

TEMA DE ACTUALIZACIÓN

¿Cómo evitar la hipotrofia tras la inmovilización?

M. J. Lillo González

Servicio de Rehabilitación. Hospital FREMAP Majadahonda. Madrid

Correspondencia:

Dra. María José Lillo González

Correo electrónico: mariajose_lillo@fremap.es

Recibido el 4 de octubre de 2022

Aceptado el 31 de octubre de 2022

Disponible en Internet: noviembre de 2022

RESUMEN

Las fracturas del miembro inferior y, dentro de ellas, las del platillo tibial constituyen una parte importante de la consulta del médico especialista en medicina física y rehabilitación en el ámbito de la medicina laboral. El objeto de este documento es actualizar los diferentes abordajes para prevenir la hipotrofia que aparece en la extremidad inferior, principalmente en la musculatura antigravitatoria y sobre todo en el cuádriceps, que posteriormente complica y retrasa la recuperación funcional de los lesionados y su reincorporación a la vida activa social y laboral. Este documento no pretende establecer un protocolo para la rehabilitación de las fracturas del platillo tibial. Se comentan las últimas novedades sobre cómo prevenir la inhibición muscular artrogénica y el papel que pueden desempeñar el control del dolor, la inflamación, el uso de tapices de marcha antigravedad, la electroestimulación y otras técnicas para facilitar el control neuromuscular.

Palabras clave: Tapiz antigravedad. Atrofia muscular. Fracturas del platillo tibial. Rehabilitación.

ABSTRACT

How avoid muscular atrophy after immobilization

Fractures of the lower limb and, within them, tibial plateau fractures constitute an important part of the medical practice of the physiatrist who works in occupational medicine. The purpose of this document is to update the different management protocols to prevent hypotrophy, mainly in the antigravity muscles, and especially in the quadriceps muscle, which later complicates and delays the functional recovery of the injured and their return to normal health, active social and work life. This document is not intended to establish a protocol for the rehabilitation of tibial plateau fractures. The latest developments on how to prevent muscular arthrogenic inhibition, the role that pain and inflammation, antigravity training, electrostimulation and other techniques, play in preventing neuromuscular deficits are discussed.

Key Words: Antigravity treadmill. Muscular atrophy. Tibial plateau fractures. Rehabilitation.



<https://doi.org/10.24129/j.retla.05210.fs2210022>

© 2022 Sociedad Española de Traumatología Laboral. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® (www.fondoscience.com). Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Introducción

Las fracturas del miembro inferior y, dentro de ellas, las del platillo tibial constituyen una parte importante de la consulta del médico rehabilitador que trabaja en medicina laboral. El objeto de este documento es actualizar los diferentes abordajes para prevenir la hipotrofia que aparece en la extremidad inferior, principalmente en la musculatura antigravitatoria y sobre todo en el cuádriceps, que posteriormente complica y retrasa la recuperación funcional de los lesionados y su reincorporación a la vida activa social y laboral.

Este documento no pretende establecer un protocolo para la rehabilitación de las fracturas del platillo tibial. Solo se pretende dar unas pinceladas sobre cómo prevenir la atrofia en esta patología. Lo aquí comentado se puede hacer extensible a todos los pacientes que ven limitada la capacidad de la marcha por diferentes motivos, siempre, claro está, con las adaptaciones necesarias a su patología de base.

Para centrarse en el tema, se obviará el resto del proceso de rehabilitación y recuperación funcional tras las fracturas de platillo tibial, ya que no es el objetivo de este documento.

En realidad, la hipotrofia ya ha ocurrido durante la inmovilización.

¿Qué ocurre en el organismo cuando hay una fractura del platillo tibial?

Lo primero es una reacción inflamatoria local y dolor, lo que conlleva a una inhibición, voluntaria e involuntaria, de la movilidad de la rodilla, que se acompaña de la consecuente inmovilización y descarga en espera del tratamiento definitivo de la lesión, que podrá ser conservador o quirúrgico (reducción abierta y fijación interna –RAFI–/ fijador externo).

La fase inicial de la rehabilitación se centra en el control del dolor, la reducción del edema y la inflamación,

además de mantener/recuperar la activación de la musculatura inhibida, sobre todo del cuádriceps⁽¹⁾.

El protocolo RICE (**Figura 1**) –rest (reposo), ice (hielo), compression (compresión), elevation (elevación)– y los analgésicos y antiinflamatorios no esteroideos (AINE) son primordiales en este periodo.

Inmovilización y descarga

La inmovilización y descarga, según las diferentes escuelas y las preferencias de sus cirujanos, puede oscilar entre permitir un apoyo precoz, parcial y progresivo según la tolerancia o iniciar el apoyo parcial, empezando por 20 kg a partir de la 6.ª semana, hasta los más conservadores, que mantienen la descarga absoluta 12 semanas⁽²⁻⁵⁾. Siempre se debe adaptar el inicio de la carga y su intensidad a las características de cada paciente y a la reducción y la evolución de la fractura.

Los hallazgos de la revisión de Arnold de 2017 han identificado las prácticas más frecuentes de manejo postoperatorio para las fracturas del platillo tibial, que incluyen descarga durante 4 a 6 semanas (**Figura 2**), con otras 4 a 6 semanas posteriores de carga parcial (**Figura 3**), tardando entre 9 y 12 semanas hasta que se recomendó la carga total. Las recomendaciones de carga para la carga inicial de peso variaron, pero lo más común fue la carga inicial de peso protegida (es decir, contacto con los dedos de los pies) antes de llegar a la carga total. Las tasas de complicaciones no parecieron estar relacionadas con la carga, siempre que se realizase una prescripción

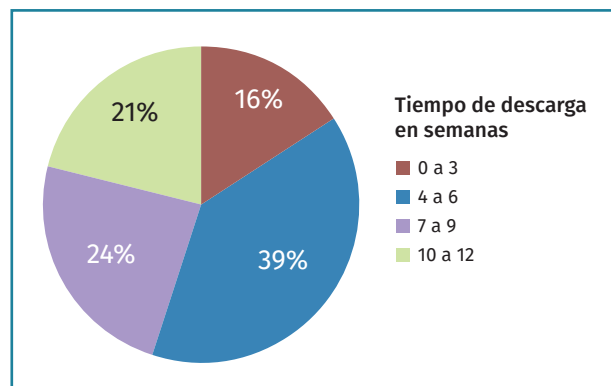


Figura 2. Resumen de los tiempos de descarga posquirúrgica de los estudios. Arnold, 2017.

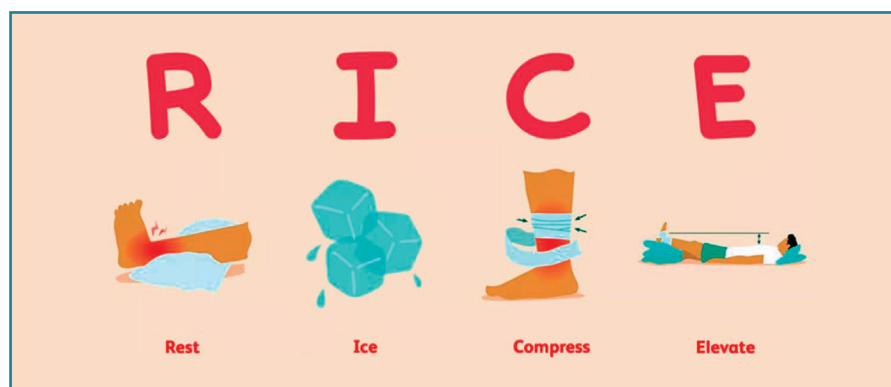


Figura 1. Protocolo RICE.

Figura 3), tardando entre 9 y 12 semanas hasta que se recomendó la carga total. Las recomendaciones de carga para la carga inicial de peso variaron, pero lo más común fue la carga inicial de peso protegida (es decir, contacto con los dedos de los pies) antes de llegar a la carga total. Las tasas de complicaciones no parecieron estar relacionadas con la carga, siempre que se realizase una prescripción

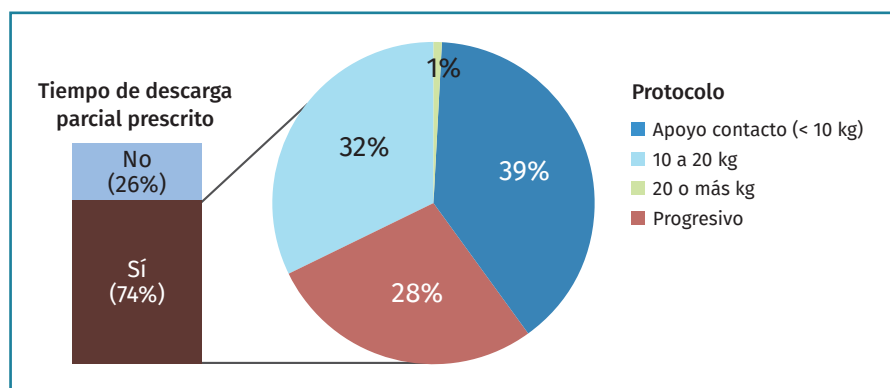


Figura 3. Resumen de los tiempos de descarga parcial posquirúrgica de los estudios. Arnold, 2017.

Una bolsa hinchable recubre toda la cinta de correr. En su parte superior está el orificio por el cual se introducen las piernas del usuario. Este debe ponerse el pantalón que se une a la bolsa mediante una cremallera que abarca toda la circunferencia del orificio (Figura 6). Una vez cerrado, se infla la bolsa, distribuyéndose la presión uniformemente sin que resulte molesto para el usuario. El ajuste vertical de

juiciosa de carga precoz, particularmente en fractura del platillo tibial unicondílea.

Cuando se autoriza iniciar la carga, aunque sea parcial, ha de ser lo menos dolorosa posible; mientras exista cojera antiálgica, el paciente deberá utilizar las muletas⁽⁶⁾.

El tapiz antigraedad

El tapiz antigraedad AlterG[®] (Figura 4) proporciona una descarga de peso del usuario junto con las funciones de una cinta de correr tradicional; permite realizar ejercicio como caminar o andar con una reducción de su peso corporal de hasta un 80%, que se puede graduar en intervalos del 1%.

La tecnología AlterG[®] fue originalmente concebida por la National Aeronautics and Space Administration (NASA) para que sus astronautas pudiesen mantener la forma física durante largas estancias en el espacio. Instalando esta tecnología en una cinta de correr para lograr regular el peso corporal mientras se camina o se realiza carrera.

La fuerza levitatoria generada por el tapiz AlterG[®] se aplica sobre la parte inferior del cuerpo, las piernas y las caderas, sin que afecte a la parte superior (Figura 5). Es la denominada *differential air pressure* (DAP)⁽⁷⁾.



Figura 4. Sistema tapiz antigraedad AlterG[®].

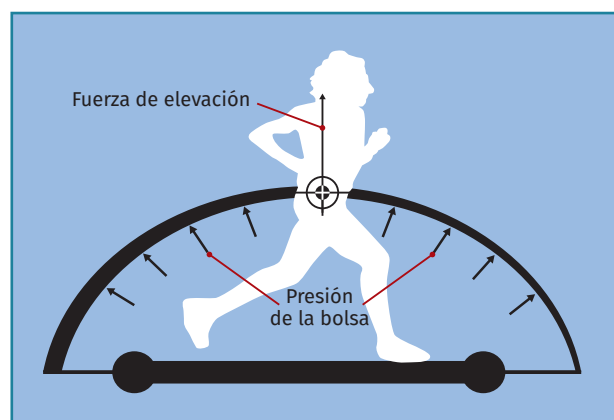


Figura 5. Esquema de acción de la presión levitatoria en la bolsa del AlterG[®].

la altura del marco permite que participantes de diferentes alturas utilicen la máquina. Las cintas de correr antigraedad permiten soportar hasta el 80% del peso corporal.



Figura 6. Pantalón especial AlterG[®] y sistema de cierre por cremalleras.

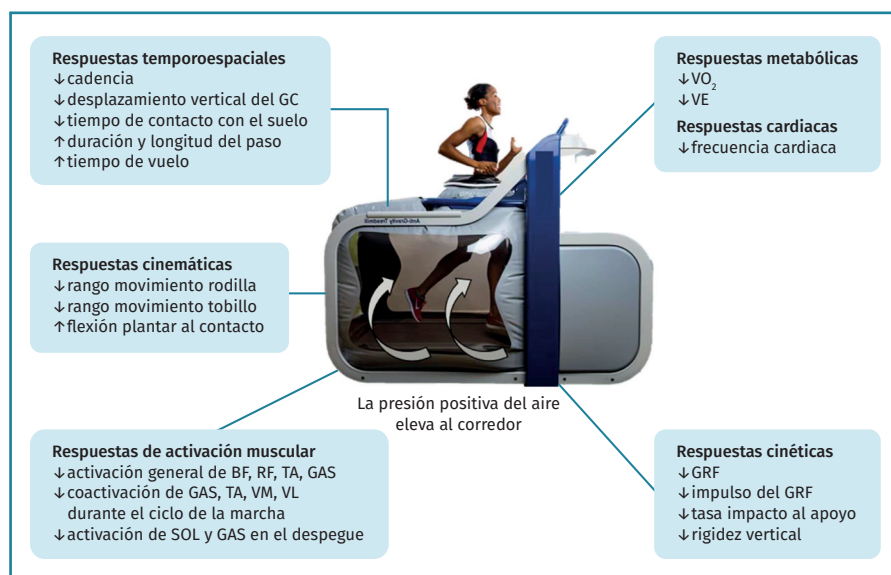


Figura 7. Respuestas adaptativas al entrenamiento en tapiz antigraavedad. Adaptado de Vincent HK, 2022. BF: bíceps femoral; COG: centro de gravedad; GAS: gastrocnemio; GRF: fuerza de reacción del suelo; RF: recto femoral; SOL: sóleo; TA: tibial anterior; VE: ventilación minuto; VL: vasto lateral; VM: vasto medial; VO_2 : tasa de consumo O_2 .

El sistema mantiene el ajuste elegido, entre el 100 y el 20% del peso corporal, sin verse afectado por el movimiento de las piernas y de la cinta en su interior.

La presión positiva del aire eleva al corredor mientras camina o corre. Las respuestas adaptativas al entrenamiento en tapiz antigraavedad se producirán a diferentes niveles (Figura 7):

- **Respuestas temporoespaciales**, disminuyendo la cadencia del paso, el tiempo de contacto con el suelo y el desplazamiento vertical del centro de gravedad. Y aumentando la duración y la longitud del paso y el tiempo de vuelo.
- **Respuestas metabólicas**, disminuyendo la tasa de consumo de O_2 y la ventilación-minuto.
- **Respuestas cardíacas**: disminuye la frecuencia cardíaca.
- **Respuestas cinéticas**: disminuye la fuerza de reacción del suelo y su impulso, y la tasa de impacto al apoyo.
- **Respuestas de activación muscular**: disminuye la activación general del bíceps femoral, el recto femoral, el tibial anterior y el gastrocnemio, la coactivación del tibial anterior, el gastrocnemio, el vasto medial y el vasto lateral durante el ciclo de la marcha y la activación del sóleo y el gastrocnemio en la fase de despegue.
- **Respuestas cinemáticas**: disminuye el rango de movimiento de la rodilla y del tobillo, y aumenta la flexión plantar al contacto.

Los beneficios de las cintas de correr antigraavedad en la rehabilitación incluyen la movilización temprana con

estímulos de movimiento similares a los de correr, pero sin el impacto lesivo en los tejidos lesionados. Es importante destacar que los atletas pueden mantener la capacidad cardiopulmonar a través de la manipulación de la velocidad o el grado de la cinta rodante hasta que se reanude la carga completa con la carrera en el suelo.

El uso de cintas de correr antigraavedad puede compensar los efectos de la descarga y prevenir la atrofia y la debilidad muscular, al tiempo que minimiza la incomodidad⁽⁸⁾.

Palke⁽⁹⁾, en su ensayo clínico aleatorizado de 2022, ha demostrado la utilidad de las cintas de correr antigraavedad incluso después de lesiones ortopédicas graves, como fracturas del tobillo y de la meseta tibial.

Henkelmann *et al.*⁽¹⁰⁾, en un ensayo clínico aleatorizado de 2021, estudiaron si estas cintas rodantes antigraavedad proporcionarían mejores resultados de rehabilitación postoperatoria que el uso estándar de muletas y los protocolos de carga parcial de peso en pacientes con fracturas cerradas aisladas de tibia o tobillo. Los pacientes fueron asignados al azar a fisioterapia estándar (con movilización con carga parcial de peso con muletas) o sesiones de cinta rodante antigraavedad con una carga de 20 kg al 1% de inclinación 2-3 veces por semana durante 6 semanas. La velocidad de la cinta rodante se fijó inicialmente en 1,5-2 km/h en una proporción de turnos de 5:5 minutos a cada velocidad durante las primeras 2 semanas. En la semana 6, la velocidad se incrementó a 4-5 km/h en una proporción de turnos de 8:2 minutos.

El hallazgo relevante fue una mayor mejora en la circunferencia de la pierna durante el periodo de 6 semanas con el entrenamiento en cinta rodante antigraavedad, acompañada de una mejora en las puntuaciones de la Escala KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score) en los apartados sobre la funcionalidad/deportes y la calidad de vida.

Las cintas de correr antigraavedad pueden proporcionar varias ventajas terapéuticas para la rehabilitación de lesiones, incluida la preservación de la capacidad aeróbica, los patrones de activación muscular y la masa muscular durante la recuperación, en comparación con los protocolos de rehabilitación tradicionales. La velocidad o el grado se pueden aumentar para mantener la demanda metabólica y el estado físico mientras se minimiza la

carga ósea y tisular. El control de los síntomas de dolor durante el entrenamiento en cinta rodante antigraedad guiará el ajuste de la prescripción del protocolo de desgravación. Cuando se logra una carrera sin dolor a > 95% de carga durante > 30 min, es probable que el corredor esté listo para hacer una transición segura a la carrera en el suelo⁽⁸⁾.

Inhibición muscular artrogénica

El resultado final de la descarga y la inmovilización es el desacondicionamiento articular y la atrofia de la musculatura de las extremidades inferiores. Los primeros grupos musculares en atrofiarse son los grandes músculos con función antigravedad: cuádriceps, psoas ilíaco, aductores de cadera, glúteos mayor y mediano.

Además de la atrofia, pueden aparecer adherencias articulares, rigidez articular y afectación del aparato extensor, que pueden dificultar posteriormente la recuperación de la movilidad articular.

Minimizar la atrofia y la inhibición del cuádriceps es algo prioritario; su debilidad tras la atrofia por desuso puede mejorar con el tiempo, pero en muchos casos, aunque la recuperación aparentemente se haya conseguido, se encuentra menor fuerza relativa meses e incluso años después⁽¹¹⁾.

En el metaanálisis realizado en 2020, Tayfur⁽¹²⁾ encuentra que los déficits neuromusculares pueden persistir durante años tras la lesión de rodilla. Pese a que la mayoría de los artículos publicados hacen referencia a las lesiones de los ligamentos cruzados anteriores, podemos aplicar estos hallazgos a las fracturas del patillo tibial.

Los principales déficits encontrados son la falta de fuerza muscular acompañada de alteraciones neuromusculares y cambios en el tiempo de respuesta y el control de la fuerza muscular.

La causa de esta debilidad, además de la atrofia del cuádriceps, puede ser la inhibición muscular artrogénica (IMA)⁽¹³⁾.

En la IMA hay un fallo en la activación voluntaria de la contracción del cuádriceps, que se cree que es debida a una actividad refleja secundaria a la información alterada que llega desde la rodilla lesionada al sistema nervioso central (SNC)⁽¹⁴⁾. Estos fallos se hacen evidentes de manera precoz y a veces no se recuperan a largo plazo, poniendo de manifiesto un mecanismo neurológico subyacente a la debilidad del cuádriceps. Se cree que la IMA es un mecanismo protector para prevenir mayores daños a la articulación de la rodilla lesionada. Sin embargo, su prolongación en el tiempo puede llegar a ser un grave problema si no se soluciona durante el periodo de rehabilitación.

Una reciente revisión de Sonnery-Cottet⁽¹⁵⁾ sugiere que el uso de crioterapia más ejercicios puede ser beneficioso en estos pacientes.

¿Cómo podemos luchar contra esta IMA? Tenemos 2 estrategias posibles:

1. Alterando el *feedback* sensorial. Bloqueando o modificando las aferencias nociceptivas responsables de iniciar el proceso inhibitorio. Este se produce por el derrame articular y la alteración de los mecanorreceptores lesionados. Para modificar esta información hay que controlar el dolor o eliminar la información nociceptiva. Las posibles acciones incluyen evacuar los derrames a tensión, aplicar compresión para reducirlos, la elevación de la pierna y la estimulación eléctrica.

La crioterapia también disminuye la velocidad de la conducción nerviosa, enlenteciendo la descarga de información nociceptiva.

La electroestimulación transcutánea (*transcutaneous electrical nerve stimulation* –TENS–) disminuye también la transmisión de la información dolorosa y su acción es aún mayor si se utiliza durante la movilidad activa.

2. Mejorando la actividad motora. Activando directamente las motoneuronas inhibidas. Dado que la IMA dificulta el reclutamiento del cuádriceps, la estimulación eléctrica neuromuscular permite el reclutamiento directo de las motoneuronas⁽¹⁶⁾.

Podemos utilizar el *biofeedback*, tanto visual como auditivo, para trabajar y entrenar la activación voluntaria del cuádriceps.

Los ejercicios excéntricos, con cargas progresivas para mejorar el control de la fuerza, son también útiles en este sentido, según Kobayashi⁽¹⁷⁾.

Estas intervenciones incrementan los estímulos aferentes y, por lo tanto, excitan las interneuronas 1a, excitando las motoneuronas encargadas de la contracción del cuádriceps⁽¹⁸⁾.

No hay que olvidar que no solo el cuádriceps va a sufrir la atrofia, todos los músculos de las extremidades inferiores necesitarán entrenamiento y sobre todo el complejo lumbopélvico.

Atrofia por desuso

Es incuestionable que el músculo inmovilizado pierde masa.

Los músculos con fibras de tipo I (tónicos, mantenedores de la postura) se atrofian en mayor medida que los ricos en fibras de tipo II. La atrofia muscular se traduce en una disminución del grosor de las miofibrillas sin modificación del número de estas, existiendo una disminución del tamaño de las sarcómeras.

El músculo inmovilizado pierde rápidamente su elasticidad, extensibilidad, contractilidad y otras propiedades tensiles. Otro cambio que se produce es la disminución de la resistencia a la fatiga, debido a los cambios histoquí-

micos por menor capacidad oxidativa de las mitocondrias, menor tolerancia al déficit de oxígeno, más rápida acumulación y menor tolerancia al ácido láctico.

En reposo absoluto, el músculo pierde entre un 1 y un 3% de su fuerza cada día, por lo que al cabo de un mes habrá perdido la mitad; estas cifras varían, según el grado de inmovilización y los estudios realizados, entre el 3 y el 8,5%⁽¹⁹⁾. La recuperación de la fuerza muscular es más lenta que la pérdida. Como máximo, se consigue un aumento del 10% tras la primera semana de ejercicio, entendiéndose el proceso progresivamente.

Fisiología muscular

Cada fibra muscular del músculo estriado o esquelético está inervada por una sola neurona motora.

Una unidad motora está formada por una neurona motora y el grupo de fibras musculares que inerva. Un único axón motor puede dividirse para inervar varias fibras musculares que funcionan en conjunto como una sola. Aunque cada fibra muscular es inervada por una única neurona motora, un músculo puede recibir impulsos de cientos de diferentes motoneuronas⁽²⁰⁾.

La fuerza de una contracción muscular es directamente proporcional al número de fibras musculares que se contraen o se activan al mismo tiempo. Los músculos capacitados para ejercer mayor potencia muscular poseen mayor número de fibras musculares que los más especializados para realizar movimientos más finos. Cuando se inicia un movimiento, siempre se activan primero las neuronas motoras pequeñas y las unidades motoras pequeñas. Pero si el movimiento que vamos a realizar es un movimiento más potente, se activarán además las neuronas motoras y las unidades motoras más grandes.

Podemos diferenciar 3 tipos de fibras musculares^(20,21): fibras musculares de tipo I, fibras musculares de tipo IIA y fibras musculares de tipo IIB (**Tabla 1**).

Las **fibras de tipo I** son las llamadas **tónicas**. Tienen poca potencia y se usan para la manipulación fina. Es-

Tabla 1. Tipos de fibras musculares y sus propiedades mecánicas, tipo de actividad y aspecto al microscopio electrónico

Tipo de fibra muscular	Tipo de actividad	Microscopio electrónico	Propiedades mecánicas
Fibras de tipo I Tónicas Poca potencia. Se usan para la manipulación fina. Están activadas durante más largos periodos de tiempo. Aeróbicas Neurona Aα 2 10-20 Hz	Poca potencia. Se usan para la manipulación fina. Están activadas durante más largos periodos de tiempo	Color oscuro o rojo, con mitocondrias grandes y más abundantes. Mayor vascularización	Fibras musculares de contracción lenta. Resistentes a la fatiga
Fibras de tipo IIA Fibras intermedias 40-60 Hz	Contracción relativamente rápida pero resistentes a la fatiga	Mixtas	Fibras musculares de contracción rápida. Resistentes a la fatiga
Fibras de tipo IIB Fásicas Más jóvenes filogenéticamente hablando. Con mayor frecuencia de tetanización. Anaeróbicas Neurona Aα 1 40-100 Hz	Alta potencia durante cortos periodos de tiempo	Color blanco o claro con pequeñas y pocas mitocondrias. Menor vascularización	Fibras musculares de contracción rápida y fatigables

tán activadas durante más largos periodos de tiempo. Su metabolismo es aeróbico y están inervadas por las neuronas A2, su frecuencia de estímulo es de entre 10 y 20 hercios (Hz). Al microscopio electrónico, su color es oscuro o rojo, con mitocondrias grandes y más abundantes. Tienen una mayor vascularización. Se trata de fibras musculares de contracción lenta, resistentes a la fatiga.

Las **fibras de tipo IIA** son las **fibras intermedias**. Su frecuencia de estímulo es de entre 40 y 60 Hz, con una contracción relativamente rápida pero resistentes a la fatiga. Al microscopio electrónico su aspecto es mixto entre las I y las IIB. Son fibras musculares de contracción rápida, resistentes a la fatiga.

Las **fibras de tipo IIB** se llaman también **fásicas**. Más jóvenes filogenéticamente hablando, tienen mayor frecuencia de tetanización. Su metabolismo es anaeróbico y están inervadas por las neuronas A1. Su frecuencia de estímulo es de entre 40 y 100 Hz. Realizan una actividad de alta potencia durante cortos periodos de tiempo. Al microscopio electrónico, su color es blanco o claro con pequeñas y pocas mitocondrias. Con menor vascularización, son fibras musculares de contracción rápida y fatigables.

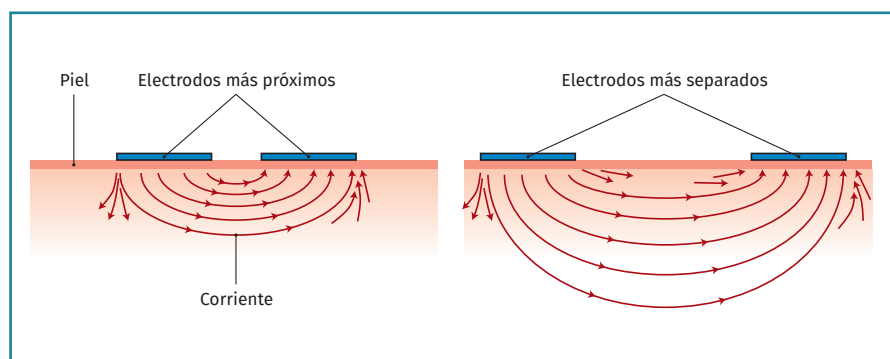


Figura 8. Efecto de la separación de los electrodos en la electroestimulación motora. Tomado de: Cameron MH. *Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia*. 5.ª ed. Elsevier; 2018.

no serán aptos para tratamiento mediante estimulación eléctrica.

Diferencias entre la contracción originada por el sistema nervioso central y por un estímulo eléctrico externo

El músculo se puede contraer de forma fisiológica porque lo ordena el SNC o porque le aplicamos un estímulo eléctrico externo. Pero van a existir una

Estimulación muscular

La estimulación muscular tiene 2 ventajas experimentales respecto al ejercicio regular: que puede dirigirse a un músculo específico y que puede efectuarse durante periodos de tiempo más largos de los que un individuo voluntariamente trabajaría.

Consiste en el uso de corrientes eléctricas de bajo voltaje con el fin de mantener o mejorar la contracción muscular. La estimulación se puede realizar en el punto motor o en el vientre muscular, dependiendo de que el músculo esté inervado o no.

En el músculo inervado la contracción se obtiene estimulando el punto motor con intensidades bajas de corta duración, 0,01 ms.

La separación de los electrodos (Figura 8) es importante a la hora de estimular el músculo. Cuando los electrodos están más próximos, la corriente viaja más superficialmente. Cuando los electrodos están más separados, la corriente viaja a mayor profundidad. Por lo tanto, para músculos más profundos separaremos más los electrodos y viceversa⁽²²⁾.

Estos pulsos generan una despolarización de la membrana, la propagación del estímulo en los axones motores y sensitivos, con la consecuente contracción muscular o percepción sensorial.

Algo importante es que, para provocar una contracción muscular útil con estos tipos de corrientes, siempre debe estar intacta la unidad motora, constituida por la célula del asta anterior (motoneurona), el axón, la sinapsis y la fibra muscular. Los pacientes con lesiones a estos niveles

Tabla 2. Diferencias entre la contracción originada por el sistema nervioso central y por un estímulo eléctrico externo

Tipo de contracción muscular	Fatiga muscular	Excitabilidad de la unidad motora
Originada por orden del sistema nervioso central	La contracción es suave y uniforme a lo largo del músculo. Fatiga muscular lenta	Primero se excitan las unidades motoras pequeñas y lentas. A continuación, las más grandes, potentes y rápidas
Originada por estímulo eléctrico externo	Fatiga muscular rápida	Primero se excitan las unidades motoras más grandes y rápidas. A continuación, las más pequeñas y lentas

serie de diferencias entre la contracción originada fisiológicamente por nuestro cerebro y la originada por estimulación externa (Tabla 2). Estas diferencias se centran en la fatiga muscular y la excitabilidad de la unidad motora⁽¹⁸⁾.

En relación con la **fatiga muscular**, encontramos:

1. Si la contracción muscular es ordenada por nuestro cerebro: las motoneuronas no se van a excitar todas a la vez, sino que lo harán en tiempos distintos y a frecuencias distintas. Por tanto, las unidades motoras implicadas se contraerán y se relajarán en momentos distintos. Esto origina una contracción suave y distribuida de forma uniforme por todo el músculo y una fatiga muscular lenta.
2. Si aplicamos un estímulo eléctrico a un músculo de forma externa, solo se van a estimular de forma contigua una pequeña cantidad de unidades motoras, de forma que el músculo se fatigará de forma rápida.

En relación con la **excitabilidad de la unidad motora**:

1. Si la contracción muscular se produce por orden del SNC, primero se excitan las unidades motoras

pequeñas y lentas para continuar las unidades más grandes, potentes y rápidas.

2. Si estimulamos externamente, las unidades motoras más grandes y rápidas son las primeras en excitarse. Sin embargo, las más pequeñas y lentas se excitan solo si el estímulo eléctrico aumenta.

Elección del tipo de corriente

Existen varios tipos de corrientes excitomotoras: las corrientes homofarádicas o neofarádicas, las corrientes de alto voltaje, las corrientes bifásicas asimétricas o simétricas y las corrientes alternas sinusoidales de mediana frecuencia o de Kotz. Pero en la actualidad, las más utilizadas son las 2 últimas por ser más cómodas y más seguras para el paciente⁽²²⁾:

1. Corrientes homofarádicas o neofarádicas (Figura 9).
2. Corrientes de alto voltaje (Figura 10).
3. Corrientes bifásicas asimétricas o simétricas.
4. Corrientes alternas sinusoidales de mediana frecuencia. Kotz.

Las **corrientes alternas sinusoidales de mediana frecuencia**, también llamadas corrientes rusas o corrientes

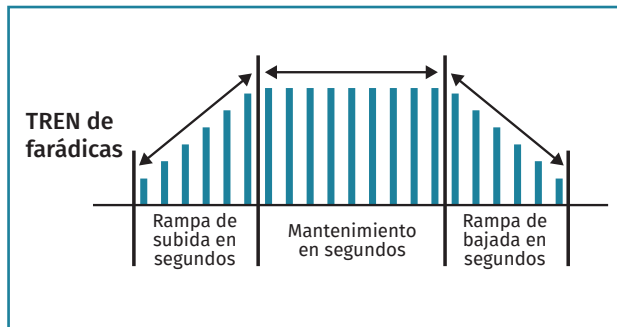


Figura 9. Corriente homofarádica.

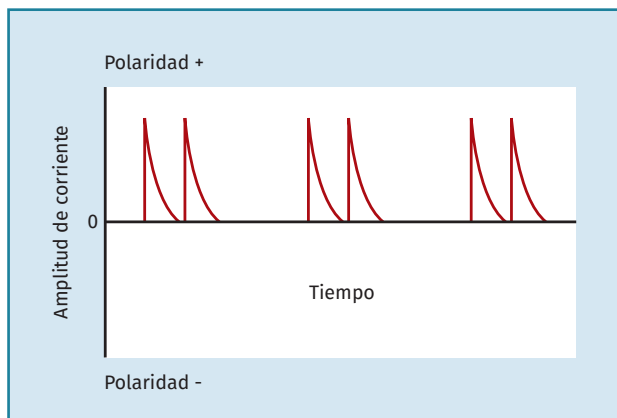


Figura 10. Corriente pulsada de alto voltaje Tomada de: Cameron MH. Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia. 5.ª ed. Elsevier; 2018.

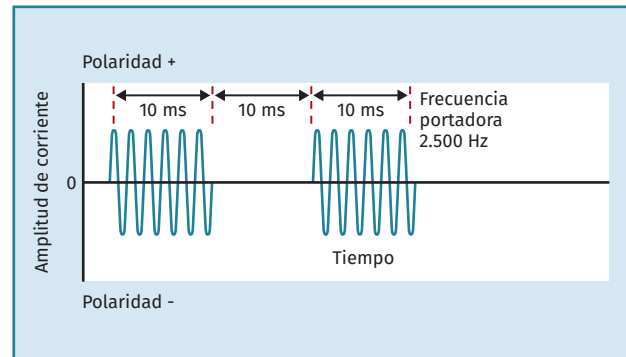


Figura 11. Protocolo ruso (Kotz). Tomada de: Cameron MH. Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia. 5.ª ed. Elsevier; 2018.

de Kotz (Figura 11), fueron utilizadas por este en el entrenamiento del equipo olímpico ruso. Es una corriente alterna sinusoidal de 2.500 Hz de frecuencia modulada en 50 Hz.

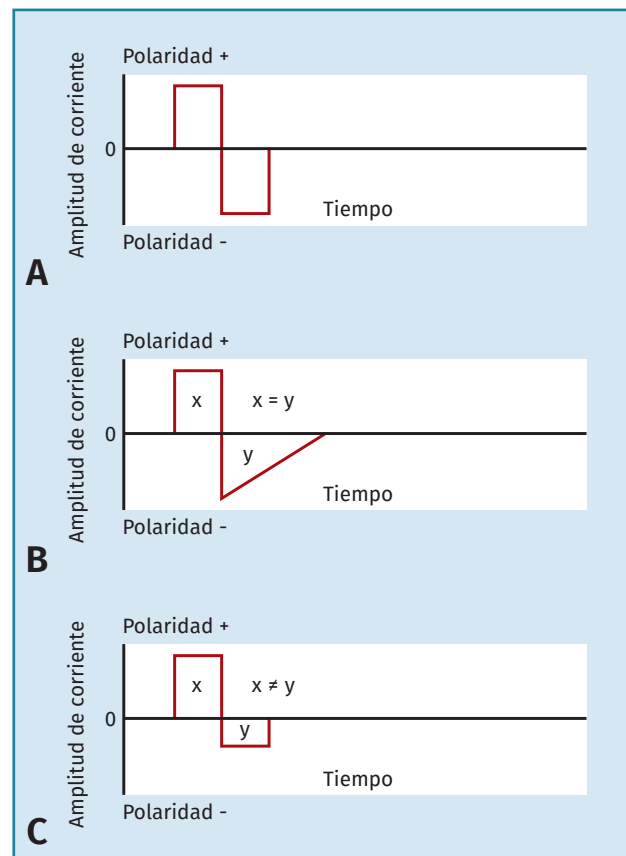


Figura 12. Corrientes pulsadas A: bifásica simétrica; B: asimétrica equilibrada; y C: asimétrica desequilibrada. Tomada de: Cameron MH. Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia. 5.ª ed. Elsevier; 2018.

Están orientadas al tratamiento de individuos con trofismo muscular normal. Las 375 frecuencias a utilizar son:

- 10 Hz para entrenar fondo (fibras musculares tónicas).
- 50 Hz para entrenamiento en velocidad (fibras musculares fásicas).

Las **corrientes bifásicas asimétricas o simétricas** se están utilizando cada vez más porque, al ser la resultante eléctrica 0, se pueden usar mayores intensidades. La intensidad de corriente eléctrica que utilizemos determinará la fuerza de la contracción muscular, mientras que la frecuencia de los estímulos estará en relación con el fin que queramos conseguir:

- 8 a 10 Hz de frecuencia si queremos ganar resistencia muscular.
- 36 a 50 Hz para ganar en fuerza y velocidad muscular.

El tiempo de estimulación debe ser de 4 a 5 horas, iniciándose con 30 minutos por sesión para ir aumentando progresivamente.

La forma de la onda puede ser bifásica asimétrica o bifásica simétrica (**Figura 12**), dependiendo de que queramos utilizar una corriente polarizada o no.

Como regla general, se utilizan:

- Rampa de ascenso de doble duración que la de descenso.
- Tiempos de acción cortos para músculos débiles, atróficos o cortos.
- Tiempos de acción largos en los músculos fuertes o grandes.
- Tiempos de reposo cortos para músculos fuertes y músculos pequeños.
- Tiempos de reposo largos para músculos débiles, atróficos y en los grandes músculos.

También puede usarse un segundo canal con desfase de tiempo, para conseguir movimientos más fisiológicos o el bloqueo de un determinado segmento al estimular agonistas y antagonistas a la vez.

Fines de la electroestimulación neuromuscular

Recuperar la fuerza muscular disminuida por secuelas de lesiones musculares u óseas. Cuando el músculo está normalmente inervado, pero tiene disminuida su fuerza o está atrofiado (ya sea por inmovilización o por desuso), la estimulación eléctrica es muy efectiva. Con ella podemos:

- Producir contracciones musculares globales: se consigue una contracción del 100% de las fibras musculares con cada estimulación, en contraposición a las contracciones fisiológicas, que solo producen la contracción del 60% de las fibras disponibles. Esto es útil para el tratamiento de miembros inmovilizados por no movilizar las articulaciones.
- Mantener la cantidad y la calidad del tejido muscular evitando las atrofas.

- Recuperar las sensaciones propioceptivas de la contracción muscular, perdidas o disminuidas tras periodos de inmovilización más o menos prolongados.
- Aumentar o mantener la fuerza muscular.
- Aumentar la circulación capilar del músculo o mantenerla a niveles óptimos.
- Efectuar una auténtica electrogimnasia muscular con desplazamiento de las palancas óseas, evitando así las rigideces articulares y las atrofas musculares.

Su desventaja es que no hace un movimiento verdadero, con lo que no trabaja la cinestesia y puede producir daño de la unión neurotendinosa por degeneración fibrilar, como veremos más adelante. Las sesiones deben combinarse con otras formas de entrenamiento para convertir la fuerza estática adquirida en fuerza específica dinámica que no dañe el gesto deportivo.

Otro de los aspectos controvertidos es la capacidad de la estimulación neuromuscular de conseguir un aumento de la masa muscular. Lo que sí parece estar claro es que, cuando se realizan simultáneamente con la electroestimulación ejercicios de resistencia muscular, no se obtienen ganancias de la masa muscular.

Los estímulos eléctricos cuya frecuencia esté comprendida entre los 50 y los 100 Hz tienden a transformar las fibras musculares en fásicas, mientras que frecuencias de 8-10 Hz tienden a hacerlo en tónicas⁽²³⁾.

Riesgos de la electroestimulación neuromuscular

Cuando se utiliza con el fin del fortalecimiento muscular se emplean intensidades altas para provocar contracciones musculares globales, intensas y mantenidas durante tiempos prolongados. Esto puede afectar al sistema de protección contra las contracciones excesivas (fibras nociceptivas A-delta y C) y al encargado de la protección contra las elongaciones excesivas (receptores de Golgi), al provocar un bloqueo de las fuentes de información, dejando al músculo desprotegido contra las contracciones violentas.

En condiciones normales, la excesiva tensión en el músculo estimula los receptores de los órganos tendinosos de Golgi. Las señales desde estos receptores se transmiten a través de las fibras nerviosas aferentes que excitan una interneurona inhibidora en la médula espinal, inhibiendo la actividad de la motoneurona del asta anterior. Esto ocasiona la relajación muscular y protege al músculo contra la excesiva tensión y posible rotura.

Reentrenamiento del control motor

Como se ha comentado previamente, no hay que olvidar que no solo el cuádriceps va a sufrir la atrofia, sino todos los músculos de las extremidades inferiores, que van a necesitar entrenamiento.

Tanto los glúteos mediano y mayor como los músculos flexores laterales del tronco son esenciales para evitar alteraciones posturales y desalineaciones de la rodilla.

Los glúteos evitan la aducción de la cadera y la rotación interna del fémur, estabilizando el apoyo monopodal evitando el valgo de rodilla.

Los flexores laterales del tronco mantienen la alineación pélvica en el plano frontal.

Finalizaremos el programa con reentrenamiento del control motor con ejercicios de propiocepción, equilibrio y control neuromuscular.

Las técnicas de facilitación neuromuscular (*proprioceptive neuromuscular facilitation* –PNF–) son muy útiles para trabajar el control neuromuscular⁽²⁴⁾. Cuando se realiza antes del ejercicio, la PNF disminuye el rendimiento en los ejercicios de esfuerzo máximo. Cuando la técnica se realiza de manera constante y después del ejercicio, aumenta el rendimiento atlético, junto con el rango de movimiento. El objetivo de la PNF es aumentar el rango de movimiento y el rendimiento. Existen 4 mecanismos posibles para explicar su acción: la inhibición autógena, la inhibición recíproca, la relajación tras el esfuerzo y la teoría de la compuerta. Los estudios sugieren que es una combinación de estos 4 mecanismos lo que explica su acción.

Para finalizar, no debemos olvidar que la fuerza sin control no es eficaz. Las lesiones de la rodilla producen alteraciones neurofisiológicas en el músculo, la médula espinal y el cerebro. Son múltiples las publicaciones que recomiendan no olvidar el efecto en el SNC de las lesiones del aparato locomotor^(25,26), recomendando añadir estrategias para revertir esta neuroplasticidad mal adaptada. Para ello, es necesario insistir en lo indispensable que es añadir a la restauración de la función muscular el entrenamiento de la coordinación neuromuscular, consiguiendo así optimizar los resultados con mejor control motor y calidad de movimiento.

Todo esto está orientado a recuperar la máxima funcionalidad de la articulación dañada y prevenir las posibles complicaciones y secuelas, como la alteración de la marcha, la artrosis postraumática y el dolor crónico articular.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Financiación. Los autores declaran que este trabajo no ha sido financiado.

Conflicto de interés. Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Comfort P, Abrahamson E. Sports Rehabilitation and Injury Prevention. 1st ed. Wiley; 2010.
2. Arnold JB, Tu CG, Phan TM, Rickman M, Varghese VD, Thewlis D, Solomon LB. Characteristics of postoperative weight bearing and management protocols for tibial plateau fractures: Findings from a scoping review. *Injury*. 2017 Dec;48(12):2634-42.
3. Phan TM, Arnold J, Solomon LB. Rehabilitation for tibial plateau fractures in adults: a scoping review protocol. *JBIS Database System Rev Implement Rep*. 2017 Oct;15(10):2437-44.
4. Eickhoff AM, Cintean R, Fiedler C, Gebhard F, Schütze K, Richter PH. Analysis of partial weight bearing after surgical treatment in patients with injuries of the lower extremity. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2022 Jan;142(1):77-81.
5. Canton G, Sborgia A, Dussi M, Rasio N, Murena L. Early weight bearing in tibial plateau fractures treated with ORIF: a systematic review of literature. *J Orthop Surg Res*. 2022 May 12;17(1):261.
6. Kalmet PHS, Van Horn YY, Sanduleanu S, Seelen HAM, Brink PRG, Poeze M. Patient-reported quality of life and pain after permissive weight bearing in surgically treated trauma patients with tibial plateau fractures: a retrospective cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2019 Apr;139(4):483-8.
7. Tapiz antigraedad AlterG® M320, manual del usuario. Disponible en: <https://www.alterg.com/wp-content/uploads/2021/05/D000552-04-User-Manual-Via-500-Rev-D-Spanish.pdf>.
8. Vincent HK, Madsen A, Vincent KR. Role of Antigravity Training in Rehabilitation and Return to Sport After Running Injuries. *Arthrosc Sports Med Rehabil*. 2022 Jan 28;4(1):e141-e149.
9. Palke L, Schneider S, Karich B, Mende M, Josten C, Böhme J, Henkelmann R. Anti-gravity treadmill rehabilitation improves gait and muscle atrophy in patients with surgically treated ankle and tibial plateau fractures after one year: a randomised clinical trial. *Clin Rehabil*. 2022 Jan;36(1):87-98.
10. Henkelmann R, Palke L, Schneider S, Müller D, Karich B, Mende M, et al. Impact of anti-gravity treadmill rehabilitation therapy on the clinical outcomes after fixation of lower limb fractures: A randomized clinical trial. *Clin Rehabil*. 2021 Mar;35(3):356-66.
11. Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2003 Jul-Aug;31(4):564-73.
12. Tayfur B, Charupongsas C, Morrissey D, Miller SC. Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries: Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Med*. 2021 Feb;51(2):321-38.
13. Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil*. 2000;9:135-59. Disponible en: <https://amitworkshops.com/wp-content/>

- uploads/2017/05/AMI-A-Limiting-Factor-in-Joint-Rehabilitation.pdf.
14. Brotzman SB, Manske RC. Rehabilitación ortopédica clínica. Un enfoque basado en la evidencia. 3.ª edición. Elsevier; 2012.
 15. Sonnery-Cottet B, Saithna A, Quelard B, Daggett M, Borade A, Ouanezar H, et al. Arthroscopic muscle inhibition after ACL reconstruction: a scoping review of the efficacy of interventions. *Br J Sports Med*. 2019 Mar;53(5):289-98. Erratum in: *Br J Sports Med*. 2019 Dec;53(23):e8.
 16. Gokeler A, Bisschop M, Benjaminse A, Myer GD, Eppinga P, Otten E. Quadriceps function following ACL reconstruction and rehabilitation: implications for optimisation of current practices. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 May;22(5):1163-74.
 17. Kobayashi H, Koyama Y, Enoka RM, Suzuki S. A unique form of light-load training improves steadiness and performance on some functional tasks in older adults. *Scand J Med Sci Sports*. 2014 Feb;24(1):98-110.
 18. Gruber M, Gollhofer A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol*. 2004 Jun;92(1-2):98-105.
 19. Shim DG, Kwon TY, Lee KB. Rectus femoris muscle atrophy and recovery caused by preoperative pretibial traction in femoral shaft fractures-comparison between traction period. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2017 Sep;103(5):691-5.
 20. Hall JE. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 14th ed. Elsevier; 2021.
 21. Merí Vived A. Fundamentos de Fisiología de la Actividad Física y el Deporte. Madrid: Ed. Panamericana; 2010.
 22. Cameron MH (ed.). Agentes físicos en rehabilitación: Práctica basada en la evidencia. Elsevier Health Sciences; 2018.
 23. Rioja Toro J. Manual de electroterapia. Valladolid: Hospital Universitario Río Hortega; 2011.
 24. Hindle KB, Whitcomb TJ, Briggs WO, Hong J. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *J Hum Kinet*. 2012;31:105-13.
 25. Tayfur B, Charuphongsa C, Morrissey D, Miller SC. Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries: Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Med*. 2021 Feb;51(2):321-38.
 26. Criss CR, Melton MS, Ulloa SA, Simon JE, Clark BC, France CR, Grooms DR. Rupture, reconstruction, and rehabilitation: A multi-disciplinary review of mechanisms for central nervous system adaptations following anterior cruciate ligament injury. *Knee*. 2021 Jun;30:78-89.