

Técnicas miofasciales. Importancia del tejido conjuntivo en la prevención y tratamiento de lesiones deportivas

R. Martínez Rodríguez, F. Galán del Río



OBJETIVOS

- Describir la importancia que tienen las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo en la fisiopatología de las lesiones deportivas por uso mecánico repetitivo.
- Detallar las principales líneas de actuación desde el abordaje fascial en la prevención, tratamiento y readaptación de las lesiones deportivas por sobreuso.
- Establecer el rol de las técnicas miofasciales en la optimización del umbral de tolerancia a la carga del deportista de forma combinada con el desarrollo de diferentes programas de ejercicios basados en una secuencia progresiva de cargas.

INTRODUCCIÓN

En el momento actual, la incidencia y recurrencia de lesiones por sobreuso mecánico sigue siendo alta. Por ejemplo, la incidencia de lesiones musculares ha aumentado un 4 % desde 2001 hasta 2014 a pesar de la creciente investigación y los avances en la formación y conocimiento de los diferentes profesionales que participan en los procesos de prevención, tratamiento y readaptación de lesiones musculares (Ekstrand *et al.*, 2016). Es necesario plantearse si el modelo actual integra todos los factores de riesgo modificables, si somos capaces de detectar estos factores de riesgo de forma efectiva o incluso si somos capaces de controlar e intervenir de manera efectiva sobre estos factores de riesgo previamente identificados. Por este motivo, este capítulo sugiere la necesidad de entender la extraordinaria relevancia de las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo en la prevención, tratamiento y readaptación

de lesiones deportivas, de manera íntimamente conectada con la realidad clínica y basándonos en el desarrollo reciente de diferentes líneas de investigación en el campo de la mecanobiología celular, anatomía, biomecánica y neurofisiología.

NUEVOS AVANCES EN EL CONOCIMIENTO DEL SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

Rol del tejido conjuntivo en la anatomía funcional del sistema musculoesquelético

El sistema fascial integra múltiples estructuras a través de una red tridimensional y continua de tejido conjuntivo. El término fascia comprende la fascia superficial y la muscular profunda, los ligamentos y las cápsulas articulares, el periostio, las retináculos, los septos, las expansiones y los tabiques miofasciales, los tendones, las capas

neurovasculares, las meninges, los epineuros y las tunicas adventicias, además de las aponeurosis, las membranas, los mesos y los epiplones.

De manera más específica, el tejido miofascial, el esqueleto de tejido conjuntivo que rodea e integra a las fibras musculares, se ha definido clásicamente por tres capas de tejido conjuntivo denso, epimisio, perimisio y endomisio. No obstante, en los últimos años se está comenzando a revisar el modelo descriptivo clásico, basado en la observación de disecciones limpias de tejido conjuntivo, en las que las diferentes estructuras se mostraban de forma analítica e inconexa. En el momento actual, el concepto de anatomía funcional adquiere mayor sentido, al mostrarnos la integridad tensional del sistema musculoesquelético a través de la suma de los planos fasciales, anclajes, enlaces conectivos, anastomosis, retináculos, septos y/o sistemas trabeculares, que antiguamente se desestimaban en la anatomía descriptiva. Esto indica que múltiples sistemas trabeculares de tejido conectivo se disponen en una organización aparentemente caótica sin solución de continuidad para actuar de manera coordinada en la distribución de fuerzas desde la superficie a los planos más profundos (Passerieux *et al.*, 2006). A su vez, todos los planos de tejido conjuntivo denso se disponen entre sí a través de capas de tejido conjuntivo areolar mediante un patrón que se replica constantemente tanto a nivel **intrafascial** como **interfascial** (Stecco, 2011). Adicionalmente, la fascia muscular profunda compartimenta y cohesiona las diferentes estructuras musculares a través de enlaces y trabéculas formadas por tejido conjuntivo (*intermuscular septa*) (Elazab, 2017) (Fig. 5-1).

Además, pasando desde el aspecto macroscópico al microscópico, diferentes estudios histológicos han demostrado la íntima conexión terminal de este sistema trabecular conectivo con la fibra muscular estriada. Así, las placas perimisiales de unión (*perimysial junctional plates*), descritas por Passerieux *et al.* (2006), definen el sustrato anató-



Figura 5-1. Imagen obtenida durante el proceso de disección de un nervio periférico. La aparente desorganización de las fibras de tejido conjuntivo adquiere sentido funcional, al establecer múltiples trabéculas multidireccionales que participan directamente en la transmisión de tensión mecánica intermuscular e intramuscular. A su vez, este entramado de tejido conectivo soporta la grasa perineural, fundamental para el adecuado deslizamiento y lubricación del nervio periférico con respecto al tejido miofascial adyacente (Imagen propiedad de Formación Tensegrity, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud de la Universidad de Barcelona).

mico y funcional de conexión entre el tejido conectivo y el tejido muscular a nivel microscópico.

En un eje longitudinal, diferentes estudios confirman la continuidad anatómica del sistema musculoesquelético mediante la presencia de múltiples anclajes y septos conectivos en las zonas de transición entre músculos y con los tejidos blandos periarticulares (cápsulas articulares y ligamentos) y las vainas neurovasculares (Benjamin, 2009). Como ejemplo, al relevo clásicamente descrito entre la musculatura pélvica y la fascia lata a través de las inserciones distales de la musculatura glútea, debe añadirse la fusión del ligamento sacrociático mayor con la musculatura isquiosural a través diversas capas de tejido conjuntivo orientadas de forma multidireccional, en relación con las diferentes líneas de tensión soportadas por esta interfase (Pérez-Bellmunt *et al.*, 2015). Además, varios estudios *in vivo*, basados en la evaluación del movimiento y la continuidad anatómica mediante el uso de ecografía dinámica, confirman no sólo la continuidad estructural, sino también la relación funcional y la transmisión de tensión mecánica en áreas locales y a distancia del segmento en movimiento (Cruz-Montecinos *et al.*, 2016). Y en relación con la unidad



La separación musculofascial se crea por una visión analítica de la anatomía, lo que finalmente determina la forma en que entendemos la biomecánica del sistema musculoesquelético.

músculo-tendón, nuevos estudios han demostrado que la arquitectura del tendón es una estructura especializada formada por capas terminales de tejido conectivo que se disponen de forma espiroidea y sin solución de continuidad desde la fascia muscular profunda (paratendón) y el tejido conjuntivo intra e intermuscular anteriormente descrito (tendón) (Stecco *et al.*, 2013).

Rol del tejido conjuntivo en la distribución de fuerzas músculo-tendón

Según el planteamiento clásico, la fuerza generada por un músculo se transfiere a las inserciones y a la palanca ósea correspondiente a través del tendón para producir un movimiento angular. Sin embargo, en los trabajos de Huijing (2009) y otros investigadores se ha propuesto un cambio de paradigma en la forma de entender la transmisión de fuerzas músculo-tendón y el papel determinante de las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo en el movimiento del sistema musculoesquelético. Varios estudios han demostrado que la fuerza muscular no sólo se transmite por cada miofibra compuesta por sarcómeros dispuestos en serie y equipados por una unión miotendinosa (*myotendinous force transmission*), sino que también se transmite a través de múltiples capas de tejido conjuntivo intra e intermuscular a través de tabiques y septos conectivos que permiten distribuir la fuerza muscular al tendón de forma longitudinal y transversal (*myofascial force transmission*) (Bernabei *et al.*, 2017). En otras palabras, la transmisión de fuerza al tendón no sólo dependerá de la fuerza muscular y del grado de contracción, sino también de las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo y del grado de pretensión del sistema fascial (Bernabei *et al.*, 2015; 2017).

Rol del tejido conjuntivo como tejido mecanosensible

Es bien conocida la capacidad del tejido conjuntivo para responder al daño estructural mediante la liberación de diferentes señalizadores bioquímicos que participan en los mecanismos de reparación tisular mediante la estimulación

de la actividad fibroblástica y la síntesis de colágeno (Järvinen *et al.*, 2005). Paralelamente, la visión clásica de la fisiología nos presenta a la fascia muscular como un tejido sin capacidad para especializarse y adaptarse al uso mecánico repetitivo. Sin embargo, más allá del estudio de la mecanosensibilidad del músculo y del tendón, en los últimos años ha aumentado el interés por el estudio de la capacidad del tejido conjuntivo inter e intramuscular para remodelarse en ausencia de rotura o daño tisular estructural (Benjamin *et al.*, 2015). Así, mediante un complejo mecanismo denominado mecanotransducción, las cargas mecánicas externas distribuidas por la red fascial en forma de cizallamiento, tensión y/o torsión se traducen en respuestas bioquímicas efectoras a nivel celular, generándose modificaciones en la composición de la matriz extracelular. Diferentes autores han observado que de manera secundaria a un esfuerzo aislado de intensidad media, tanto el tejido miofascial como el tendón responden de forma coordinada, convirtiendo la carga mecánica en adaptación tisular, mediante un aumento de la síntesis de colágeno que alcanza su pico tres días después del ejercicio y regresa a los valores basales a los cinco días de la realización del ejercicio inicial (Benjamin *et al.*, 2015). No obstante, la optimización del rendimiento deportivo implica necesariamente un aumento de las cargas de entrenamiento y una disminución de los intervalos de descanso, que, como se citará en el apartado correspondiente, provocarán un proceso de adaptación fisiológica asociado a cambios estructurales progresivos y estables tanto en el músculo como en la fascia muscular y el tendón.

Rol del tejido conjuntivo en la nocicepción y dolor musculoesquelético

En las últimas décadas se ha experimentado un extraordinario avance en el conocimiento del dolor musculoesquelético. Se sabe que los mecanismos de nocicepción consisten en la detección de estímulos periféricos potencialmente dañinos, pero el procesamiento y la interpretación individual de esta información periférica tiene lugar en centros superiores del sistema nervioso central. Por este motivo, para conocer adecuadamente

la lesión deportiva es necesario comprender los mecanismos centrales relacionados con el procesamiento nociceptivo y la calidad de la respuesta motora eferente. En cualquier caso, este modelo no debe omitir el conocimiento actual relativo a la influencia de las alteraciones del tejido conjuntivo en los procesos de sensibilización periférica. En este sentido, diversos estudios histológicos han demostrado la gran cantidad de terminaciones nerviosas libres de las fibras A- δ y C, receptores polimodales que actúan como mecanorreceptores inespecíficos y, potencialmente, como nociceptores ante estímulos de presión y/o tensión mecánica excesiva en la fascia lumbar profunda de ratones y humanos. Como ejemplo, la densidad de estos receptores sensibles al exceso de deformación tisular en la fascia lumbar es tres veces superior a su presencia en los planos profundos de la musculatura espinal (Barry *et al.*, 2015). A su vez, estas terminaciones nerviosas libres se integran en la red continua de tejido conjuntivo a nivel articular (cápsula articular, ligamentos y hueso subcondral), tendinoso (paratendón), óseo (periostio) y neural (epineuro), siendo su concentración incluso más extensa que la propia presencia de mecanorreceptores especializados (Sanchis y Roselló, 2000).

El siguiente apartado centra la atención en que tanto el uso mecánico repetitivo como la ausencia de movimiento pueden modificar el comportamiento mecánico del sistema musculoesquelético, llegando a generar alteraciones en la distribución de fuerzas, los mecanismos de nocicepción e, incluso, en algunos casos, en los patrones fisiológicos de respuesta motora.

USO MECÁNICO Y ALTERACIONES EN EL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL TEJIDO CONJUNTIVO

Adaptación fisiológica del tejido miofascial

El incremento de las cargas de entrenamiento necesario para aumentar el rendimiento físico se asocia con un proceso de adaptación fisiológica del sistema musculoesquelético que va más allá de los cambios estructurales anteriormente citados. En efecto, el aumento de cargas se relaciona con cambios en las propiedades mecánicas y en las

características viscoelásticas del tejido miofascial. Los cambios estructurales en la microarquitectura de la fascia muscular y, específicamente, en la configuración de los septos, anclajes y tabiques intermusculares que unen músculos adyacentes, son determinantes en la distribución de fuerzas, al aumentar la pretensión de la fascia muscular, incrementar la transmisión longitudinal de fuerzas y disminuir la capacidad de deformación lateral al tendón, la estructura terminal y especializada de la fascia muscular (Bernabei *et al.*, 2017). En cualquier caso, la disminución de la viscoelasticidad y la capacidad de absorción de fuerzas, en ausencia de molestias o dolor y asociado a un adecuado rendimiento deportivo, debe considerarse como una adaptación fisiológica que permite optimizar la transmisión de fuerzas músculo-tendón, según el mecanismo descrito anteriormente.

Adaptación patológica del tejido miofascial

La ausencia de movimiento se relaciona con un aumento de la rigidez provocada por cambios patológicos en la concentración y composición del ácido hialurónico presente entre los planos de tejido conjuntivo denso. Por ejemplo, en la fascia lumbar profunda de pacientes con dolor lumbar crónico se observa un incremento en la concentración de ácido hialurónico asociado a cambios en su viscosidad y una disminución en su capacidad de deslizamiento entre planos (Stecco *et al.*, 2011).

En el otro extremo, la suma prolongada de cargas de trabajo de alta intensidad y el inadecuado control de las propiedades mecánicas del tejido blando pueden disminuir el umbral de tolerancia a la carga del sistema musculoesquelético y provocar un deterioro del comportamiento mecánico del tejido miofascial, fundamentalmente, en movimientos con alto componente excéntrico. En primer lugar debe destacarse que el uso mecánico repetitivo provoca una respuesta inflamatoria persistente de bajo grado en el entorno de la matriz extracelular. Diversos estudios experimentales han demostrado la mecanoadaptación del tejido conjuntivo a cargas de trabajo recurrentes de alta intensidad mediante la liberación prolongada de diferentes sustancias proinflamatorias y pro-

nociceptivas. Algunas de estas citocinas (interleucina-1 β , factor de necrosis tumoral (TNF) y, fundamentalmente, el factor transformador del crecimiento o TGF β -1 promueven la fibrosis y la rigidez tisular por medio de la diferenciación y proliferación de fibroblastos y la síntesis excesiva de colágeno (Barbe *et al.*, 2013; Zugel *et al.*, 2018). A su vez, se liberan otras sustancias pronociceptivas (bradicinina, sustancia P) que activan la sensibilización periférica a nivel periférico, en el entorno mecánico de las terminaciones nerviosas libres y a nivel espinal.

A su vez, se recomienda no sólo tener en cuenta las cargas externas soportadas por el tejido fascial durante el entrenamiento y la competición, sino, también, las propiedades mecánicas y el grado de pretensión del sistema fascial en el punto de partida, en el momento en el que se desarrolla la carga de trabajo. En otras palabras, una red fascial excesivamente pretensada, comparada con una red fascial que conserva sus propiedades mecánicas óptimas, provocará, dada la alta mecanosensibilidad de los fibroblastos, diferentes respuestas adaptativas ante similares cargas de trabajo de alta intensidad (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2013).



En una situación ideal, el tejido miofascial debe ser suficientemente resistente para transmitir fuerzas y, a su vez, suficientemente elástico para absorber y dispersar fuerzas, en particular, en movimientos con alto componente excéntrico.

En definitiva, la gestión de las fuerzas mecánicas asumidas por el aparato locomotor desempeña un papel determinante en la remodelación del sistema musculoesquelético, de modo que un adecuado control de las cargas de trabajo permite mejorar la eficacia mecánica y el umbral de tolerancia a la carga. No obstante, en aquellos casos en los que el comportamiento mecánico del sistema musculoesquelético es alterado por una adaptación patológica del sistema fascial puede un estado de excesiva pretensión fascial ser modificado por la alteración intencionada de las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo mediante un abordaje manual sobre las zonas de restricción y fibrosis clínicamente relevantes?

ALTERACIONES SENSITIVOMOTORAS ASOCIADAS AL USO MECÁNICO REPETITIVO

La interacción estímulo nociceptivo aferente-respuesta motora eferente implica la participación directa de un mecanismo bidireccional en el que las alteraciones del patrón motor fisiológico son consecuencia de los mecanismos nociceptivos y, al mismo tiempo, causa de dolor musculoesquelético. A través de la integración de múltiples mecanismos nociceptivos a nivel periférico, espinal y central, el dolor musculoesquelético condiciona el movimiento activo y la función normal mediante la alteración del patrón fisiológico de respuesta motora y el inadecuado control articular ante demandas externas (Hodges, 2011). No obstante, en este capítulo centraremos la atención en la relación de las adaptaciones estructurales y funcionales del tejido miofascial con los mecanismos de nocicepción y la alteración del patrón fisiológico de respuesta motora.

Diferentes estudios han demostrado una relación (no lineal) entre los cambios en las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo y la presencia de dolor miofascial (en ausencia de alteraciones relevantes del procesamiento nociceptivo a nivel central). Los estudios ecográficos de Langevin en sujetos con dolor lumbar han demostrado un aumento de la densidad y grosor de la fascia lumbar profunda así como una alteración en la capacidad de deslizamiento de los planos de tejido conjuntivo que conforman la fascia lumbar (Langevin *et al.*, 2018). Utilizando el mismo procedimiento, otros autores han observado la relación entre el aumento del grosor, rigidez y deslizamiento de planos de la fascia cervical profunda en pacientes con dolor cervical comparados con sujetos sanos.

En esta línea, diferentes estudios experimentales han demostrado una conexión funcional entre los cambios en las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo y los procesos de nocicepción de manera secundaria a la realización de esfuerzos repetitivos. Así, la liberación de sustancias proinflamatorias y pronociceptivas no sólo provoca un aumento de la actividad fibroblástica y de la rigidez tisular, sino que también se relaciona con

diferentes grados de alteración sensitivomotora en forma de sensibilización periférica y disminución de la fuerza. A su vez, otros estudios recientes muestran que los procesos neurogénicos asociados a la liberación de sustancias por uso repetitivo pueden inducir procesos fibrogénicos al estimular la producción de TGF β -1 (Barbe *et al.*, 2013; Zugel *et al.*, 2018; Frara *et al.*, 2017).



Una alteración patológica del comportamiento mecánico del tejido conjuntivo puede relacionarse con diferentes grados de disfunción sensitivomotora y alteración del movimiento. Estos estados subclínicos pueden resultar determinantes en situaciones de alta demanda competitiva.

Además, el dolor miofascial asociado a la formación de puntos gatillo miofasciales (PGM) provoca diferentes grados de alteración motora, entre otros, aumento de la fatiga y debilidad muscular (Ge *et al.*, 2012). Diversos autores encontraron nuevos factores de activación y perpetuación de los PGM y observaron que el entorno mecánico y vascular de éstos es más rígido que el tejido periférico, lo que podría relacionarse con un incremento de la presión intramuscular y la resistencia mecánica al drenaje vascular. Así, la alteración de las propiedades mecánicas del tejido miofascial se asocia con hipoperfusión, baja pO₂ e isquemia local, lo que finalmente puede desencadenar la liberación de diferentes mediadores pronociceptivos, como, por ejemplo, bradicinina (Sikdar *et al.*, 2010).

En resumen, la concentración elevada de terminaciones nerviosas libres en tejidos mecanosensibles, y sujetos a cambios en sus propiedades mecánicas (*stiffness*), podría asociarse con diferentes grados de sensibilización periférica por distorsión y/o tensión mecánica excesiva, tanto en áreas de restricción miofascial (dolor miofascial en ausencia o presencia de puntos gatillo miofasciales) como en zonas terminales, en forma de dolor insercional. En otras palabras, la influencia de la combinación de la mecánica tisular, los procesos moleculares y los mecanismos nociceptivos está comenzando a ofrecernos nuevas vías para entender el dolor miofascial por uso mecánico repetitivo.

EVALUACIÓN Y TRATAMIENTO DEL SISTEMA FASCIAL

Líneas de actuación en la prevención, tratamiento y readaptación de lesiones deportivas desde el abordaje fascial

En el campo de la medicina deportiva existe un gran interés en la necesidad de optimizar los procesos de prevención, tratamiento y readaptación de las lesiones deportivas con el fin de minimizar el tiempo de baja y reducir las altas tasas de recurrencia. Numerosos factores de riesgo descritos en este libro pueden participar en el origen y en la recidiva de diferentes tipos de lesión miofascial. Además, las bases teóricas detalladas en los apartados anteriores nos permiten entender la relevancia de las propiedades mecánicas y el grado de pretensión del sistema fascial. Con frecuencia, los procesos adaptativos requeridos para optimizar el rendimiento deportivo pueden llegar a situarse en el límite de la disfunción y del dolor subclínico. Todo esto se inicia de forma progresiva y puede asociarse a ciclos de mayor exigencia física, produciendo molestias o dolor mecánico de intensidad leve o ligeramente moderada y sin que haya alteraciones importantes en el procesamiento nociceptivo (sensibilización central). El deportista refiere habitualmente sensación de rigidez, restricción y alteración del movimiento, que puede, finalmente, condicionar la práctica deportiva al máximo nivel de rendimiento. Es en este contexto donde se desarrolla nuestro modelo de prevención mediante los diferentes procedimientos que se describirán posteriormente que tienen como objetivo aumentar el umbral de tolerancia a la carga del deportista y favorecer la actividad del preparador físico.

Por otra parte, la adaptación patológica por encima del umbral de tolerancia a la carga de cada deportista puede asociarse con una disminución de la capacidad de deformación, disipación y absorción de energía cinética durante los movimientos excéntricos repetitivos y durante los impactos repetitivos pie-suelo (relación *stress-strain*). Es en este escenario donde se sugiere una intervención más directa desde la terapia manual con el fin de restaurar el comportamiento mecánico óptimo mediante la participación inicial del fisioterapeuta

tanto durante el proceso de tratamiento como durante la readaptación de la lesión.

Evaluación y tratamiento del sistema fascial

La palpación manual es un método de evaluación empleado desde siempre para la detección de zonas de rigidez y restricción miofascial. La literatura científica muestra una importante controversia en relación con el grado de fiabilidad interobservador de la palpación de áreas de restricción y puntos gatillo miofasciales. Algunos estudios evidencian una limitada fiabilidad y reproducibilidad, pero otros muestran valores de fiabilidad significativamente más aceptables (Barbero *et al.*, 2012). No obstante, es evidente que la palpación ofrece un modelo dependiente del operador con fiabilidad intra e interobservador claramente condicionada por la experiencia del evaluador y el grado de disfunción y modificación de las propiedades mecánicas del tejido miofascial. Así, nuevos estudios que han comparado la reproducibilidad de la palpación de puntos gatillo miofasciales y rigidez tisular, en función del grado de formación y experiencia clínica del evaluador, han observado importantes diferencias en la fiabilidad de un observador no cualificado en relación con un profesional experimentado. Como complemento pueden emplearse procedimientos de ecografía dinámica para evaluar la capacidad de deslizamiento entre planos y sistemas de elastografía (sonoelastografía y elastografía *shear wave*) con el fin de evaluar no sólo el grosor y la densidad del tejido miofascial, sino también su capacidad de deformación en respuesta a la compresión directa con la sonda del ecógrafo (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2013). Algunos estudios recientes han demostrado aplicabilidad clínica y alto grado de fiabilidad en la evaluación de puntos gatillo y en áreas de restricción miofascial asociadas empleando sonoelastografía (Salavati. *et al.*, 2017). No obstante, a pesar de tratarse de una herramienta prometedora en la cuantificación del comportamiento dinámico del tejido blando, los sistemas actuales tienen limitaciones en relación con la falta de estandarización, la aparición frecuente de artefactos y la dependencia del operador característica de cualquier proceso manual (Zugel *et al.*,

2018). En cualquier caso, un estudio reciente ha demostrado que la sonoelastografía es un sistema moderadamente fiable cuando se usa por un operador sin experiencia y muy fiable en manos de un experto (Hirayama *et al.*, 2015).

En definitiva, durante el proceso de razonamiento clínico es necesario correlacionar, integrar e interpretar la información obtenida en la historia clínica y la valoración funcional con la evaluación de las propiedades mecánicas del tejido blando. Para ello se propone la palpación de interfases y tabiques intermusculares no sólo para detectar una disminución del umbral de dolor a la presión, sino, fundamentalmente, con la intención de evaluar el grado de pretensión fascial, la capacidad de deformación y la forma en que la energía elástica almacenada durante la presión o distracción es liberada cuando cesa la fuerza y el tejido retorna a su estado inicial. Por ejemplo, cuando un deportista refiere dolor femorrotuliano en la cara anterolateral de la rodilla, en ausencia de antecedente traumático, que aumenta en diferentes gestos deportivos asociados a movimientos de alta velocidad y alta amplitud en flexión de rodilla, suele comenzarse la exploración física con la realización de múltiples tests funcionales, que permiten comprobar el grado de dolor y limitación funcional por una posible alteración del patrón fisiológico de respuesta motora y un inadecuado control articular. A su vez, suele incluirse la valoración manual de disfunciones musculares, articulares y/o neurales locales y a distancia, que pueden provocar nocicepción y dolor musculoesquelético. En este capítulo se sugiere la necesidad de evaluar el grado de pretensión del sistema fascial y la capacidad de deformación de todas las estructuras periféricas que transmiten tensión mecánica a la articulación femorrotuliana de forma directa (tabique intermuscular medial y lateral de la fascia lata a nivel anterior, tabiques intermusculares posteriores de la fascia lata y región poplíteo, fondos de saco



En estados disfuncionales asociados a una alteración de la relación *stress-strain*, el abordaje manual sobre tabiques y septos intermusculares permite aumentar el umbral de tolerancia a la carga del deportista.

cuadricipitales y retináculo extensora perirrotuliana) e indirecta (fascia ilíaca y fascia glútea) (Elazab, 2017).

Durante el proceso de tratamiento, con el fin de aumentar la capacidad viscoelástica y el deslizamiento fisiológico entre planos, se recomienda equilibrar la distribución de fuerzas, proporcionando un adecuado equilibrio entre la absorción y la transmisión de fuerzas en deportistas que comienzan a referir molestias, dolor y/o disminución del umbral de tolerancia a la carga. Para ello se aconseja un abordaje manual, basado en diversos estímulos mecánicos capaces de transmitir fuerzas a través de la piel y la fascia superficial hasta generar un componente de deformación mantenida y progresiva del tejido fascial profundo, mediante el uso combinado de vectores manuales de torsión, cizalla, tracción, axial y/o compresión (*manual matrix remodeling*). No obstante, algunas estructuras fasciales son tan sumamente densas, fibróticas y resistentes (cintilla iliotibial, fascia plantar y otros tendones del miembro inferior) que no es posible generar ningún tipo de deformación mediante fuerzas de compresión o deformación aplicadas de forma manual. Por este motivo, en nuestra intención de modificar el comportamiento dinámico del tejido fascial, proponemos un abordaje dirigido al sumatorio de planos fasciales, anclajes, enlaces conectivos, retináculos, septos y/o sistemas trabeculares intermusculares, que, a pesar de haber sido clásicamente despreciados por la anatomía descriptiva, dada su menor consistencia estructural, participarían directamente en la transmisión de la tensión mecánica y en la distribución de fuerzas (Huijing, 2009; Cruz-Montecinos *et al.*, 2016, Bernabei *et al.*, 2017).

Los principios de aplicación de la técnica de moldeado de septos también pueden emplearse de forma similar sobre cicatrices retráctiles por reparación excesiva secundaria a antecedente traumático y/o antecedente quirúrgico (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2013).

A continuación, se describen en detalle las diferentes etapas de la técnica de moldeado de septos y cicatrices (**Fig. 5-2**) (**Vídeo 5-1**):

1. Fase de contacto. Se realiza un vector de compresión inicial con el segundo, tercer y cuarto dedos. La presión aplicada de manera progresiva debe ser suficiente para alcanzar el nivel de resistencia inicial.
2. Fase de estimulación. A partir de este punto, se agrega un componente axial y/o espiral y/o circular a la compresión inicial del vector. Los dedos del fisioterapeuta realizan una deformación del tejido de manera lenta y continua en el tiempo, poniendo en tensión hasta que se alcanza una barrera elástica de mayor resistencia que la inicial. Esta compresión y torsión combinadas se mantienen durante un tiempo variable (30-90 segundos)
3. Fase de liberación. En este punto, dependiendo de la respuesta del tejido al estímulo inicial, es habitual percibir una liberación de energía elástica almacenada en forma de “desenrollamiento local”. A esto le sigue una disminución progresiva de la tensión inicial, a medida que se mantiene el contacto y la reorganización de los tejidos en el área de restricción, lo que produce un reposicionamiento espontáneo de los dedos a medida que la barrera se modifica.

Este proceso debe repetirse tantas veces como sea necesario (generalmente, de tres a cinco) para

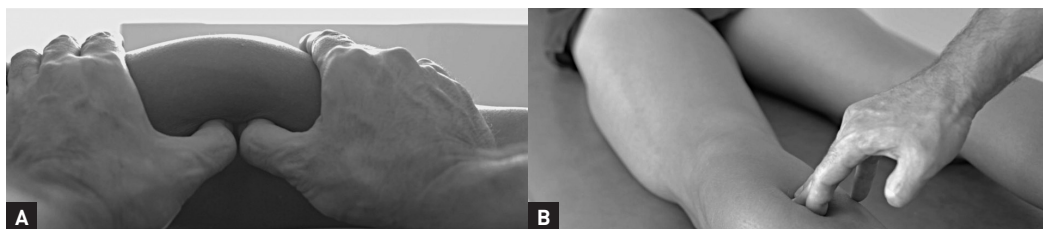


Figura 5-2. Técnica manual sobre tabiques intermusculares y cicatrices. Estas técnicas se basan en **(A)** vectores axiales y compresivos sobre los tabiques intermusculares y/o **(B)** sobre cicatrices fibróticas para liberar energía elástica y disminuir la rigidez excesiva y el estado de pretensión del tejido fascial.

finalmente notar una normalización de la sensación inicial de tensión.

Un estudio experimental con ratones evaluó la efectividad de la terapia manual estructural en el tratamiento de la fibrosis y las alteraciones sensitivomotoras asociadas, siguiendo un razonamiento similar al propuesto en este capítulo. Como consecuencia de una tarea de repetición de alta intensidad, realizada durante 12 semanas, se observó una disminución de la fuerza asociada a un aumento en la concentración de colágeno y liberación de TGF β -1. Estas alteraciones se modificaron de forma significativa en el grupo que recibió tratamiento manual en relación con el grupo de control. Otros estudios relacionan el aumento de la temperatura local en el área de tratamiento con una descomposición progresiva de la estructura tridimensional de ácido hialurónico que permitiría disminuir su viscosidad y mejorar la capacidad de deslizamiento entre planos a través de la rehidratación del tejido conjuntivo (reacción tixotrópica). Paralelamente, otros autores sugieren la relevancia de los efectos neurofisiológicos en la efectividad de las técnicas miofasciales, en relación con la influencia de las propiedades mecánicas y el grado de viscoelasticidad en el umbral de activación de los mecanorreceptores y nociceptores del sistema fascial (Stecco *et al.*, 2011).

Aportación de la terapia fascial a otros modelos de tratamiento

Algunos estudios recientes sugieren las limitaciones de las técnicas de estiramiento pasivo en la optimización del rango de movimiento y la capacidad de deslizamiento entre planos en la fascia lumbar en presencia de restricción y fibrosis. Se recomienda incluir programas de movilización temprana y progresiva junto con técnicas estructurales dirigidas específicamente al tratamiento de las zonas más rígidas (Langevin *et al.*, 2018). A su vez, en relación con la artrofibrosis secundaria a traumatismo, cirugía y/o inmovilización prolongada y la necesidad de restaurar la movilidad articular, los programas de rehabilitación física se basan en la realización de movilizaciones articulares accesorias y fisiológicas, técnicas de estiramiento y programas de reeducación neuromuscular. Sin embargo, conociendo la anatomía

del tejido conjuntivo periarticular y la relación directa entre el comportamiento mecánico de las estructuras fasciales periarticulares y la movilidad y el dolor articular (Sanchis y Roselló, 2000), se ha propuesto la introducción previa de técnicas fasciales estructurales mediante diferentes alternativas, entre otras, técnicas de moldeado de septos, técnicas neuromusculares de masoterapia profunda de baja velocidad y adaptadas a la resistencia tisular, y procedimientos instrumentales sobre las zonas de restricción y fibrosis.

Son de sobra conocidos los múltiples beneficios del ejercicio en el tratamiento de diferentes trastornos musculoesqueléticos, pero es necesario optimizar los programas de ejercicio terapéutico y entrenamiento mediante el empleo combinado con técnicas manuales. Por ejemplo, en el tratamiento de lesiones musculares es bien conocido cómo la carga mecánica y los mecanismos de mecanotransducción permiten optimizar el proceso de regeneración muscular mediante la activación de células satélite. No obstante, en humanos, el proceso de cicatrización está condicionado por el balance regeneración-reparación. Así, y de forma colateral, el empleo precoz de cargas externas podría implicar, teniendo en cuenta la alta mecanosensibilidad de los fibroblastos, una fibrosis por sobreproducción de colágeno en el entorno mecánico de la cicatriz. En algunos casos, un aumento de la rigidez mecánica de la cicatriz puede provocar una recuperación funcional incompleta asociada con alteraciones en la extensibilidad y fuerza excéntrica (Opar *et al.*, 2012). Por este motivo se recomienda optimizar el comportamiento mecánico de la cicatriz, empleando las técnicas manuales anteriormente descritas con el fin de disminuir el grado de pretensión fascial desde los tabiques intermusculares y, de manera más local, en el entorno mecánico de la cicatriz (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2013).

A su vez, en los procesos de prevención y tratamiento de lesiones musculares, debemos tener en cuenta que la susceptibilidad para sufrir una rotura o una lesión recurrente es mayor en contracciones excéntricas de alta intensidad y alta velocidad desde una posición de alargamiento (Opar *et al.*, 2012). No obstante, algunos autores han demostrado una disminución selectiva de la activación de la musculatura isquiosural durante

contracciones excéntricas desde posiciones de máximo alargamiento en deportistas con un nivel funcional relativamente alto en el momento de la prueba. Actualmente, existe una tendencia a relacionar la disminución de fuerza y la inhibición muscular con factores neuromusculares asociados al miedo al dolor y al riesgo de recidiva. Sin embargo, siguiendo las recomendaciones de este estudio, y en la línea de este capítulo, sugerimos la necesidad de centrar la atención no sólo en los cambios estructurales objetivados en la ecografía o en la resonancia magnética o en factores neuromusculares, sino, fundamentalmente, en la optimización de las propiedades viscoelásticas de la cicatriz, condición esencial para disipar y absorber la energía cinética requerida durante los movimientos de desaceleración y componente excéntrico de alta amplitud y alta velocidad (Martínez-Rodríguez *et al.*, 2013). Por este motivo, se recomienda incluir un abordaje completo y profundo del tejido conjuntivo intermuscular, como se describió anteriormente y, de este modo, permitir un aumento del umbral de tolerancia a la carga del tejido miofascial en movimientos con alto componente excéntrico a alta amplitud y alta velocidad (Fig. 5-3).

A su vez, hablando de prevención, tratamiento y readaptación de lesiones tendinosas crónicas, varios estudios han descrito los múltiples beneficios derivados del empleo de programas de trabajo excéntrico, entre otros, incremento del

umbral de tolerancia a la carga y de la capacidad de contracción rápida del músculo, que se asocia con una disminución del componente de tracción en los movimientos terminales, y un aumento de la capacidad para acumular energía elástica y optimizar la eficacia mecánica del tendón. No obstante, entendiendo el tendón como una estructura terminal y especializada de tejido conjuntivo inter e intramuscular (Stecco *et al.*, 2013), y conociendo el rol del tejido conjuntivo en la transmisión de fuerzas al tendón (Huijing, 2009), cabe pensar que la capacidad de deformación del tendón no sólo depende de las propiedades intrínsecas del propio tendón, sino también del comportamiento mecánico de la fascia muscular y de los tabiques conectivos intermusculares (Bernabei *et al.*, 2015; 2017). Para optimizar la adecuada relación *stress-strain* se recomienda restaurar el componente de deformación mediante el modelo de tratamiento anteriormente descrito (Järvinen *et al.*, 2005).

Por último, diferentes trastornos funcionales, asociados a dolor musculoesquelético, aumento del riesgo de lesión y disminución del rendimiento deportivo, se relacionan frecuentemente con una alteración del patrón motor fisiológico por, entre otros factores, aumento de la fatiga, inhibición muscular, retardo en la respuesta motora y redistribución de la actividad de la musculatura sinérgica y antagonista (Opar *et al.*, 2013). En el momento actual existe un consenso generalizado



Figura 5-3. Readaptación muscular basada en ejercicios isoinerciales con componente excéntrico de alta velocidad y alta amplitud. El riesgo de lesión muscular en la musculatura isquiosural se multiplica durante la realización de gestos que requieren un componente de desaceleración eficiente. De manera paralela al empleo de técnicas manuales que optimizan el componente de deformación tisular se propone la realización de ejercicios isoinerciales mediante (A) una secuencia progresiva de cargas desde la posición de partida a (B) movimientos excéntricos de alta velocidad y alta amplitud.

sobre la necesidad de optimizar la prevención y tratamiento de lesiones deportivas con programas de tratamiento activo basados en secuencias progresivas de ejercicios adaptados a la necesidad individual de cada deportista para optimizar las múltiples estrategias motoras requeridas durante la práctica deportiva. No obstante, con el fin de mejorar el comportamiento mecánico y controlar las alteraciones del movimiento sobre zonas en restricción, se sugiere combinar las técnicas miofasciales con los programas de trabajo activo. Así, un estudio reciente ha demostrado que las restricciones de la interfase entre la fascia transversa y los planos superficial y profundo de la fascia lumbar provocan una limitación del deslizamiento de la fascia transversa durante la activación del músculo transverso pero que pueden tratarse de manera eficaz con técnicas miofasciales en la interfase anteriormente descrita. En otras palabras, el empleo de técnicas manuales estructurales sobre esta interfase permite optimizar la función muscular y la estabilidad dinámica del tronco, al mejorar la calidad de la distribución de fuerzas entre la fascia transversa y la fascia lumbar.

Con todos estos conceptos en mente, y de acuerdo a nuestra experiencia clínica, la optimización de las propiedades mecánicas, mediante la aplicación de cargas mecánicas externas junto con el adecuado manejo del entorno mecánico (*stiffness*), a través del empleo de terapia manual sobre el tejido miofascial, nos permite modular una gran cantidad de procesos biológicos implicados tanto en los procesos de prevención como en los de tratamiento, readaptación y entrenamiento. El auge del conocimiento científico del tejido miofascial de los últimos años y su implicación clínica en la fisiopatología de las lesiones deportivas nos obliga a seguir explorando e intentando desarrollar nuevas formas de detección, intervención y control de las propiedades mecánicas del tejido conjuntivo.

BIBLIOGRAFÍA

- Barbe, M. F., Gallagher, S., Popoff, S. N. (2013). Serum biomarkers as predictors of stage of work-related musculoskeletal disorders. *J Am Acad Orthop Surg*, 21, 644-6.
- Barbe, M. F., Gallagher, S., Massicotte, V. S., Tytell, M., Popoff, S. N., Barr-Gillespie, A. E. (2013). The interaction of force and repetition on musculoskeletal and neural tissue responses and sensorimotor behavior in a rat model of work-related musculoskeletal disorders. *BMC Musculoskelet Disord*, 25;14:303.
- Barbero, M., Bertoli, P., Cescon, C., MacMillan, F., Coutts, F., Gatti, R. (2012). Intra-rater reliability of an experienced physiotherapist in locating myofascial trigger points in upper trapezius muscle. *J Man Manip Ther*, 20(4), 171-7.
- Barry, C. M., Kestell, G., Gillan, M., Haberberger, R. V., Gibbins, I. L. (2015). Sensory nerve fibers containing calcitonin gene related peptide in gastrocnemius, latissimus dorsi and erector spinae muscles and thoracolumbar fascia in mice. *Neuroscience*, 16, 291, 106-17.
- Benjamin, M. (2009). The fascia of the limbs and back—a review. *J Anat*, 214 (1), 1-18.
- Bernabei, M., Van Dieën, J. H., Baan, G. C., Maas, H. (2015). Significant mechanical interactions at physiological lengths and relative positions of rat plantar flexors. *J Appl Physiol*, 118(4), 427-36.
- Bernabei, M., Van Dieën, J. H., Maas, H. (2017). Altered mechanical interaction between rat plantar flexors due to changes in intermuscular connectivity. *Scand J Med Sci Sports*, 27(2), 177-187.
- Cruz-Montecinos, C., Cerda, M., Sanzana-Cuche, R., Martín-Martín, J., Cuesta-Vargas, A. (2016). Ultrasound assessment of fascial connectivity in the lower limb during maximal cervical flexion: technical aspects and practical application of automatic tracking. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 8, 18.
- Ekstrand, J., Walden, M., Häggglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *Br J Sports Med*, 50(12), 731-7.
- Elazab, E. E. B. (2017). Morphological study and relations of the fascia vasto-adductoria. *Surg Radiol Anat*, 39(10), 1085-1095.
- Frara, N., Fisher, P. W., Zhao, Y., Tarr, J. T., Amin, M., Popoff, S. N., Barbe, M. F. (2018). Substance P increases CCN2 dependent on TGF-beta yet Collagen Type I via TGF-beta1 dependent and independent pathways in tenocytes. *Connect Tissue Res*, 59(1):30-44.
- Ge, H. Y., Arendt-Nielsen, M. P. (2012). Accelerated muscle fatigability of latent myofascial trigger points in humans. *Pain Med*, 13(7), 957-64
- Hirayama, K., Akagi, R., Takahashi, H. Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity. *Acta Radiol Open*. 2015 Sep 8;4(9):2058460115603420
- Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *J Electromyogr Kinesiol*, 21, 220-8.
- Huijing, P. A. (2009). Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. *J Biomech*, 42(1), 9-21.
- Järvinen, T. A. H., Järvinen, T. L., Kääriäinen, M., Kalimo, H., Järvinen, M. (2005). Muscle injuries: biology and treatment. *Am J Sports Med*, 33, 745-64.
- Langevin, H. M., Bishop, J., Maple, R., Badge, G. J., Fox, J. R. (2018). Effect of stretching on thoracolumbar fascia injury and movement restriction in a porcine model. *Am J Phys Med Rehabil*, 97(3), 187-191.

- Martínez Rodríguez, R., Galán del Río, F. (2013). Mechanistic basis of manual therapy in myofascial injuries. Sonoelastographic evolution control. *J Bodyw Mov Ther*, 17(2), 221-234.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med*, 42, 209-26.
- Passerieux, E., Rossignol, R., Chopard, A., Carnino, A., Marini, J., Letellier, T., Delage, J. P. (2006). Structural organization of the perimysium in bovine skeletal muscle: Junctional plates and associated intracellular subdomains. *J Struct Biol*, 154 (2),06-216.
- Pérez-Bellmunt, A., Miguel-Pérez, M., Brugué, M. B., Cabús, J. B., Casals, M., Martinoli, C., Kuisma, R. (2015). An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. *Man Ther*, 20(3), 445-50.
- Salavati, M., Akhbari, B., Ebrahimi Takamjani, I., Ezzati, K., Haghighatkah, H. (2017). Reliability of the Upper Trapezius Muscle and Fascia Thickness and Strain Ratio Measures by Ultrasonography and Sonoelastography in Participants With Myofascial Pain Syndrome. *J Chiropr Med*, 16(4), 316-323.
- Sanchis-Alfonso, V., Roselló-Sastre, E. (2000). Immunohistochemical analysis for neural markers of the lateral retinaculum in patients with isolated symptomatic patellofemoral malalignment. A neuroanatomic basis for anterior knee pain in the active young patient. *Am J Sports Med*, 28, 725-31.
- Sikdar, S., Ortiz, R., Gebreab, T., Gerber, L.H., Shah, J.P. (2010). Understanding the vascular environment of myofascial trigger points using ultrasonic imaging and computational modeling. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2010:5302-5.
- Stecco, C., Stern, R., Porzionato, A., Macchi, V., Masiero, S., Stecco, A., De Caro, R. (2011). Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surg Radiol Anat*, 33, 891-896.
- Stecco, C., Corradin, M., Macchi, V., Morra, A., Porzionato, A., Biz, C., De Caro, R. (2013). Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *J Anat*, 223(6), 665-76.
- Zügel, M., Maganaris, C. N., Wilke, J., Jurkat-Rott, K., Klingler, W., Wearing, S. C., *et al.* (2018). Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics. *B J Sports Med*, 0, 1-9.

HERRAMIENTAS DE APRENDIZAJE



PREGUNTAS DE AUTOEVALUACIÓN



VÍDEOS