la longitud de paso fue 5 cm menor y el tiempo de fase de apoyo 0,02 s menor comparado con el apoyo de retropié.

- La condición **STEP10% redujo un 11,78% el pico de EAFP** ($P < 0.01$), **redujo la integral del EAFP por paso** ($P < 0.01$) **y la integral de EAFP acumulado por kilómetro en un 12,90%** ($P = 0,003$); no se midieron cambios en el momento extensor de rodilla a pesar de haber una reducción significativa, de 2,83°, del ángulo máximo de flexión ($P < 0.01$) comparado con la condición de retropié. La **menor flexión de rodilla** podría explicarse por la disminución en la longitud de paso y le ubicación del CI más cerca de la proyección del centro de masa corporal.

- La condición **FTL mostró un ángulo máximo de flexión de rodilla de 1,76° mayor** que el patrón típico ($P = 0.022$) y, si bien el **EAFP se redujo en un 4,76%, esto no fue significativo** ($P = 0.187$), al igual que la integral del EAFP en el tiempo por kilómetro ($P = 0,815$). En el momento extensor de cadera hubo un aumento significativo, del 64,70% ($P = < 0,01$) respecto a la condición típica.

Con respecto a las limitaciones, los autores destacan que el modelo biomecánico utilizado para estimar el estrés femoropatelar fue bidimensional, sin tener en cuenta la cinemática o cinética del plano frontal ni transversal; a su vez, para estimar la fuerza del cuádriceps no se tuvo en cuenta la

co-contracción con sus antagonistas, ya que el cálculo se basó en un estudio previo; sin embargo, estudios posteriores más complejos que incluían las áreas transversales musculares o datos de EMG alcanzaron resultados similares. Por otro lado, el presente estudio solo analizó los efectos inmediatos de estas condiciones de carrera de un grupo de individuos sanos y las pruebas se realizaron sobre cinta, por lo que la interpretación debe ser cuidadosa. Se necesitarían análisis a largo plazo para informar el beneficio de estas técnicas en la incidencia de lesiones y también el estudio de personas con SDFP para confirmar, o no, el beneficio sobre estos pacientes.

Como conclusiones, se demostró que **todas las técnicas redujeron el EAFP en corredores sanos respecto a su patrón típico de retropié, principalmente la condición FFOOT (significativamente, la más efectiva para reducir el estrés), seguida de STEP10% (significativamente) y FTL (no significativamente en este estudio)**. Comparándolas entre sí, la técnica FFOOT fue más efectiva que STEP10% para reducir el EAFP (con una diferencia de 17,35%), STEP10% redujo un 23,46% más el estrés que FTL y FFOOT redujo un 8,44% más la integral de tiempo de EAFP por kilómetro que FTL.

Los hallazgos podrían ser utilizados para estrategias a corto plazo, según los autores, y para programas de prevención y rehabilitación del SDFP teniendo precaución respecto a las posibles sobrecargas articulares, tanto proximal (por el aumento del momento extensor de cadera en FTL) y distal (por el aumento de la flexión plantar en la FFOOT).

- ***Knee biomechanical factors associated with patellofemoral pain in recreational runners (2022)(44)***

(Factores biomecánicos de la rodilla asociados con el dolor femorrotuliano en corredores recreativos)

Autores: Chen Yang, Thomas M. Best, Hui Liu y Bing Yu

Publicado en 2022 en la revista The Knee

Esta investigación consistió en un estudio transversal sobre corredores recreativos con el propósito de determinar las posibles asociaciones de los ángulos y momentos de la articulación de la rodilla con los síntomas del SDFP. Para ello, analizaron estas características en corredores recreativos masculinos y femeninos con SDFP, en condiciones dolorosas y no dolorosas; así, se compararon las características en condición sintomática y no sintomática de cada corredor y, además, se compararon con las características de un grupo control sin SDFP. Si bien no realizaron un estudio

prospectivo, al identificar las características biomecánicas de corredores diagnosticados con esta entidad al correr sin dolor y compararlas con las mismas cuando sí tienen dolor, puede llegar a aportar información valiosa para encontrar posibles mecanismos que conduzcan a la sobrecarga femoropatelar.

Los autores plantearon **dos hipótesis**: La primera, que los corredores recreativos con SDFP presentarían un aumento de la flexión máxima de rodilla y los ángulos de rotación externa y en valgo y los momentos de extensión máxima de rodilla y de rotación interna y varo al correr Sin dolor, comparados con los corredores recreativos sin SDFP; la segunda, que los corredores recreativos con SDFP disminuirían el ángulo máximo de flexión, de valgo y de rotación externa, así como disminuirían el momento pico de extensión, varo y rotación interna al correr Con dolor comparados con ellos mismos al correr Sin dolor.

Los participantes analizados fueron 15 corredores recreativos masculinos y 15 femeninas que conformaron el grupo SDFP (diagnosticados por fisioterapeuta) y que corrieron en condición dolorosa y no dolorosa en días separados, evaluada a través de la escala visual analógica (EVA) durante una prueba de sentadilla unipodal, además de otro grupo de corredores recreativos sin SDFP emparejados con el grupo SDFP. Todos los participantes estaban ciegos a la hipótesis del estudio. El procedimiento consistió en recopilar los datos cinemáticos, cinéticos y de fuerza de reacción del piso de cada uno mientras corrían a una velocidad de 4,0 m/s (14,4 km/h) sobre una pista. Se identificaron los ángulos máximos de flexión de rodilla y de rotación externa y valgo, así como los momentos de extensión de rodilla, rotación interna y varo, durante la fase de aterrizaje (definida como el período desde el CI del pie en el suelo hasta la flexión máxima de la rodilla) en cada prueba para todos los participantes. Los momentos se calcularon utilizando un enfoque dinámico inverso y normalizado al peso corporal y la altura (Nm/N/m). Además, los ángulos y momentos se normalizaron en el tiempo como el porcentaje de la duración de la fase de apoyo.

Para probar la primera hipótesis, se compararon las variables dependientes entre los grupos (grupos SDFP y grupo control) y entre sexos (masculino y femenino); además, si se identificaba una interacción significativa de grupo y sexo para cierta variable, se comparaba esta variable entre sexos dentro de cada grupo y entre grupos dentro de cada sexo. Para contrastar la segunda hipótesis, se compararon las variables dependientes entre las evaluaciones con dolor y sin dolor del grupo SDFP y entre sexos; si se detectaba una interacción significativa de la condición dolorosa y el sexo para cierta variable, se comparaba la variable entre sexos para los runners de la condición dolorosa

o no dolorosa o para comparar las condiciones de dolor o no dolor dentro de cada sexo. La tasa de error elegida fue tipo I inferior o igual a 0,05 (significación estadística general).

Resultados: Cabe destacar que, de las participantes femeninas del grupo SDFP, cinco no alcanzaron los requisitos de nivel de dolor, por lo que fueron excluidas del análisis de los datos, así como sus controles emparejadas. Con respecto a los datos demográficos, se comprobó que no hubo diferencias significativas en la masa corporal, altura, edad o años de experiencia en running entre los participantes con SDFP y sus controles emparejados.

Dolor en el grupo SDFP:

- La media de la duración de los síntomas por SDFP fue, para participantes masculinos, de 9,3 2 meses, y para femeninos de 8,9 meses.
- La media de la puntuación de la escala visual analógica (VAS) de la prueba de sentadilla unipodal fue, para masculinos, de 4,2 y de 4,4 para femeninas antes de las pruebas con dolor de rodilla; el dolor en el momento de la prueba era similar al nivel de dolor en sus ejercicios diarios de carrera. La VAS fue de 0 para todos antes de sus pruebas sin dolor.

Comparaciones entre grupo SDFP sin dolor y grupo control (hipótesis 1):

- Se encontró que **los participantes masculinos con SDFP al correr sin dolor presentaban un ángulo máximo de flexión de rodilla significativamente mayor que los emparejados sanos** ($P=0,008$);
- También, que el **ángulo máximo de valgo de rodilla era significativamente mayor en los participantes con SDFP al correr sin dolor (sin distinción de sexo) comparados con los controles sanos** ($P=0,001$).

Comparaciones dentro del grupo SDFP, en condición dolorosa y no dolorosa (hipótesis 2):

- Se encontró que **el ángulo máximo de valgo de la rodilla de los participantes con SDFP al correr con dolor era significativamente menor comparado a cuando corrían sin dolor** ($P=0,001$) **para ambos sexos.**

Los autores han encontrado un respaldo parcial para su primera hipótesis ya que solo se han encontrado diferencias significativas sobre las variables de ángulo máximo de flexión y de valgo de rodilla entre corredores con SDFP que corrieron sin dolor y runners sanos y no sobre las variables de momentos ni de ángulo de rotación externa de rodilla. Estos hallazgos resultan de gran importancia para los objetivos de la tesina, dado que, como dicen los autores, en concordancia con

estudios previos, mayores ángulos de flexión de rodilla y de valgo de rodilla al correr parecen estar asociados al desarrollo de los síntomas del SDFP por un aumento en la carga de la AFP; además, estos factores parecen ser específicos por sexo. Por otro lado, la segunda hipótesis, relacionada con las compensaciones realizadas por los runners al correr con dolor, también ha sido parcialmente respaldada, ya que observaron que no habían disminuido todos los ángulos y momentos de rodilla analizados al correr doloridos (se encontró, únicamente, una disminución significativa del ángulo máximo de valgo). Dado que el valgo de rodilla aumenta la carga de la AFP, es probable que de esta forma los atletas hayan intentado disminuir los síntomas. Según estudios previos, el control del valgo de rodilla puede estar determinado en parte a menor movimiento a nivel de la pelvis en el plano frontal y de la cadera en los planos frontal y transversal. Si bien se ha demostrado que la tensión de la AFP aumenta a medida que aumenta la flexión de rodilla de 0 a 90° (aumenta el componente anteroposterior de la fuerza de contacto entre rótula y fémur), los corredores no han realizado una compensación significativa para reducir la carga flexionando menos la rodilla; esto puede deberse a que el control del valgo haya sido suficiente y/o a que la mayor influencia sobre la carga provenga de la cinemática del plano frontal y transversal. Además, al no haber variado los momentos al correr con dolor, al igual que se vio en literatura previa, parece que el aumento de la carga de la AFP se debe principalmente a la cinemática alterada de la rodilla más que al aumento de los momentos articulares, sumado a que las adaptaciones realizadas al moverse con dolor parecen alterar la distribución de la carga de la rodilla.

Relevancia: “Nuestros resultados demostraron que el ángulo de valgo de rodilla es un factor biomecánico crítico asociado a SDFP para corredores recreativos, y que tanto hombres como mujeres corredoras recreativos intentaron disminuirlo para evitar el dolor. Por lo tanto, la disminución del valgo durante la carrera podría ser un objetivo específico en futuras intervenciones dirigidas a personas con SDFP.(...) También mostramos un mayor ángulo de flexión de rodilla como otro factor biomecánico asociado a SDFP para corredores recreativos masculinos. Aunque estos no redujeron el ángulo de flexión para evitar el dolor, entrenar a los corredores recreativos para disminuir el ángulo máximo de flexión de rodilla durante la carrera aún puede ser una opción potencial para la prevención y tratamiento del SDFP.”

Como limitaciones de este estudio, se encuentran: La restricción de los hallazgos a este tipo de población y no a sujetos que participen en otros deportes o con diferentes patrones de marcha al correr; la reducida población de estudio al haber tenido que excluir 5 mujeres de la muestra original;

la ubicación de los marcadores de la pelvis sobre el pantalón corto ajustado; las evaluaciones y variables analizadas exclusivamente sobre la rodilla sin tener en cuenta la posible influencia de la biomecánica de la cadera y el tobillo y el no haber analizado la tasa de carga y el impulso angular de la rodilla como características de carga importantes.

Tabla 4. Síntesis de los artículos incluidos en esta revisión.

<i>Título, autores, año</i>	<i>Metodología</i>	<i>Objetivo</i>	<i>Resultados</i>	<i>Conclusión</i>
<p>“Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain”</p> <p>(Evidencia prospectiva para una etiología de cadera en el Dolor Femoropatelar)</p> <p>Autores: Brian Noehren, Joseph Hamill e Irene Davis</p> <p>Publicado en 2013</p>	<p>Estudio de cohorte prospectivo. 400 corredoras sanas de entre 18 y 45 años (que realizaban un mínimo de 20 millas/semana) se sometieron a un análisis de la carrera instrumentado y luego se les hizo un seguimiento de cualquier lesión que pudieran haber desarrollado durante un período de 2 años. Se desarrollaron 15 casos de PFP, que fueron confirmados por un profesional médico. Su mecánica de carrera inicial se comparó con un número igual de corredores que no sufrieron lesiones.</p>	<p>Evaluar la mecánica de carrera de las corredoras que desarrollan SDFP en comparación con un grupo control sano que no desarrolló ninguna lesión.</p>	<p>En el período de apoyo analizado, las mujeres que luego desarrollaron SDFP mostraban mayor aducción de cadera (diferencia significativa), menor eversión del retropié (diferencia no significativa) y un aterrizaje con mayor rotación interna de cadera (diferencia no significativa) con respecto al grupo que no desarrolló la lesión.</p>	<p>Se destaca que los resultados de este estudio proporcionan la primera evidencia prospectiva de una etiología de cadera para el SDFP en mujeres, sugiriendo que en los programas preventivos y de rehabilitación de lesiones se aborde la mecánica anormal de esta articulación para evitar el desarrollo y/o la recurrencia de esta entidad.</p>
<p>“Sagittal Plane Trunk Posture Influences Patellofemoral Joint Stress During Running”</p> <p>(La postura del tronco en el plano sagital influye en el estrés de la articulación femoropatelar durante la carrera)</p>	<p>Estudio transversal, de medidas repetidas. 24 corredores recreativos asintomáticos de entre 18 y 39 años (12 mujeres, 12 hombres) corrieron sobre el suelo a una velocidad de 3,4 m/s en 3 condiciones de postura del tronco: autoseleccionada, flexionada y extendida. Se obtuvieron la cinemática del tronco y la rodilla, las fuerzas de reacción del suelo y las señales electromiográficas de</p>	<p>Triple propósito:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Examinar la asociación entre la postura del tronco en el plano sagital y el estrés de la AFP al utilizar una postura autoseleccionada del tronco; 2. Evaluar los efectos de modificar la postura del tronco en el plano sagital sobre el estrés de la AFP durante la carrera; 3. Identificar la cinemática y la cinética 	<p>Se encontró:</p> <p>*Una correlación inversa significativa entre el ángulo de flexión medio de tronco y la tensión máxima de la AFP para la condición autoseleccionada;</p> <p>*en comparación con la condición autoseleccionada, se encontró, que la postura en flexión de tronco tuvo un aumento significativo del ángulo medio de flexión de tronco y, durante la postura en extensión, este ángulo</p>	<p>La postura del tronco del plano sagital autoseleccionada de un individuo se asoció inversamente con el estrés de la AFP durante la carrera. Específicamente, se encontró que una postura erguida del tronco estaba asociada con un mayor estrés máximo FP. Además, un aumento de 6,8° en la flexión del tronco en el plano sagital reducía significativamente el estrés de la AFP. El cambio en el estrés</p>

<p>Autores: Hsiang-Ling Teng y Christopher M. Powers</p> <p>Publicado en 2014</p>	<p>los músculos de MMII seleccionados. Se utilizó un modelo biomecánico de AFP descripto anteriormente para cuantificar el EAFP. Los resultados del modelo fueron: EAFP y fuerza de reacción en función del ciclo de carrera. Las variables de interés fueron, principalmente, el ángulo medio de flexión de tronco y el estrés de la AFP durante la fase de apoyo al correr; secundariamente, la FDR de la AFP, su área de contacto, el momento extensor de rodilla ajustado y el ángulo de flexión de rodilla. Todas fueron analizadas en el momento pico de estrés femoropatelar y se analizaron en 5 zancadas exitosas de cada condición de tronco y se promediaron.</p>	<p>femorrotuliana y femorotibial que pueden explicar los cambios en el estrés de la AFP al correr con diferentes posturas de tronco.</p>	<p>disminuyó, también, de manera significativa; *que la tensión máxima de la AFP fue significativamente menor durante la condición flexionada y significativamente mayor durante la condición extendida; *que la FDR de la AFP en el momento del estrés máximo resultó significativamente diferente para las 3 condiciones, siendo menor en la condición flexionada y mayor durante la condición extendida; *además, hubo una diferencia significativa en las 3 condiciones con respecto al área de contacto de la AFP durante el estrés máximo, siendo este mayor tanto en la condición flexionada como extendida; *El momento extensor de rodilla ajustado en el momento de máximo EAFP fue significativamente menor durante la condición de flexión y mayor en la extensión comparado con la autoseleccionada; *El ángulo de flexión de rodilla durante el momento de máximo EAFP resultó significativamente mayor durante la condición flexionada y la extendida</p>	<p>de AFP se debió principalmente a cambios en la fuerza de reacción de la misma, que fue impulsada por una reducción en el momento extensor de rodilla ajustado. Se propone así que una postura erguida del tronco durante la carrera puede predisponer a un individuo a un mayor riesgo de PFP y que la incorporación de un tronco inclinado hacia adelante durante la carrera puede ser un medio alternativo para reducir el estrés del PFJ, en lugar de modificaciones de la carrera como cambiar el patrón de pisada, correr descalzo y aumentar la velocidad de los pasos.</p>
---	--	--	--	--

			comparadas con la autoseleccionada.	
<p>“Cumulative Loads Increase at the Knee Joint With Slow-Speed Running Compared to Faster Running: A Biomechanical Study”</p> <p>(El aumento de las cargas acumuladas en la rodilla al correr a velocidad lenta comparado con correr más rápido: Un estudio biomecánico)</p> <p>Autores: Jesper Petersen, Henrik Sørensen y Rasmus Østergaard Nielsen</p> <p>Publicado en 2015</p>	<p>Estudio transversal. Se recogieron datos cinemáticos y de la fuerza de reacción del suelo de 16 corredores recreativos sanos, durante una carrera estable (en una pista de atletismo de 18 m) con un patrón de apoyo del retropié a 3 velocidades diferentes (media +- D.E.): 8,02 +- 0,17 km/h, 11,79 +- 0,21 km/h, y 15,78 ± 0,22 km/h. Se cuantificaron los momentos que actúan sobre la rodilla usando un enfoque de dinámica inversa tridimensional estándar y se normalizaron por la masa corporal. Se calcularon la longitud de zancada y 6 variables relacionadas con la carga articular: Momento máximo, impulso, potencia máxima (absorción y generación) y trabajo (positivo y negativo), que fueron calculados por zancada. Además, se cuantificó la carga acumulativa (impulso acumulativo) multiplicando el impulso por zancada por el número de zancadas necesarias para recorrer 1000 m.</p>	<p>Investigar la hipótesis de que la carga acumulada en la rodilla durante la carrera aumenta a medida que la velocidad disminuye para una distancia dada.</p>	<p>Basado en una distancia de carrera de 1000 m, la carga acumulada en la rodilla fue significativamente mayor a una velocidad de carrera lenta que a una velocidad de carrera alta (diferencia relativa, 80%).</p> <p>La carga media por zancada en la rodilla aumentó significativamente en todos los parámetros biomecánicos, excepto en el impulso, luego de un aumento en la velocidad de carrera.</p>	<p>Correr a baja velocidad reduce las cargas en la articulación de la rodilla por zancada y aumenta la carga acumulada en la articulación de la rodilla para una carrera determinada distancia, en comparación con una carrera más rápida. La razón principal del aumento de la carga acumulada a velocidades más bajas es un aumento en el número de zancadas necesarias para cubrir la misma distancia.</p> <p>Los autores destacan que, si bien hacen falta estudios prospectivos a gran escala y ensayos controlados aleatorios para establecer esta relación causal, los resultados sugieren que al correr una distancia dada a velocidad más lenta los runners podrían ser más propensos a sufrir lesiones en la región anterior de la rodilla (SDFP, tendinopatía rotuliana y síndrome de la banda iliotibial), especialmente ante grandes distancias.</p>
<p>“Influence of Step Rate and Quadriceps Load Distribution on</p>	<p>Estudio transversal. Consistió en analizar la mecánica de carrera de 22</p>	<p>Investigar los efectos de la velocidad de paso de carrera y del equilibrio de la fuerza del</p>	<p>Se pudo observar que tanto las fuerzas de contacto FP, como el área de contacto y las</p>	<p>Este estudio concluye que el aumento de la frecuencia de paso tiende a modular la</p>

<p style="text-align: center;"><i>Patellofemoral Cartilage Contact Pressures during Running</i></p> <p>Influencia de la frecuencia/tasa de paso y la distribución de la carga del cuádriceps en las presiones de contacto del cartílago femorrotuliano durante la carrera)</p> <p>Autores: Rachel L. Lenhart, Colin R. Smith, Michael F. Vignos, Jarred Kaiser, Bryan C. Heiderscheit y Darryl G. Thelen.</p> <p>Publicado 2015</p>	<p>corredores recreativos sanos que hicieran al menos 24 km por semana. debían correr en una cinta rodante instrumentada al 90%, al 100% y al 110% de su velocidad de paso preferida durante 1-2 minutos, luego de realizar un calentamiento de 5 minutos en la que se determinaba cuál era la velocidad de paso preferida de cada uno. Para establecer y mantener las velocidades de paso deseadas se utilizó un metrónomo. Se registraron 15 segundos de datos y 5 zancadas con el pie derecho de cada condición para analizar. Se obtuvieron así los datos cinemáticos y las fuerzas de reacción del piso de cada corredor.</p> <p>Para el análisis, se determinó el cuadro filmado durante el apoyo que resultó en la mayor fuerza neta de contacto patelofemoral. Los datos extraídos del mismo, y comparados entre sí para cada condición, (mediante métodos estadísticos) fueron: Área de cartílago rotuliano en contacto, presión máxima de contacto de la rótula, presión promedio de la rótula sobre el área de contacto y ubicación mediolateral del centro de presión de contacto en</p>	<p>cuádriceps en la carga femoropatelar, en la cinemática y en las presiones de contacto del cartílago.</p>	<p>magnitudes de presión de contacto tuvieron variaciones temporales similares sobre el apoyo, alcanzando su punto máximo en aproximadamente el 45% del apoyo. Las fuerzas de contacto de la rótula, con un componente dirigido medialmente, hicieron que la presión se concentrara más en la cara lateral. A medida que progresaba el apoyo, del talón al apoyo medio, el área de contacto aumentó aproximadamente 3 veces.</p> <p>El aumento de la tasa de pasos resultó en una fuerza femoropatelar neta un 16,6% menor, un componente medial de la fuerza FP un 10,6% menor, un área de contacto promedio un 7,4% menor, y una presión media un 10,4% menor que la velocidad preferida y el centro de presión de la rótula se desplazó lateralmente 0,4 mm (poco pero significativo); mientras que, al disminuir la velocidad, la fuerza FP neta fue un 15,4% más alta, el componente medial resultó en un 14% más alto, el área promedio aumentó en un 5,2% y la presión media fue un 9,6% mayor.</p> <p>Por otro lado, se observó que cambiar las contribuciones del VL y VM a la carga neta</p>	<p>magnitud de las presiones de contacto (media y máxima) y el área de contacto femoropatelar y que el fortalecimiento del vasto medial puede alterar la ubicación mediolateral de la presión de contacto femoropatelar.</p>
--	--	---	---	--

	<p>relación con la cresta mediana de la rótula.</p> <p>Para obtener todos esos datos sobre cada corredor al momento de correr se utilizó un modelo musculoesquelético 3D de miembro inferior adaptado validado en un estudio previo, el cual fue escalado a las dimensiones antropométricas de los sujetos en estudio.</p> <p>Por otro lado, los autores buscaron probar la influencia de las relaciones de fuerza alteradas entre el vasto lateral (VL) y el vastus medialis modificando una de las variables que se tuvieron en cuenta en el modelo 3D para determinar las activaciones musculares, la relación de fuerza isométrica máxima VL/VM (sin alterar la suma de sus fuerzas). Entonces, pasando cada relación VL/VM de 0,75 a 2,25, determinaron los cambios promedio en la distribución de la carga del cuádriceps, la carga de la AFP, la cinemática femoropatelar y la presión del cartilago que surge al modificar la relación de fuerza VL/VM.</p>		<p>del cuádriceps produjo cambios proporcionales en la relación de fuerza VL/VM en el momento de la carga máxima.</p> <p>Aumentar la relación de fuerza del VL respecto al VM de 0,75 a 2,25, produjo una mayor carga patelar medial, una mayor abducción de la rótula y una mayor inclinación lateral de la rótula, mientras que solo provocó una traslación lateral de menos de 0,5 mm.</p> <p>Como hallazgo significativo, se encontró que esta modificación indujo una migración de 3,5 mm del centro presión de la rótula hacia lateral; mientras que una disminución de esta relación lo medializa.</p>	
<p><i>“Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques”</i></p>	<p>Estudio transversal. 19 corredores sanos (28,05 +- 5,03 años; 26,58 +- 8,85 km/semana, 6,00 +- 4,51 años de experiencia en carrera)</p>	<p>Medir los cambios en la fuerza de reacción del piso y los patrones cinéticos y cinemáticos de carrera de los MMII y, así, calcular los</p>	<p>La condición FFOOT implicó una reducción significativa en el pico de estrés femoropatelar y en la integral del estrés</p>	<p>Se demostró que todas las técnicas redujeron el EAFP en corredores sanos respecto a su patrón típico de retropié, principalmente la condición</p>

<p>(Estrés femoropatelar medido a través de tres técnicas de carrera diferentes)</p> <p>Autores: Ana Flavia dos Santos, Theresa Helissa Nakagawa, Fabio Viadanna Serrão, Reed Ferber</p> <p>Publicado en 2019</p>	<p>completaron una prueba de carrera para cada técnica analizada, a la misma velocidad cómoda específica del sujeto en una cinta rodante. Se recogieron datos cinéticos y cinemáticos y se calcularon medidas de momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo y el estrés de la AFP.</p>	<p>cambios en el EAFP durante las siguientes condiciones de carrera: Correr con CI de antepié (forefoot running, FFOOT); correr con un aumento del 10% de la tasa de paso (STEP10%); correr con una inclinación del tronco hacia delante (forward trunk lean, FTL); en comparación con el patrón típico de CI con el retropié y también comparando las técnicas entre sí.</p>	<p>femoropatelar respecto al tiempo; también una mayor flexión plantar un ángulo de flexión máxima de rodilla significativamente más bajo (lo que influye directamente en el cálculo del estrés), un momento extensor de rodilla inferior y una FDR del piso vertical pico significativamente mayor en comparación con la condición típica. Además, se observó que la longitud de paso fue 5 cm menor y el tiempo de fase de apoyo 0,02 s menor comparado con el apoyo de retropié.</p> <p>La condición STEP10% redujo el pico de EAFP, la integral del EAFP por paso y la integral de EAFP acumulado por kilómetro; no se midieron cambios en el momento extensor de rodilla a pesar de haber una reducción significativa del ángulo máximo de flexión, comparado con la condición de retropié.</p> <p>La condición FTL mostró un mayor ángulo máximo de flexión de rodilla que el patrón típico y una reducción del EAFP no significativa, al igual que la integral del EAFP en el tiempo por kilómetro. En el momento extensor de cadera hubo un aumento</p>	<p>FFOOT (significativamente, la más efectiva para reducir el estrés), seguida de STEP10% (significativamente) y FTL (no significativamente en este estudio). Comparándolas entre sí, la técnica FFOOT fue más efectiva que STEP10% para reducir el EAFP, STEP10% redujo más el estrés que FTL y FFOOT redujo más la integral de tiempo de EAFP por kilómetro que FTL.</p> <p>Los hallazgos podrían ser utilizados para estrategias a corto plazo, según los autores, y para programas de prevención y rehabilitación del SDFP teniendo precaución respecto a las posibles sobrecargas articulares, tanto proximal (por el aumento del momento extensor de cadera en FTL) y distal (por el aumento de la flexión plantar en la FFOOT).</p>
---	---	---	---	--

			significativo respecto a la condición típica.	
<p><i>“Knee biomechanical factors associated with patellofemoral pain in recreational runner”</i></p> <p>(Factores biomecánicos de la rodilla asociados con el dolor femorrotuliano en corredores recreativos)</p> <p>Autores: Chen Yang, Thomas M. Best, Hui Liu y Bing Yu</p> <p>Publicado en 2022</p>	<p>Estudio transversal. 15 corredores recreativos masculinos y 15 femeninos con PFP se inscribieron como grupo de SDFP; 30 corredores emparejados sin PFP se reclutaron como grupo de control. El grupo SDFP hizo pruebas corriendo con y sin dolor de rodilla, mientras que el grupo de control solo tuvo una prueba de carrera. En cada prueba se recogieron las coordenadas de los marcadores reflectantes y los datos de la fuerza de reacción del suelo. La cinemática y la cinética de la rodilla durante la carrera se redujeron y compararon entre grupos (grupo SDFP sin dolor de rodilla y grupo control) y entre condiciones de dolor (grupo SDFP con dolor de rodilla y sin dolor de rodilla), así como también entre sexos.</p>	<p>Determinar las posibles asociaciones de los ángulos y momentos de la articulación de la rodilla con los síntomas del SDFP.</p>	<p>Se encontró que los participantes masculinos con SDFP al correr sin dolor presentaban un ángulo máximo de flexión de rodilla significativamente mayor que los emparejados sanos; También, que el ángulo máximo de valgo de rodilla era significativamente mayor en los participantes con SDFP al correr sin dolor (sin distinción de sexo) comparados con los controles sanos. Dentro del grupo SDFP, se encontró que el ángulo máximo de valgo de la rodilla al correr con dolor era significativamente menor comparado a cuando corrían sin dolor, para ambos sexos.</p>	<p>El aumento del ángulo máximo de valgo de la rodilla durante la carrera parece ser un factor biomecánico crítico asociado con la PFP en corredores recreativos, mientras que la disminución del ángulo de valgo de la rodilla durante la carrera puede ser una adaptación para reducir los síntomas de la PFP. El aumento del ángulo máximo de flexión de la rodilla durante la carrera parece ser otro factor biomecánico asociado con la PFP que es específico del sexo de los corredores recreativos masculinos.</p>

VI. Resultados

La búsqueda bibliográfica realizada finalizó con el análisis de seis artículos cuyo objetivo común fue identificar factores biomecánicos que alteran la carga en la articulación femoropatelar y que podrían predisponer al desarrollo del SDFP en corredores adultos recreativos. Tal como se pretendía según los criterios de inclusión y exclusión dispuestos, la población estudiada estaba conformada por runners sanos; asintomáticos, libres de lesión/es y de cirugías de miembros inferiores durante al menos los últimos 3 o 6 meses previos al estudio. Puede considerarse una excepción a este criterio el incluir el último artículo desarrollado en la sección anterior, de Yang et al., debido a que la población estudiada consistía en un grupo de participantes que fue diagnosticado con SDFP; sin embargo, fue analizado en dos circunstancias: sintomática y no sintomática, además de compararlos con un grupo control emparejado. En total, los corredores analizados en todos los artículos fueron 121 (sin incluir a los participantes de los grupos control del primer y último artículo). Todos los estudios incluyeron corredores recreativos: al momento de ser participantes, debían estar entrenando un mínimo de kilómetros por semana que varió entre 10 y 32,1869 en los distintos artículos. Además, la mayoría incluyeron tanto corredores del sexo femenino como masculino, pero no todos diferenciaron los factores analizados por sexo; solo el primer artículo desarrollado, de Noehren et al., incluyó únicamente mujeres entre sus participantes; y el rango etario de todos/as los corredores fue de 18 a 45 años.

Cinco de los papers incluidos consistieron en estudios transversales que evaluaron si ciertos factores biomecánicos o condiciones de carrera que modifican la mecánica repercutían en la carga de la AFP(40-44); en contraposición a lo esperado, según lo sugerido en revisiones sistemáticas previas sobre el SDFP, solo se encontró un artículo longitudinal de diseño prospectivo(39). Así como dichas revisiones recomiendan ese tipo de estudio para concluir más asertivamente qué factores pueden desencadenar en esta patología, la mayoría de los estudios transversales incluidos en este trabajo aclaran que se necesitan estudios prospectivos para acercarse más a una relación causal entre los factores y el SDFP y confirmar sus propias conclusiones.

Todos evaluaron la cinemática de los participantes al correr mediante un sistema de captura de movimiento (filmaciones de alta velocidad), colocando marcadores anatómicos y de seguimiento sobre la superficie corporal de cada uno. Cuatro de los estudios tomaron las pruebas sobre una

pista, cuya distancia variaba entre 14 y 24 metros y a la cual añadían una placa de fuerza a la mitad, y dos sobre una cinta rodante instrumentada; registraron así los datos cinemáticos del miembro inferior a analizar (todos los estudios) y del tronco (dos estudios), las fuerzas de reacción del piso (todos) y datos espaciotemporales (todos). Los datos cinemáticos eran procesados por un software, generalmente el Visual 3D, y se calculaban los momentos mediante un enfoque dinámico inverso estándar u optimización numérica siendo normalizados según la masa corporal de cada sujeto. Cada artículo se enfocó en evaluar y comparar distintas variables de interés según sus objetivos (ver Tabla 5). Uno de ellos, el de Teng y Powers(40), registró, también, las señales electromiográficas de músculos seleccionados del miembro inferior (procesadas por MATLAB y normalizadas a las pruebas de CIVM de cada sujeto) y mediante un modelo biomecánico de plano sagital pudo cuantificar la fuerza de reacción y el EAFP máximo y variables secundarias durante ese momento pico de estrés que fueron comparadas en distintas condiciones. Otro de los estudios(42) incluyó un modelo 3D que, basado en imágenes de RMN y formulaciones de base elástica, pudo calcular las presiones de contacto articular femoropatelaes durante el apoyo y un modelo musculoesquelético de MI escalado a las dimensiones antropométricas de los participantes que permitió alterar la relación VL/VM y calcular nuevamente los datos de fuerza y cinemática resultantes de esa modificación. El artículo de Petersen et al.(41), que empleó el Visual 3D para calcular datos cinemáticos y cinéticos, analizó la carga articular FP, por zancada, a partir de 6 variables biomecánicas (Momento máximo, impulso, Potencia máxima (absorción y generación) y Trabajo (positivo y negativo)); además de la carga acumulativa (impulso acumulativo) que se calculó multiplicando el impulso por zancada por el número de zancadas necesarias para completar 1000 m. El artículo de Yang et al.(44) solo evaluó ciertas variables cinemáticas y cinéticas para comprobar sus hipótesis y la asociación de estos con el SDFP se estableció por comparación con un grupo control sano y por el síntoma del paciente, al igual que en el artículo de Noehren et al.(1), cuyas hipótesis se comprobaron con el síntoma del paciente desencadenado a largo plazo.

Tabla 5. Variables de interés de cada estudio

Artículo	Variables de interés
<i>Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain (2013)</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Eversión máxima de retropié • Aducción de cadera • Rotación interna de cadera
<i>Sagittal Plane Trunk Posture Influences Patellofemoral Joint Stress During Running (2014)</i>	<p>Principales:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ángulo medio de flexión de tronco • Estrés máximo de la AFP durante el apoyo <p>Secundarias:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fuerza de reacción de la AFP durante el apoyo • Área de contacto FP • Momento extensor de rodilla ajustado • Ángulo de flexión de rodilla (en el pico de EAFP)
<i>Cumulative Loads Increase at the Knee Joint With Slow-Speed Running Compared to Faster Running: A Biomechanical Study (abril 2015)</i>	<p>Variables relacionadas a la carga articular:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Momento máximo • Impulso • Potencia máxima (absorción y generación) • Trabajo (negativo y positivo) (para una zancada) • Carga acumulativa/impulso acumulativo en 1000 metros.
<i>Influence of Step Rate and Quadriceps Load Distribution on Patellofemoral Cartilage Contact Pressures during Running (2015 agosto)</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Área de cartílago rotuliano en contacto • Presión máxima de contacto • Presión promedio sobre el área de contacto • Ubicación del centro de presión respecto a la cresta mediana • Distribución de carga del cuádriceps • Carga de la AFP • Cinemática FP
<i>Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques (2019)</i>	<p>Relacionadas con la cinética de la AFP:</p> <ul style="list-style-type: none"> • EAFP Pico • Integral de tiempo de EAFP durante el apoyo <p>Otras:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ángulos articulares de tronco y miembro inferior en plano sagital • Momentos internos articulares del MI • Datos espaciotemporales (velocidad, CI, cadencia...).
<i>Knee biomechanical factors associated with patellofemoral pain in recreational runners (2022)</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Ángulos máximos en la rodilla: <p>Flexión – Rotación externa – Valgo</p> <ul style="list-style-type: none"> • Momentos máximos en la rodilla de: <p>Extensión - Rotación interna – Varo (durante la fase de aterrizaje)</p>

Sintetizando los hallazgos encontrados en esta revisión, los factores identificados como posibles desencadenantes del SDFP en corredores adultos recreativos son:

- Un excesivo ángulo de aducción de cadera durante la fase de apoyo, en el sexo femenino (12,1° vs. 8,1° en controles sanas), ya que concentra la tensión de contacto en la cara lateral de la rótula.
- Un excesivo ángulo máximo de valgo de rodilla durante el aterrizaje (en promedio 7,9° en mujeres y 4,5° en hombres) aumenta la fuerza lateral sobre la AFP y así la carga FP.6
- Un excesivo ángulo de flexión de rodilla durante el aterrizaje, en hombres (promedio de 48,8°).
- Correr con una postura de tronco más extendida (ángulo de flexión promedio de 4° vs. 7,3° en posturas autoseleccionadas) demostró: aumentar el estrés máximo de la AFP, aumentar la fuerza de reacción FP en ese momento, aumentar el área de contacto FP, aumentar el momento extensor ajustado de rodilla y aumentar el ángulo de flexión de rodilla; “correr con una postura relativamente extendida puede ser un factor contribuyente al desarrollo del SDFP, aunque se necesitan estudios longitudinales para verificarlo”, según el artículo de Teng y Powers. Estos autores encontraron que aumentar el ángulo de flexión de tronco unos 6,8° puede disminuir el momento extensor de rodilla ajustado en un 7% y así la FDR de la AFP y el EAFP en un 6,04%, es decir, significativamente; sin embargo, dos Santos et al. no encontraron una gran influencia de esta postura (aumentando unos 7,89° de flexión al patrón típico) en el EAFP (reducción de 4,73%) ni en la integral de tiempo del EAFP por kilómetro.
- Debilidad del VM respecto al VL (aumenta las concentraciones del estrés porque la rótula se inclina lateralmente produciendo el maltracking).

Condiciones de carrera que pueden afectar la carga FP, aumentando el EAFP, por distintos mecanismos cinéticos y cinemáticos:

- Correr a una baja tasa de pasos, un 10% menor, produjo un aumento de la fuerza FP de un 15,4% (comparado con correr a velocidad preferida) y aumentó el componente medial en un 14%; además aumentó el área de contacto en un 5,2% y la presión media en un 9,6%,

en el estudio de Lenhart et al. Si bien no están claros los mecanismos cinemáticos y/o cinéticos que conducen a estos resultados, se cree que están asociados a que correr a menor frecuencia de pasos implica mayor longitud de zancada, mayor flexión de rodilla y mayor energía de absorción en la misma. Este mismo artículo concluye que aumentar la tasa de pasos tiende a modular principalmente la magnitud de la presión de contacto y el área femoropatelares (disminución de la fuerza FP neta en un 16,6%, del área de contacto en un 7,4% y de la presión media en un 10,4%). Este efecto positivo coincide con el estudio de dos Santos et al.5 en el que se vio que aumentar en un 10% la tasa de pasos (respecto a la velocidad elegida por el atleta) puede disminuir un 11,78% el pico de EAFP y la integral de tiempo de EAFP por paso y por kilómetro (en un 12,90%); además, el momento extensor no cambió significativamente pero sí el ángulo máximo de flexión de rodilla, que disminuyó, probablemente por la disminución de la longitud de paso.

- Al correr a una velocidad de carrera más lenta (de 16 a 8 km/h), si bien la carga media por zancada fue menor en casi todos los parámetros biomecánicos analizados por Petersen y Sorensen, el impulso acumulado (en 1000 m) aumentó en un 80% (principalmente porque aumenta el número de zancadas). Dado que las cargas acumulativas en la rodilla aumentan el riesgo de dolor anterior, sería una mejor estrategia para reducir la carga aumentar la velocidad de carrera. (Se puede lograr reducir un 27% la carga FP aumentando la velocidad de 8 a 12 km/h para una distancia dada.) Esto debería acompañarse de una disminución de la distancia a recorrer, debido a la mayor demanda metabólica y para disminuir el número total de ciclos de carga y así también la carga acumulada.

Los hallazgos recopilados a través de estas investigaciones permiten entrever **distintas estrategias biomecánicas que podrían contribuir en la prevención del SDFP:**

- » Disminuir el ángulo de aducción de cadera en el apoyo, en corredoras mujeres
- » Aumentar el ángulo de flexión de tronco (considerar que aumenta el momento extensor de cadera y que es controversial si es significativo o no ya que para un artículo sí y para otro

no) unos 10° puede disminuir un 13,4% el pico de EAFP y en un 13,8% la FDR de la AFP, según Teng y Powers.

- » Fortalecer el vasto medial o mejorar la relación VM/VL
- » Controlar el ángulo de flexión de rodilla en el aterrizaje, para el sexo masculino
- » Controlar el valgo dinámico durante el aterrizaje
- » Aumentar la tasa de pasos en un 10% (puede realizarse utilizando un metrónomo)
- » Aumentar la velocidad de carrera disminuyendo, y a su vez dividiendo, la distancia total a recorrer
- » Correr con un CI de antepié, lo cual puede disminuir el pico de EAFP en un 27,09% y la integral de tiempo de EAFP por paso y por km (comparado con el patrón típico); implica una disminución del ángulo de flexión de rodilla y del momento extensor de rodilla significativos, pero se debe considerar que aumenta el momento flexor plantar y la fuerza vertical pico de reacción del piso (en un 9,33%).

VII. Discusión

Para prevenir una lesión, el primer paso es identificar los posibles factores de riesgo de la misma. Retomando el modelo de Meeuwisse et al, el/la kinesiólogo/a puede, desde un enfoque preventivo, actuar para evitar las recidivas, buscando generar una buena adaptación para volver a participar, o, tal como plantea este trabajo, intervenir mucho antes del resultado final (exposición, participación, lesión/no lesión).

El SDFP tiene una gran relevancia en el ámbito científico y deportivo; como se ha mencionado, la mayor parte de las lesiones en corredores son en la rodilla (representando entre el 7,2% y el 50% de las lesiones de MMII), el DAR tiene una alta prevalencia en la población general (del 22,7% anual) y su la incidencia es alta respecto a las demás patologías frecuentes en corredores (de hasta un 21% en runners recreativos); sumado a esto, la población runner crece cada vez más. Sin embargo, la complejidad que reviste su etiopatogenia aún deja mucho por investigar. Tal como se explicó en el marco teórico y se respaldó en el análisis de los artículos, los factores de riesgo biomecánicos asociados a esta entidad actúan mediante distintas vías etiopatológicas. En líneas generales, se ha propuesto que el SDFP es el resultado de un elevado EAFP, y ya que el estrés se

define como fuerza por unidad de área, su aumento puede deberse a un aumento de la fuerza de reacción de la AFP y/o a una disminución en el área de contacto entre la rótula y el surco troclear del fémur. A su vez, el aumento de la fuerza de reacción FP puede producirse por un aumento del momento extensor de rodilla aumentado y/o del ángulo de flexión y la disminución del área de contacto FP puede estar influenciada por el ángulo de flexión de rodilla (a mayor flexión mayor contacto), además de la alineación y el tracking rotuliano. Por ejemplo, los cambios en el EAFP influenciados por la postura del tronco se deben principalmente a cambios en la FDR femoropatelar y no por cambios en el área de contacto, además, esta disminución de la FDR parece estar más influenciada por el momento extensor ajustado de rodilla que por el ángulo de flexión. En cambio, el EAFP disminuido por un aumento de la tasa de pasos en un 10% parece deberse a una disminución del ángulo de flexión de rodilla, probablemente por disminución de la longitud de paso, y no por cambios en el momento extensor de rodilla.

La finalidad de este trabajo fue encontrar los factores biomecánicos que tuvieran una relación causal directa (o más directa, ya que se debe tener en cuenta la etiología multifactorial) con el SDFP en corredores adultos recreativos. Sin embargo, se encontró un solo artículo de diseño prospectivo para identificar estos factores. A su vez, este artículo tuvo como variables de interés únicamente variables cinemáticas, por lo que deja pendiente analizar si la aducción aumentada de cadera está asociada a una debilidad/activación retardada o déficit neuromuscular de abductores de cadera. Sin embargo, si bien los estudios prospectivos constituyen el estándar de oro para definir las relaciones causales, este tipo de diseño es costoso y difícil de realizar, según lo planteado en los artículos analizados, además de que requieren mucho tiempo de seguimiento. Es así, que los cinco artículos restantes se trataron de estudios transversales que analizaron la influencia, en la carga FP, de distintas variables biomecánicas y/o condiciones de carrera que las modifican. Por lo expresado en el Consenso, analizar qué factores conllevan a un aumento de la carga FP o del EAFP es acertado, ya que actualmente se cree que este es el mecanismo etiopatogénico principal del SDFP y que las características del movimiento de MMII que contribuyen al aumento de la carga FP se consideran asociadas a la afección; “los factores biomecánicos de la rodilla, como alteración de la cinemática y la cinética en los planos sagital, frontal y transversal, son especialmente sospechosos”.

Como limitaciones de este trabajo, es notable la escasa cantidad de artículos científicos encontrados sobre esta temática en los atletas, además de que, en su mayoría, las poblaciones de

estudio consistían en muestras pequeñas (los estudios transversales no superan los 25 corredores). Por otro lado, los estudios transversales recién mencionados evaluaron los efectos de ciertos factores biomecánicos (o condiciones de carrera que los modifican) de manera inmediata, lo cual deja abierta la pregunta de qué sucede con los mismos a largo plazo. Como se pudo observar, solo uno de los estudios distinguió entre sexos y encontró factores asociados a cada uno; esto debería tenerse en cuenta en las futuras investigaciones. La asociación de la relación VM/VL con el SDFP en esta población fue establecida (en el estudio de Lenhart et al.) por cálculos, y debe ser estudiada más profundamente para comprobar si efectivamente es posible aislar y fortalecer el VM o provocar una mayor activación de esa parte del cuádriceps para mejorar el tracking rotuliano y disminuir la carga FP al correr. Como fortalezas y/o puntos a favor, estos estudios, mediante un riguroso análisis biomecánico de la carrera en corredores sanos, brindan un buen acercamiento a los factores sospechosos de desarrollar SDFP. Cabe destacar que los estudios encontrados en su conjunto permitieron: establecer qué factores de riesgo biomecánicos pueden desencadenar en esta patología en corredores adultos recreativos (a pesar de necesitar una confirmación por estudios prospectivos), comprender mejor las vías patomecánicas que conducen a un aumento de la carga femoropatelar y tener en cuenta estrategias que se podrían llevar a cabo para reducirla que son alternativas al cambio de pisada (a CI de antepié) comúnmente utilizado (el cual puede implicar una sobrecarga del mecanismo extensor del tobillo). Estas últimas, deben ser estudiadas particularmente para establecer su relación con la incidencia de esta entidad, para analizar los efectos a largo plazo (como podría ser la sobrecarga glútea o lumbar al correr con inclinación anterior de tronco) y en combinación con distintos factores/condiciones y su adecuada e individualizada prescripción.

Por último, disminuir la incidencia de una patología requiere actuar precozmente sobre estos factores, y para ello, se necesita que el profesional esté en el campo de acción, trabajando en conjunto con el entrenador sobre corredores amateur ilesos. Idealmente, podrían realizarse evaluaciones estáticas, dinámicas y un análisis de la carrera (preferentemente en la superficie de entrenamiento) cada cierto tiempo, permitiendo observar la respuesta, la evolución de cada deportista, y optar por las estrategias biomecánicas adecuadas para cada uno/a. También, es fundamental la educación de los corredores sobre el manejo de la carga en un intento de cuidar la capacidad de función de los tejidos y evitar los errores de entrenamiento.

VIII. Conclusiones

La presente tesina de grado tuvo como objetivo indagar cuáles son los factores de riesgo biomecánicos asociados al desarrollo del síndrome de dolor femoropatelar (SDFP) en corredores adultos recreativos. Tras el meticuloso análisis de los artículos encontrados, y en concordancia con la bibliografía recopilada, este trabajo concluye que, hasta el momento, la evidencia científica que respalda las asociaciones entre factores de riesgo biomecánicos y el SDFP en la población analizada es escasa. No obstante, se encontró una evidencia sólida sobre la etiología de cadera para el SDFP (excesivo ángulo de aducción de cadera durante la fase de apoyo en el sexo femenino), además de otros cuatro factores biomecánicos de posible riesgo para estos atletas (según los efectos inmediatos observados en estudios transversales) y dos condiciones de carrera que, por distintos mecanismos cinéticos y cinemáticos, según se analizó, pueden aumentar la carga femoropatelar. Por lo anteriormente mencionado, también se concluye que son necesarios más estudios epidemiológicos que utilicen diseños prospectivos en poblaciones ilesas más numerosas; por un lado, para confirmar las relaciones causales entre los FR encontrados a través de estudios transversales y la incidencia del SDFP y para analizar la combinación de los factores biomecánicos entre sí y con otro tipo de factores y/o condiciones; por otro lado, para conocer los efectos de modificar estos FR a largo plazo en los/las corredores/as y así identificar sus posibles efectos adversos y saber si efectivamente pueden reducir la incidencia de esta patología. Sería conveniente que se utilicen sistemas similares de análisis biomecánicos para permitir la comparación de resultados, modelos tridimensionales escalados a cada sujeto, en lo posible registros de activación electromiográfica, la inclusión de las co-contracciones musculares y la diferenciación por sexos. Algunas de estas investigaciones podrían llevarse a cabo dentro de estudios epidemiológicas que abarquen otras LRR y otras deberían ser específicas para el SDFP.

Dada la complejidad de la etiopatogenia del dolor anterior de rodilla, los hallazgos del presente trabajo resultan relevantes para su prevención (aparición o recidiva) al momento de analizar la carrera de los corredores adultos recreativos o al optar por distintas estrategias de disminución de la carga en la rodilla en el diseño de un programa preventivo. Asimismo, ofrecen una base sobre la cual formular nuevas preguntas de investigación acerca de los FR para el SDFP y para comprender una de las tantas aristas que pueden hacer a un atleta más o menos predispuesto a lesionarse.

Referencias bibliográficas

1. Brotzman SB. Rehabilitación ortopédica clínica. 3 ed2012.
2. Devita P, Fellin RE, Seay JF, Ip E, Stavro N, Messier SP. The Relationships between Age and Running Biomechanics. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(1):98-106.
3. Bertelsen ML, Hulme A, Petersen J, Brund RK, Sorensen H, Finch CF, et al. A framework for the etiology of running-related injuries. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017;27(11):1170-80.
4. Walther M, Reuter I, Leonhard T, Engelhardt M. [Injuries and response to overload stress in running as a sport]. *Orthopade*. 2005;34(5):399-404.
5. Ceyskens L, Vanelderden R, Barton C, Malliaras P, Dingenen B. Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. *Sports medicine*. 2019;49(7):1095-115.
6. Bahr R, Holme I. Risk factors for sports injuries--a methodological approach. *British journal of sports medicine*. 2003;37(5):384-92.
7. Winter SC, Gordon S, Brice SM, Lindsay D, Barrs S. A Multifactorial Approach to Overuse Running Injuries: A 1-Year Prospective Study. *Sports Health*. 2020;12(3):296-303.
8. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(2):81-94.
9. Neal BS, Lack SD, Lankhorst NE, Raye A, Morrissey D, van Middelkoop M. Risk factors for patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2019;53(5):270-81.
10. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3. *British journal of sports medicine*. 2017;51(24):1713-23.
11. van der Worp MP, ten Haaf DS, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MW, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS one*. 2015;10(2):e0114937.
12. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). *Am J Sports Med*. 2018;46(9):2211-21.
13. Pappas E, Wong-Tom WM. Prospective Predictors of Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Sports Health*. 2012;4(2):115-20.
14. Arnold MJ, Moody AL. Common Running Injuries: Evaluation and Management. *American family physician*. 2018;97(8):510-6.
15. Francis P, Whatman C, Sheerin K, Hume P, Johnson MI. The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. *Journal of sports science & medicine*. 2019;18(1):21-31.
16. Goss DL, Gross MT. A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army Med Dep J*. 2012:62-71.
17. Willy RW, Manal KT, Witvrouw EE, Davis IS. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(11):2165-71.

18. Hreljac A. Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2005;16(3):651-67, vi.
19. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2005;16(3):603-21.
20. K. KEMMS. Biomechanics of running: An overview on gait cycle. *Int J Phys Educ Fit Sports*. 2021;Vol 10(3):9.
21. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7(1):77-95.
22. Nicola TL, Jewison DJ. The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med*. 2012;31(2):187-201.
23. Fukuchi RK, Fukuchi CA, Duarte M. A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. *PeerJ*. 2017;5:e3298.
24. Izquierdo Redín M. *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid, etc.: Médica Panamericana; 2008. XIII, 769 p. p.
25. Kapandji AI, Judet T, Torres Lacombe M. *Fisiología articular : esquemas comentados de mecánica humana*. 2, Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha. 6* ed ed. Madrid: Médica Panamericana; 2010. 304 p., 6 h. de lam. p.
26. Fox AJ, Wanivenhaus F, Rodeo SA. The basic science of the patella: structure, composition, and function. *J Knee Surg*. 2012;25(2):127-41.
27. Pró EA. *Anatomía clínica*. Buenos Aires etc.: Editorial Médica Panamericana; 2012. XXXII, 992 p. p.
28. Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin Sports Med*. 2014;33(3):389-401.
29. Sanchis Alfonso V. *Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven "el agujero negro de la ortopedia"*. Madrid: Panamericana; 2003. XVII, 333 p. p.
30. Videbæk S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine*. 2015;45(7):1017-26.
31. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*. 2007;41(8):469-80; discussion 80.
32. Smith BE, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*. 2018;13(1):e0190892.
33. Meeuwisse WH, Tyreman H, Hagel B, Emery C. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clin J Sport Med*. 2007;17(3):215-9.
34. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *British journal of sports medicine*. 2016;50(14):839-43.
35. Gaitonde DY, Ericksen A, Robbins RC. Patellofemoral Pain Syndrome. *American family physician*. 2019;99(2):88-94.
36. Dutton RA, Khadavi MJ, Fredericson M. Patellofemoral Pain. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 2016;27(1):31-52.
37. Willy RW, Högglund LT, Barton CJ, Bolgla LA, Scalzitti DA, Logerstedt DS, et al. Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019;49(9):CPG1-CPG95.

38. Collado H, Fredericson M. Patellofemoral pain syndrome. *Clin Sports Med.* 2010;29(3):379-98.
39. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Medicine and science in sports and exercise.* 2013;45(6):1120-4.
40. Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):785-92.
41. Petersen J, Sorensen H, Nielsen RO. Cumulative loads increase at the knee joint with slow-speed running compared to faster running: a biomechanical study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(4):316-22.
42. Lenhart RL, Smith CR, Vignos MF, Kaiser J, Heiderscheit BC, Thelen DG. Influence of step rate and quadriceps load distribution on patellofemoral cartilage contact pressures during running. *J Biomech.* 2015;48(11):2871-8.
43. Dos Santos AF, Nakagawa TH, Serrao FV, Ferber R. Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques. *Gait Posture.* 2019;68:37-43.
44. Yang C, Best TM, Liu H, Yu B. Knee biomechanical factors associated with patellofemoral pain in recreational runners. *Knee.* 2022;35:87-97.