

Copyright © The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc. Todos los derechos reservados. Para obtener permiso para volver a utilizar este artículo en forma parcial o total, contáctese con rights@jbjs.org.

Esta traducción ha sido provista por terceras partes. El texto fuente incluye terminología médica que puede ser difícil de traducir con exactitud. Si tiene alguna pregunta relacionada con la exactitud de la información contenida en la traducción, por favor refiérase a la versión en inglés, que es el texto oficial, en www.jbjs.org o en su versión impresa. Si detecta problemas o errores en esta traducción, por favor contáctese con The Journal en mail@jbjs.org.

RESEÑA SOBRE CONCEPTOS ACTUALES

Evaluación de la función de los músculos de la cadera y la rodilla en la práctica y la investigación ortopédicas

Por Nicola A. Maffiuletti, PhD

Investigación realizada en el *Neuromuscular Research Laboratory* (Laboratorio de investigación neuromuscular),
Schulthess Clinic, Zürich, Suiza

- La evaluación isométrica de la fuerza de los músculos de la cadera y la rodilla puede ser una herramienta de evaluación objetiva en la clínica y, a veces, se la prefiere respecto de otras formas de pruebas musculares dinámicas, como evaluación isocinética o levantamiento de peso con resistencia variable.
- La evaluación de la fuerza isométrica con un dinamómetro manual requiere escasa habilidad y es fácil de realizar, relativamente económica, válida, fiable y funcional; por lo tanto, se la podría integrar con facilidad en los exámenes clínicos de rutina.
- La estimulación eléctrica superficial, la electromiografía y la ecografía se pueden usar junto con las pruebas musculares isométricas para identificar factores neuromusculares que influyen en la generación de fuerza muscular.
- Se requieren más estudios para investigar las alteraciones nerviosas y/o musculares asociadas con debilidad de los músculos de la cadera y la rodilla en poblaciones ortopédicas, con el objetivo fundamental de mejorar las estrategias de rehabilitación.

Es bien conocida la evolución temporal de los cambios funcionales después de la cirugía del miembro inferior y la inmovilización, determinada mediante cuestionarios respondidos por el propio paciente. En cambio, en la práctica ortopédica, no se suelen efectuar determinaciones funcionales basadas en el rendimiento, que consisten en evaluaciones de la función física (i.e., la capacidad para realizar las actividades cotidianas) y la función muscular (fuerza y potencia)^{1,2}. Además de la evaluación de la función física (e.g., subir escaleras, caminar y prueba de “levantarse y caminar” cronometrada), que pueden tener reproducibilidad y validez limitadas³, la implementación sistemática de evaluaciones de la función de los músculos de la cadera y la rodilla en la práctica ortopédica moderna sería de suma utilidad tanto para los cirujanos como para los terapeutas de rehabilitación a fin de mejorar la atención del paciente.

La información acerca del rendimiento muscular de la cadera y la rodilla es de primordial importancia para la mayoría de las aplicaciones clínicas en la práctica y la investigación ortopédicas⁴: e.g., para diagnosticar trastornos específicos como displasia acetabular⁵ o inhibición muscular artrógena⁶ (fracaso de la activación muscular), evaluar prospectivamente la repercusión de una intervención quirúrgica⁷ y/o terapéutica^{6,8,9} (incluidos ejercicios de fisioterapia), investigar los mecanismos

responsables de la debilidad muscular² y para detectar cualquier factor que pueda predisponer a lesiones¹⁰. Por ejemplo, la evaluación cuidadosa de la función de los músculos de la cadera poco después de una operación permitiría descartar lesiones yatrógenas, por ejemplo, lesión nerviosa, como una posible causa de la alteración^{11,12}. Más importante aún, se ha sugerido que la reducción de la fuerza muscular (en particular, la fuerza del cuádriceps), que se suele observar en pacientes ortopédicos, es un marcador sustituto de la progresión de la osteoartritis en algunos pacientes^{13,14}, así como uno de los factores predictivos aislados más importantes de incapacidad funcional¹⁵. La fuerza del cuádriceps está relacionada tanto con las puntuaciones de rodilla subjetivas como con los resultados de las pruebas funcionales^{1,16} antes y después de la cirugía del ligamento cruzado anterior o de la artroplastia total de rodilla. Estos hechos ilustran la importancia crucial de la cuantificación exacta de la función de los músculos de la cadera y la rodilla en la práctica y la investigación ortopédicas.

Los parámetros de función muscular general medidos incluyen, principalmente, fuerza y potencia musculares⁴, que son investigadas mediante diferentes metodologías, que van de las pruebas musculares manuales, que son las más simples pero imprecisas, a las evaluaciones isocinéticas más complejas pero costosas. La fuerza muscular se suele medir de una de tres maneras: (1) como la fuerza máxima que se puede generar durante una contracción isométrica, (2) como la carga máxima que puede ser levantada una vez (i.e., levantamiento de peso con resistencia variable dinámica) o (3) como el momento de fuerza (torque) máximo durante una contracción isocinética concéntrica o excéntrica¹⁷. Sin embargo, no hay ninguna coincidencia general respecto de si, en la práctica ortopédica, la fuerza muscular se debe evaluar con pruebas isométricas, de levantamiento de peso o isocinéticas.

La determinación de la fuerza muscular en condiciones isométricas puede ser una herramienta de evaluación útil para valorar la función de la cadera y la rodilla en la clínica¹⁸ porque se realiza fácil y rápidamente y es bastante económica; por lo tanto, se la puede preferir a las otras formas de pruebas musculares dinámicas, como evaluación isocinética o levantamiento de peso con resistencia variable. Aunque la actividad isométrica es rara en la vida cotidiana, la medición de la fuerza isométrica tiene una fuerte relación predictiva con la capacidad funcional⁴, contrariamente a lo que se suele creer. Esta relación es aun más evidente en pacientes ancianos y en pacientes que presentan marcadas alteraciones funcionales. Se ha observado que las evaluaciones de fuerza muscular isométrica son muy confiables en diferentes poblaciones ortopédicas¹⁸⁻²², y los coeficientes de fiabilidad pueden ser aun más altos que los obtenidos con determinaciones isocinéticas²², por lo menos en el caso de abducción de la cadera. En consecuencia, las pruebas isométricas podrían ser muy eficaces para detectar cambios de la fuerza muscular secundarios a tratamiento quirúrgico, inmovilización o rehabilitación.

En este artículo, analizo la metodología general de evaluación de fuerza muscular isométrica y presento ejemplos prácticos de evaluaciones clínicas de la cadera y la rodilla con dinamómetros manuales. Además, se describen técnicas no invasivas (estimulación eléctrica, electromiografía y ecografía) que permiten investigar si hay mecanismos de base, nerviosos o musculares, de la debilidad muscular, con particular referencia a la investigación ortopédica.

Evaluación de la fuerza muscular isométrica

La tabla I presenta los factores importantes que deben controlarse de manera cuidadosa para garantizar una cuantificación válida de la fuerza de los músculos de la cadera y la rodilla.

Modos de investigación

Se pueden adoptar cuatro modos principales de investigación, basados en instrumentos de diferente tecnología y costo, para evaluar la fuerza muscular isométrica.

La investigación muscular manual es el modo utilizado con más frecuencia en los exámenes clínicos de rutina, pese a ciertas limitaciones, como la escasa validez e inexactitud de las valoraciones subjetivas⁴. Es un método semicuantitativo, que asigna subjetivamente un grado a la fuerza muscular. Por ejemplo, tanto en la escala clásica de 0 a 5 puntos⁴ como en la escala ampliada de 0 a 12 puntos²⁰, el grado más bajo indica ausencia de contractilidad o activación muscular, y el grado más alto representa movimiento completo contra la gravedad con resistencia total.

Es probable que la dinamometría manual (Fig. 1), que puede mejorarse en forma considerable mediante el uso de dinamómetros estabilizados²³, sea el mejor modo de evaluación de la cadera y la

rodilla usado en la clínica²⁴, pese a la ausencia de retroalimentación visual en línea respecto de los datos de fuerza. Se pueden usar dinamómetros manuales (Chatillon; AMETEK, Largo, Florida; Lafayette Instrument, Lafayette, Indiana; y MicroFET, Hoggan Health Industries, West Jordan, Utah) para cuantificar con precisión la fuerza muscular en unidades reales (i.e., newtons, kilogramos o libras). Con algunos dispositivos modernos, también es posible almacenar los datos de fuerza para análisis posteriores.

La dinamometría isométrica, efectuada con una silla construida a medida o existente en el mercado (e.g., una silla Tornvall) equipada con celdas de carga con indicadores de tensión montados en serie, con un eje de salida de fuerza, permite almacenar los datos de fuerza. Por lo general, estos dispositivos permiten corrección según la gravedad y retroalimentación visual en línea respecto de los datos de fuerza.

Los dispositivos de dinamometría isocinética, que se pueden regular en modo isométrico, posibilitan la estandarización óptima de los procedimientos de prueba y el registro directo de datos del momento de fuerza. Como en el caso de la dinamometría manual e isométrica, la calibración regular asegura la exactitud de las determinaciones isométricas. Pese a su alto costo, los fisioterapeutas suelen disponer de aparatos isocinéticos (Biodex Medical Systems, Shirley, Nueva York; CON-TREX, CMV AG, Dübendorf, Suiza; Cybex, Medway, Massachusetts; HUMAC NORM, CSMi, Stoughton, Massachusetts; y Kin Com, Isokinetic International, Harrison, Tennessee).

Procedimientos de prueba

Se deben cumplir varias recomendaciones, basadas en evidencia experimental, para obtener una evaluación válida de la fuerza isométrica. Estos criterios, que han sido analizados en detalle en otra parte^{25,26}, son familiarización y práctica apropiadas (por lo general, incorporadas a un calentamiento estandarizado), retroalimentación visual durante el desempeño, estímulo verbal estandarizado, instrucciones claras (comentadas más adelante), tres o más pruebas repetidas y pretensión insignificante antes de la contracción. En general, se solicita al sujeto que realice una serie de acciones voluntarias máximas breves (de tres a cinco segundos), separadas por períodos de reposo apropiados (de treinta a sesenta segundos). Para evaluar la fuerza máxima de contracción voluntaria, el paciente debe recibir una instrucción de fuerza gradual (i.e., se le debe indicar que aumente progresivamente la fuerza). En cambio, si, además de la fuerza máxima, se va a cuantificar la velocidad de desarrollo de fuerza contráctil, se debe usar la instrucción de fuerza rápida²⁷.

La elección de la acción muscular (monoarticular o multiarticular, o cadena abierta o cerrada), el ángulo de la articulación y la posición del cuerpo es de importancia crucial para la validez de la prueba. A menudo, las pruebas multiarticulares (e.g., la presión de las piernas en posición sedente) se usan para intentar que la prueba sea más específica para movimientos prevalentes en tareas de motricidad gruesa²⁶. De modo similar, la elección del ángulo articular debe depender de la actividad de interés —i.e., se investiga la fuerza en el ángulo en el que se genera la fuerza pico durante el movimiento de interés (e.g., 30° de flexión de la cadera para los flexores de la cadera durante la marcha)— o, alternativamente, por el ángulo de fuerza pico absoluta para el músculo investigado (e.g., alrededor de 60° de flexión de la rodilla para el cuádriceps). La posición de todo el cuerpo, que implica su estabilización, debe ser estandarizada, porque ejerce un efecto considerable sobre la validez de la evaluación de fuerza muscular, en particular, de la articulación de la cadera. Por ejemplo, en un estudio realizado por mis colegas y por mí, en el que se usaron registros electromiográficos y de fuerza bilaterales durante la abducción unilateral de la cadera, se observaron mejor validez y mejor fiabilidad prueba-reprueba cuando el sujeto era investigado en decúbito lateral que cuando era investigado en decúbito dorsal o en bipedestación²⁸. En las evaluaciones de la articulación de la rodilla, la posición de la cadera influye firmemente en la contribución de los músculos biarticulares a la generación de fuerza²⁹; por lo tanto, la selección de una postura sedente o supina debe depender del objetivo de la evaluación.

Parámetros

Por lo general, la fuerza máxima de contracción voluntaria se define como la fuerza máxima (en newtons) o el momento de fuerza máximo (en newton-metros) desarrollado durante esfuerzos voluntarios máximos en una serie de condiciones dadas (resistencia inamovible, un ángulo articular

especificado, etc.)³⁰. Para permitir comparaciones válidas entre sujetos, es preferible comunicar datos de momento de fuerza máximo de contracción voluntaria en lugar de datos de fuerza, ya que los primeros se pueden registrar directamente (e.g., mediante aparatos isocinéticos) o calcular a partir de la fuerza registrada y el brazo de palanca. Por la misma razón, los valores de momento de fuerza y fuerza siempre deben estar a escala³⁰ respecto de la masa corporal y la masa corporal $\times 0,67$, respectivamente, pero es preferible que no lo estén respecto del índice de masa corporal (en kilogramos por metro cuadrado), debido a su limitada especificidad en relación con acciones musculares típicas de las actividades cotidianas. Por ejemplo, cuando un paciente sube escaleras o se levanta de una silla, está levantando su masa corporal (i.e., peso), no su índice de masa corporal³¹. Según el objetivo y la población del estudio, los datos de fuerza también se pueden normalizar respecto del área de corte transversal o del volumen del músculo (determinado con mediciones antropométricas, resonancia magnética o ecografía), para caracterizar mejor la capacidad intrínseca de un músculo de generar fuerza (i.e., fuerza específica).

Una vez reunidos los datos de fuerza de poblaciones de pacientes, se pueden aplicar dos métodos distintos para cuantificar el grado de debilidad muscular. Un método consiste en comparar los datos de fuerza con los obtenidos de controles sanos equiparables (comparaciones entre sujetos). El otro método, que se puede utilizar siempre que no haya ninguna alteración del lado no comprometido, es cuantificar por separado la fuerza de los músculos homónimos del lado comprometido y del no comprometido (comparación intrasujeto) y calcular la diferencia porcentual entre ambos lados (índice bilateral) con la fórmula: $[(\text{no comprometido} - \text{comprometido}) / \text{no comprometido}] \times 100$. Se puede considerar que los déficits entre los miembros (asimetrías) del 10% al 20% probablemente son patológicos, y aquellos $>20\%$ casi con certeza lo son⁴. Como las comparaciones tanto entre sujetos como intrasujeto tienen limitaciones³² (e.g., diferencias de los niveles de actividad entre pacientes y sujetos sanos, y una alta prevalencia de alteraciones bilaterales en pacientes osteoartrotríticos), se recomienda combinar estos dos métodos de comparación, siempre que sea posible, para la cuantificación óptima de la debilidad muscular.

Además de los índices bilaterales, se pueden usar los índices de fuerza antagonistas-agonistas (e.g., índices de músculos de la pata de ganso-cuádriceps y aductores-abductores de la cadera) para caracterizar posibles desequilibrios alrededor de una sola articulación. Por ejemplo, la reducción del índice de fuerza entre los músculos de la pata de ganso y el cuádriceps del 50-60% o más baja puede indicar una condición patológica de la rodilla y una predisposición a la lesión³³. De modo similar, hay cierta evidencia de que el índice de fuerza aductores-abductores de la cadera es un buen factor predictivo de una lesión por distensión de un músculo aductor en deportistas^{10,34}.

Otros factores

Se debe tener en cuenta el efecto de la hora del día cuando se efectúa una evaluación de fuerza isométrica, porque durante todo el día puede haber grandes fluctuaciones de la fuerza máxima de contracción voluntaria que, básicamente, reflejan las variaciones circadianas de la temperatura muscular³⁵. Se han observado diferencias de la fuerza máxima de contracción voluntaria del cuádriceps de hasta el 10%, con los valores más altos durante la tarde (6 p.m.) y los más bajos a la mañana temprano³⁵. Además, se debe desalentar a los participantes de practicar actividad enérgica durante las veinticuatro-cuarenta y ocho horas que preceden a la evaluación para evitar cualquier efecto de fatiga residual. Los individuos que administran la prueba deben conocer la fiabilidad prueba-reprueba de sus mediciones (e.g., coeficiente de correlación intraclase, error estándar de la medición o límites de coincidencia del 95%), ya que esto permite calcular el cambio mínimo detectable (o clínico) y el tamaño esperado de la muestra. Siempre que sea posible, se deben estandarizar la frecuencia de muestreo (≥ 100 Hz) y la posición del brazo de palanca de resistencia o de la almohadilla (5 cm por encima del eje transmalleolar para evaluaciones abducción-aducción de la rodilla y la cadera²⁴). Por último, como es evidente que el dolor influye en cualquier determinación de fuerza muscular, se debe solicitar a los sujetos que indiquen el nivel de dolor en una escala de analogía visual estándar inmediatamente después de cada contracción, y se deben preferir las determinaciones sin dolor.

Ejemplos prácticos de evaluación de la fuerza de los músculos de la rodilla y la cadera en la práctica ortopédica

La evaluación de fuerza isométrica con un dinamómetro manual se practica con facilidad en la mayoría de los contextos clínicos (los dispositivos son portátiles y pesan <1 kg), requiere escasa habilidad (los dinamómetros no necesitan montaje) y es relativamente económica (el dinamómetro cuesta entre USD 800 y USD 1500)²⁶; por lo tanto, se la puede integrar con facilidad en los exámenes clínicos de rutina. Además, la comparación de datos de fuerza isométrica obtenidos por diferentes individuos (fiabilidad entre evaluadores) y con distintos dinamómetros manuales (fiabilidad entre aparatos) es sumamente fácil y directa, debido al limitado procesamiento de datos y a los procedimientos de calibración estandarizados (carga con pesos certificados). En consecuencia, la evaluación de la fuerza isométrica con estos dispositivos portátiles es una buena modalidad de investigación en estudios clínicos multicéntricos.

Hace poco, Bohannon²⁰ y Krause et al.²⁴ dieron ejemplos demostrativos de aplicaciones basadas en dinamómetros manuales para músculos de la rodilla y músculos de la cadera, respectivamente. A continuación, se presentan ejemplos prácticos de evaluaciones de fuerza de los músculos extensores de la rodilla y abductores de la cadera que se podrían incorporar con facilidad a los exámenes ortopédicos convencionales. Los únicos instrumentos de medición requeridos para estas evaluaciones son un dinamómetro manual y una cinta métrica.

La fuerza de extensión de la rodilla se mide con el sujeto sentado en la camilla, con las piernas perpendiculares al piso y las rodillas flexionadas en 90° (Fig. 1, A). Se aplica el dinamómetro a la parte anterior de la pierna, 5 cm por encima del eje transmalleolar y perpendicular a la cresta tibial. La abducción de la cadera se investiga con el sujeto en decúbito lateral, con la cadera en abducción de alrededor de 10° (Fig. 1, B). Ambas caderas se encuentran en flexión, extensión y rotación neutras. El examinador estabiliza la pelvis para limitar la rotación pélvica y del tronco en el plano transversal. El dinamómetro se coloca en la cara externa de la pierna, 5 cm por encima del maléolo externo.

Tras posicionar al paciente, se dan las instrucciones para la ejecución de las contracciones. Después, se solicita al paciente que realice una serie de contracciones de práctica estandarizadas (submáximas) para familiarizarse con los procedimientos y como calentamiento. Se le pide al sujeto que demore uno o dos segundos en alcanzar el esfuerzo máximo y que, después, extienda la rodilla o abduzca la cadera con toda la fuerza posible. Se registra con el dinamómetro la fuerza más alta obtenida durante el esfuerzo máximo. Se solicita al sujeto que realice dos o tres pruebas máximas separadas por treinta segundos de reposo, siempre que la diferencia de fuerza entre las dos pruebas no supere el 10%. Se efectúan otras pruebas hasta que la diferencia de fuerza entre las dos sea menor del 10%. Se debe dar en forma constante estímulo verbal estandarizado, y se debe verificar la ausencia de pretensión antes de cada contracción. Se cuantifica (en metros) la longitud del brazo de palanca (i.e., la distancia del cóndilo femoral externo a 5 cm por encima del maléolo externo, cuando se investiga la extensión de la rodilla, y la distancia del trocánter mayor a 5 cm por encima del maléolo externo, cuando se investiga la abducción de la cadera) con una cinta métrica y, después, se la multiplica por la fuerza máxima (en newtons) para obtener el momento de fuerza máximo. Después de cada contracción, se cuantifica el nivel de dolor mediante una escala de analogía visual de 0 a 10 puntos. Se recomienda informar el momento de fuerza y el nivel de dolor promedio en el formulario de examen médico. La Tabla II resume estos pasos.

Técnicas y procedimientos para evaluar los mecanismos neuromusculares de fuerza

Además de los registros del momento de fuerza isométrico, que permiten investigar la fuerza rápida y el control de la fuerza, la estimulación eléctrica de superficie, la electromiografía y la ecografía son tres de las principales técnicas que se pueden combinar fácilmente con acciones isométricas para explorar los mecanismos que apuntalan la capacidad de generación de fuerza. Se los adopta, en gran medida, para investigar los problemas relacionados con sarcopenia en medicina geriátrica^{36,37}, y su uso en poblaciones ortopédicas es infrecuente^{19,38,39}. En el caso específico de la investigación ortopédica, estas técnicas no invasivas podrían ayudar a determinar la etiología de la debilidad muscular (i.e., si se debe a alteraciones nerviosas y/o musculares) después de tratamiento quirúrgico o de inmovilización. El conocimiento de estos aspectos cualitativos es de fundamental importancia para planificar la intervención terapéutica.

Registros del momento de fuerza isométrico

Los registros del momento de fuerza durante una contracción voluntaria máxima (instrucción de fuerza rápida) ofrecen la posibilidad de investigar los parámetros de desarrollo de velocidad de fuerza

contráctil, que derivan de la pendiente de la curva momento de fuerza-tiempo (o fuerza-tiempo) e incluyen la velocidad máxima de desarrollo de fuerza (delta momento de fuerza/delta tiempo), la velocidad de desarrollo de fuerza y el impulso en intervalos específicos (de 0 a 30 a 0 a 200 mseg), y el tiempo transcurrido hasta alcanzar un determinado porcentaje de la contracción voluntaria máxima⁴⁰. Se ha sugerido que estos parámetros de velocidad de desarrollo de fuerza podrían ser más predictivos de dificultades funcionales que la fuerza máxima, sobre todo en mujeres con osteoartritis de rodilla⁴¹. Varias actividades de la vida cotidiana, como bajar escaleras o evitar una caída tras una alteración postural súbita, se caracterizan por un tiempo limitado para generar fuerza (<200 mseg), y la capacidad de generar fuerza con rapidez se podría considerar como un parámetro funcional esencial en estas actividades^{38,40,42}. Interesa destacar que la velocidad máxima de marcha ha mostrado estar relacionada con la velocidad de generación de fuerza del cuádriceps, pero no con la fuerza máxima de contracción voluntaria, en sujetos que han sido sometidos a artroplastia total de cadera^{9,38}. De la misma manera, mis colegas y yo hemos observado recientemente que, a diferencia de la fuerza máxima de contracción voluntaria, los parámetros de velocidad de desarrollo de fuerza del cuádriceps se correlacionaban con la función subjetiva de la rodilla en pacientes tratados con artroplastia total de rodilla⁴³.

Los registros del momento de fuerza isométrico permiten cuantificar el control de la fuerza en niveles submáximos de fuerza, lo que tiene especial importancia en actividades cotidianas que se llevan a cabo con una fracción de la fuerza muscular máxima disponible⁴⁴. La estabilidad (i.e., la desviación estándar o fluctuación de la señal de fuerza) y la exactitud (i.e., la diferencia entre las fuerzas real y diana) de la fuerza son dos resultados del control de la fuerza que se pueden cuantificar con facilidad durante contracciones sostenidas en intensidades submáximas predeterminadas. En la Figura 2, es posible discernir con claridad las alteraciones de la estabilidad y la exactitud del momento de fuerza de flexión de la cadera poco después de la artroplastia total de cadera mediante una comparación de los lados comprometido y no comprometido. Con la misma metodología, Hortobagyi et al.⁴⁴ demostraron que la capacidad de controlar las fuerzas submáximas del cuádriceps estaba alterada en los pacientes con osteoartritis de rodilla respecto de controles sanos comparables por edad y sexo.

Estimulación eléctrica

Se puede aplicar estimulación eléctrica indolora durante una contracción voluntaria (Fig. 3, A) y/o en reposo (Fig. 3, B) para investigar factores centrales (activación muscular) y/o periféricos (contractilidad) que inciden en la fuerza muscular mediante el análisis de trazados de fuerza (paneles superiores de la Fig. 3) y actividad electromiográfica evocada (paneles inferiores de la Fig. 3). El principal beneficio de esta técnica en poblaciones ortopédicas es que supera el problema del dolor asociado con la investigación de la fuerza muscular voluntaria y, por ende, se la puede utilizar poco después del tratamiento quirúrgico o, incluso, en músculos inmovilizados (e.g., a través de orificios en un yeso).

La estimulación eléctrica de superficie se puede clasificar en estimulación nerviosa motora o muscular directa, según la posición y el tamaño de los electrodos estimuladores. En el primer caso, se colocan pequeños electrodos sobre el tronco nervioso periférico, cerca de la piel (e.g., el triángulo femoral para el nervio femoral). La estimulación eléctrica sobre el músculo se realiza con electrodos grandes colocados cerca del punto motor del músculo, que activan ramas nerviosas intramusculares y no las fibras musculares directamente⁴⁵. Aunque esta modalidad se suele adoptar tanto en poblaciones sanas como ortopédicas^{2,46}, se deben reconocer dos limitaciones importantes: la activación muscular es incompleta y relativamente superficial^{47,48}, y no es posible registrar con facilidad potenciales de acción compuestos (ondas M), de manera que no se puede verificar la eficacia del estímulo. Por lo tanto, siempre que sea posible, se debe preferir la estimulación eléctrica nerviosa a la estimulación eléctrica muscular para evaluar la función neuromuscular. Resulta interesante que la estimulación magnética periférica también haya demostrado suministrar una determinación válida y fiable de la función neuromuscular⁴⁹, incluida la activación muscular⁵⁰.

Se pueden utilizar trazados de fuerza asociados con estímulos aislados, pares o series de estímulos administrados en condiciones de reposo para examinar las propiedades contráctiles del músculo (e.g., velocidad de la contracción y fuerza del temblor), que no son influenciadas por procesos voluntarios ni por el dolor. Junto con el análisis de la onda M registrada por electromiografía de superficie, el análisis de las características del temblor permite investigar in vivo el acoplamiento excitación-contracción⁵¹ (Fig.

3, B). En cambio, la activación muscular se puede medir mediante la interpolación de temblor durante una contracción voluntaria máxima, en la que se administran uno, o más, estímulos supramáximos a los axones motores que inervan el músculo, y se comparan la generación de fuerza voluntaria y evocada. Cualquier fuerza adicional producida por la estimulación (“a” en la Fig. 3, A) indica fracaso de la activación muscular (o inhibición muscular artrógena) secundario a reclutamiento incompleto de unidades motoras y/o frecuencia de descarga subóptima de las unidades activas. Hay dos fórmulas clásicas para calcular el grado de activación. Para determinar la activación voluntaria, se divide la magnitud del temblor interpolado (“a”) por la magnitud de un temblor control (“b”) provocado por una estimulación idéntica en un estado relajado potenciado⁵². Para determinar el índice de activación central, se calcula una simple relación de fuerza de contracción voluntaria máxima-fuerza evocable máxima⁵³. Con estos parámetros, varios investigadores han demostrado que la debilidad del cuádriceps se acompaña de déficits de activación muscular en pacientes con osteoartritis de rodilla⁴⁶, reemplazo total de rodilla^{2,46,54}, lesión del ligamento cruzado anterior⁶ o, incluso, un reemplazo total de cadera³⁸.

Electromiografía de superficie

La electromiografía es el registro de las señales eléctricas que son enviadas de las neuronas motoras a las fibras musculares (potenciales de acción) mientras se propagan a lo largo del sarcolema, de la unión neuromuscular a los extremos de las fibras musculares¹⁷. La configuración clásica para la electromiografía de superficie de todo un músculo consiste en dos pequeños electrodos ubicados entre la zona de inervación y la inserción tendinosa (bipolar). La amplitud electromiográfica y el espectro de potencial reflejan las propiedades neuromusculares tanto centrales como periféricas, pero también son influenciadas por varios factores no fisiológicos (e.g., contacto piel-electrodo, espesor de la grasa subcutánea, desplazamiento del músculo respecto de los electrodos y comunicación cruzada entre músculos cercanos)⁵⁵. Por esta razón, no se suelen recomendar comparaciones entre sujetos de los datos ni de los registros electromiográficos brutos durante tareas dinámicas; en cambio, se deben usar datos electromiográficos isométricos normalizados.

El registro de la actividad electromiográfica durante una contracción voluntaria máxima (panel inferior de la Fig. 3, A) es otra técnica para examinar la activación muscular, que, a diferencia de la interpolación de temblor, permite distinguir cambios del impulso descendente entre los sinergistas de un grupo muscular. Para ciertas aplicaciones ortopédicas, como dilucidar el dolor de la cara anterior de la rodilla y la inestabilidad rotuliana, podría ser muy importante conocer qué porciones específicas del músculo son afectadas dentro de un grupo muscular (e.g., las diferentes porciones del cuádriceps). Además, se podría utilizar electromiografía de superficie para detectar alteraciones nerviosas y/o musculares específicas (e.g., causadas por daño) después de la cirugía o complicaciones posoperatorias. Según el objetivo de la evaluación, se podría expresar la amplitud electromiográfica (promedio rectificado o raíz cuadrada media) respecto de una contracción estandarizada (e.g., la contracción voluntaria máxima más alta) o, mejor aún, respecto del tamaño de la onda M para poder excluir los mecanismos periféricos de la interpretación de los datos y, por lo tanto, suministrar un índice válido de activación central.

La onda M máxima (panel inferior de la Fig. 3, B), que se obtiene con estimulación aislada supramáxima del tronco nervioso, es evocada por el reclutamiento de todos los axones motores y, por lo tanto, aporta un cálculo de la respuesta dada por toda la reserva de neuronas motoras. Su amplitud es un parámetro de transmisión a través de la unión neuromuscular y de la excitabilidad de la membrana muscular. La amplitud máxima de la onda M también se usa como un estándar de normalización para potenciales reflejos. Estas respuestas, que, en gran medida, no son tenidas en cuenta por la comunidad ortopédica, pueden aportar datos sobre la plasticidad de las estructuras espinales y tendinosas asociada con mal uso e inmovilización⁵⁶. Los reflejos de Hoffmann, evocados por estimulación selectiva (submáxima) de aferentes Ia contenidos en el correspondiente nervio mixto, permiten investigar la excitabilidad de las neuronas motoras y/o la inhibición presináptica de los nervios aferentes Ia. Asimismo, se pueden evocar reflejos espinales como resultado de estiramientos transitorios, que pueden provocarse de manera fiable mediante martillos electromagnéticos o ergómetros especiales, para obtener, respectivamente, el reflejo tendinoso y el reflejo miotático. A diferencia del reflejo de Hoffman, los reflejos tendinosos y miotáticos no sortean los husos musculares y, por lo tanto, son influenciados por

factores periféricos (i.e., rigidez tendinosa) y centrales (i.e., eficiencia sináptica). Con esta metodología, Melnyk et al.⁵⁷ aportaron recientemente pruebas de que una sensación subjetiva de inestabilidad de la rodilla (i.e., el así llamado aflojamiento) después de la ruptura del ligamento cruzado anterior se asocia con alteración de la excitabilidad del reflejo miotático de los músculos de la pata de ganso, pero no con inestabilidad mecánica de la rodilla. Específicamente, demostraron que la latencia del reflejo de latencia media en respuesta a la traslación tibial rápida era más prolongada en ciertos pacientes con lesiones del ligamento cruzado anterior (i.e., aquellos con síntomas de aflojamiento) que en los pacientes sin estos síntomas. La estabilidad articular (evaluada con un artrómetro) no difería entre ambos grupos.

Ecografía

Además de la función nerviosa y muscular, las propiedades mecánicas y la morfología de los tendones humanos, evaluadas in vivo mediante ecografía en modo B, han demostrado sufrir alteraciones sustanciales (e.g., menor rigidez y modificación del espesor) en caso de desuso crónico⁵⁸. La ecografía, una técnica relativamente nueva que podría ser particularmente interesante para aplicaciones ortopédicas, también se puede utilizar para investigar la arquitectura muscular (longitud de los fascículos y ángulo de penación) tanto en reposo como durante las contracciones musculares⁵⁹. Hace poco, Bleakney y Maffulli⁶⁰ comunicaron considerables alteraciones de la arquitectura (fascículos más largos y menor ángulo de penación) en el vasto externo de trece pacientes varones con una fractura tibial o femoral tratada con enclavamiento intramedular. Asimismo, se podría usar la ecografía como alternativa a la resonancia magnética, que es costosa, para la evaluación cuantitativa de la atrofia muscular^{9,60} y para la investigación de cambios de la masa y la arquitectura musculares después de diversos programas de rehabilitación.

Revisión

La evaluación más simple y fiable de la función de los músculos de la cadera y de la rodilla en la práctica y la investigación ortopédicas es la cuantificación directa de la fuerza muscular isométrica mediante procedimientos estandarizados. En la práctica clínica, esto requiere la incorporación sistemática de dinamómetros manuales a los exámenes de rutina, y en contextos de investigación, exige el uso combinado de diferentes técnicas no invasivas para evaluar cómo contribuyen las alteraciones musculares y/o nerviosas a la debilidad muscular en poblaciones ortopédicas.

NOTA: el autor agradece a Anne F. Mannion, Mario Bizzini, Nicola Casartelli, Julia Glatthorn, Franco M. Impellizzeri, Romuald Lepers y a Michael Leunig la lectura del manuscrito y sus útiles sugerencias.

Información: el autor no recibió fondos ni subsidios externos para su investigación ni para la preparación de este trabajo. Ni él ni ningún familiar directo recibió pagos u otros beneficios ni un compromiso o acuerdo para recibir este tipo de beneficios de una entidad comercial.

Nicola A. Maffiuletti, PhD

Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Lengghalde 2, 8008 Zürich, Suiza. Dirección de correo electrónico: nicola.maffiuletti@kws.ch

J Bone Joint Surg Am. 2009;2958-2967 • doi:10.2106/JBJS.I.00305

Referencias

1. Mizner RL, Petterson SC, Snyder-Mackler L. *Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty*. J Orthop Sports Phys Ther. 2005;35:424-36.
2. Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandenborne K, Snyder-Mackler L. *Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation*. J Bone Joint Surg Am. 2005;87:1047-53.
3. Terwee CB, Mokkink LB, Steultjens MP, Dekker J. *Performance-based methods for measuring the physical function of patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties*. Rheumatology (Oxford). 2006;45:890-902.
4. Sapega AA. *Muscle performance evaluation in orthopaedic practice*. J Bone Joint Surg Am. 1990;72:1562-74.
5. Leunig M, Siebenrock KA, Ganz R. *Rationale of periacetabular osteotomy and background work*. Instr Course Lect. 2001;50:229-38.
6. Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Wojtys EM. *Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction*. Clin Sports Med. 2008;27:405-24, vii-ix.
7. Downing ND, Clark DI, Hutchinson JW, Colclough K, Howard PW. *Hip abductor strength following total hip arthroplasty: a prospective comparison of the posterior and lateral approach in 100 patients*. Acta Orthop Scand. 2001;72:215-20.
8. Bizzini M, Notzli HP, Maffiuletti NA. *Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip*. Am J Sports Med. 2007;35:1955-9.
9. Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, Magnusson SP. *Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse*. J Appl Physiol. 2004;97:1954-61.
10. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. *The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice*

hockey players. *Am J Sports Med.* 2001;29:124-8.

11. Hardy AE, Synek V. *Hip abductor function after the Hardinge approach: brief report.* *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70:673.
12. Perez MM, Llusa M, Ortiz JC, Lorente M, Lopez I, Lazaro A, Perez A, Gotzens V. *Superior gluteal nerve: safe area in hip surgery.* *Surg Radiol Anat.* 2004;26:225-9.
13. Brandt KD. *Is a strong quadriceps muscle bad for a patient with knee osteoarthritis?* *Ann Intern Med.* 2003;138:678-9.
14. Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazuca S, Braunstein EM, Katz BP, Wolinsky FD. *Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee.* *Ann Intern Med.* 1997;127:97-104.
15. McAlindon TE, Cooper C, Kirwan JR, Dieppe PA. *Determinants of disability in osteoarthritis of the knee.* *Ann Rheum Dis.* 1993;52:258-62.
16. Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR. *The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee.* *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20:60-73.
17. Enoka RM. *Neuromechanics of human movement.* 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers; 2002. p 556.
18. Fransen M, Crosbie J, Edmonds J. *Isometric muscle force measurement for clinicians treating patients with osteoarthritis of the knee.* *Arthritis Rheum.* 2003;49:29-35.
19. Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ. *Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis.* *J Rheumatol.* 2002;29:2185-95.
20. Bohannon RW. *Measuring knee extensor muscle strength.* *Am J Phys Med Rehabil.* 2001;80:13-8.
21. Cibere J, Thorne A, Bellamy N, Greidanus N, Chalmers A, Mahomed N, Shojania K, Kopec J, Esdaile JM. *Reliability of the hip examination in osteoarthritis: effect of standardization.* *Arthritis Rheum.* 2008;59:373-81.
22. Wessel J, Kaup C, Fan J, Ehalt R, Ellsworth J, Speer C, Tenove P, Dombrosky A. *Isometric strength measurements in children with arthritis: reliability and relation to function.* *Arthritis Care Res.* 1999;12:238-46.
23. Click Fenter P, Bellew JW, Pitts TA, Kay RE. *Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study.* *Br J Sports Med.* 2003;37:331-4.
24. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. *Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry.* *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88:37-42.
25. Gandevia SC. *Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue.* *Physiol Rev.* 2001;81:1725-89.
26. Wilson GJ, Murphy AJ. *The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment.* *Sports Med.* 1996;22:19-37.
27. Bembien MG, Clasey JL, Massey BH. *The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects.* *Res Q Exerc Sport.* 1990;61:96-9.
28. Widler KS, Glatthorn JF, Bizzini M, Impellizzeri FM, Munzinger U, Leunig M, Maffiuletti NA. *Assessment of hip abductor muscle strength. A validity and reliability study.* *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:2666-72.
29. Maffiuletti NA, Lepers R. *Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position.* *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:1511-6.
30. Jaric S. *Muscle strength testing: use of normalisation for body size.* *Sports Med.* 2002;32:615-31.
31. Judge J. *Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees.* *Ann Intern Med.* 2004;140:149.
32. Meier W, Mizner RL, Marcus RL, Dibble LE, Peters C, Lastayo PC. *Total knee arthroplasty: muscle impairments, functional limitations, and recommended rehabilitation approaches.* *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:246-56.
33. Ahmad CS, Clark AM, Heilmann N, Schoeb JS, Gardner TR, Levine WN. *Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity.* *Am J Sports Med.* 2006;34:370-4.
34. Maffey L, Emery C. *What are the risk factors for groin strain injury in sport? A systematic review of the literature.* *Sports Med.* 2007;37:881-94.
35. Guette M, Gondin J, Martin A. *Time-of-day effect on the torque and neuromuscular properties of dominant and non-dominant quadriceps femoris.* *Chronobiol Int.* 2005;22:541-58.
36. Narici MV, Maffulli N, Maganaris CN. *Ageing of human muscles and tendons.* *Disabil Rehabil.* 2008;30:1548-54.
37. Vandervoort AA. *Aging of the human neuromuscular system.* *Muscle Nerve.* 2002;25:17-25.
38. Suetta C, Aagaard P, Magnusson SP, Andersen LL, Sipilä S, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M. *Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis.* *J Appl Physiol.* 2007;102:942-8.
39. Reardon K, Galea M, Dennett X, Choong P, Byrne E. *Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study.* *Intern Med J.* 2001;31:7-14.
40. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. *Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training.* *J Appl Physiol.* 2002;93:1318-26.
41. Marks R, Kumar S, Percy J, Semple J. *Force-time measurements of the quadriceps femoris muscles of healthy women and women with osteoarthritis of the knee.* *Eur J Phys Med Rehabil.* 1995;5:88-92.
42. Izquierdo M, Aguado X, Gonzalez R, Lopez JL, Hakkinen K. *Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages.* *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;79:260-7.
43. Maffiuletti NA, Bizzini M, Widler K, Munzinger U. *Asymmetry in quadriceps rate of force development as a functional outcome measure in TKA.* *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jul 14; [Epub ahead of print].
44. Hortobagyi T, Garry J, Holbert D, Devita P. *Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis.* *Arthritis Rheum.* 2004;51:562-9.
45. Hultman E, Sjöholm M, Jäderholm-Ek I, Krynicky J. *Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ.* *Pflugers Arch.* 1983;398:139-41.
46. Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L. *Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis.* *J Orthop Res.* 2003;21:775-9.
47. Adams GR, Harris RT, Woodard D, Dudley GA. *Mapping of electrical muscle stimulation using MRI.* *J Appl Physiol.* 1993;74:532-7.
48. Vanderthommen M, Depresseux JC, Bauvir P, Degueudre C, Delfiore G, Peters JM, Sluse F, Crielaard JM. *A positron emission tomography study of voluntarily and electrically contracted human quadriceps.* *Muscle Nerve.* 1997;20:505-7.
49. Verges S, Maffiuletti NA, Kerhervé H, Decorte N, Wuyam B, Millet GY. *Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function.* *J*

Appl Physiol. 2009;106:701-10.

50. O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN. Assessment of voluntary muscle activation using magnetic stimulation. *Eur J Appl Physiol.* 2008;104:49-55.

51. Desmedt JE, Hainaut K. Kinetics of myofilament activation in potentiated contraction: staircase phenomenon in human skeletal muscle. *Nature.* 1968;217:529-32.

52. Thomas CK, Woods JJ, Bigland-Ritchie B. Impulse propagation and muscle activation in long maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol.* 1989;67:1835-42.

53. Kent-Braun JA, Le Blanc R. Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. *Muscle Nerve.* 1996;19:861-9.

54. Berth A, Urbach D, Awiszus F. Improvement of voluntary quadriceps muscle activation after total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:1432-6.

55. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol.* 2004;96:1486-95.

56. Seynnes OR, Maffiuletti NA, Maganaris CN, de Boer MD, Pensini M, di Prampero PE, Narici MV. Soleus T reflex modulation in response to spinal and tendinous adaptations to unilateral lower limb suspension in humans. *Acta Physiol (Oxf).* 2008;194:239-51.

57. Melnyk M, Faist M, Gothner M, Claes L, Friemert B. Changes in stretch reflex excitability are related to "giving way" symptoms in patients with anterior cruciate ligament rupture. *J Neurophysiol.* 2007;97:474-80.

58. Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol.* 2008;586:71-81.

59. Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol.* 1997;82:354-8.

60. Bleakney R, Maffulli N. Ultrasound changes to intramuscular architecture of the quadriceps following intramedullary nailing. *J Sports Med Phys Fitness.* 2002;42:120-5.



Fig. 1

Evaluación clínica de la fuerza máxima de contracción voluntaria isométrica en la extensión de la rodilla (A) y la abducción de la cadera (B) mediante un dinamómetro manual. Observe el posicionamiento del sujeto, la ubicación del dinamómetro y la estabilización del sujeto en las dos condiciones. (Véanse los pasos de la prueba y las instrucciones en la Tabla II).

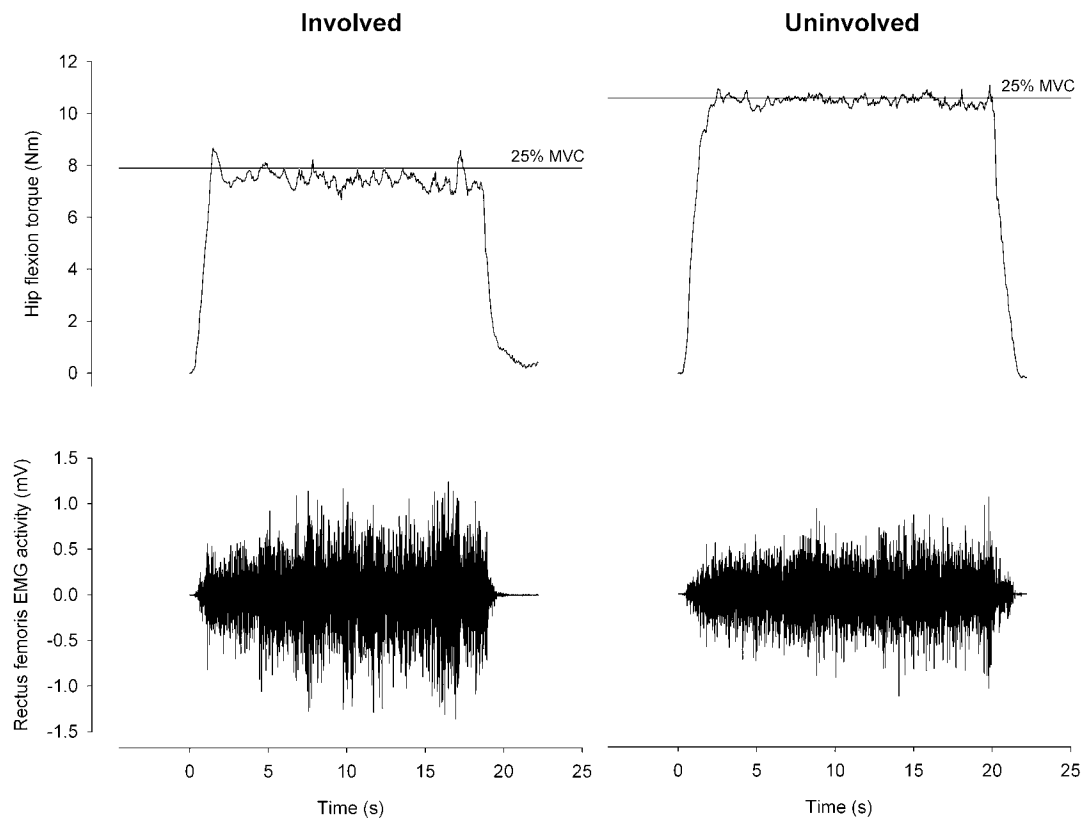


Fig. 2

Evaluación de la capacidad de control de la fuerza submáxima. La imagen muestra los trazados de momento de fuerza-tiempo de los flexores de la cadera (arriba) y de actividad electromiográfica (EMG)-tiempo del recto anterior del muslo (abajo) durante contracciones isométricas submáximas de veinte segundos en los lados comprometido y no comprometido de una paciente seis semanas después de una artroplastia total de cadera (a través de un abordaje anterior). Las líneas horizontales indican el momento de fuerza diana (25% de la contracción voluntaria máxima [CVM]). La estabilidad (i.e., la desviación estándar del momento de fuerza real dividido por la media, expresado como porcentaje) y la exactitud (i.e., la diferencia absoluta entre los momentos de fuerza real y diana) son mejores del lado no comprometido (4,2% y 0,097 Nm) que del lado comprometido (23,5% y 0,302 Nm). Observe que la alteración del control de la fuerza del lado comprometido se acompaña de grandes fluctuaciones de la actividad electromiográfica.

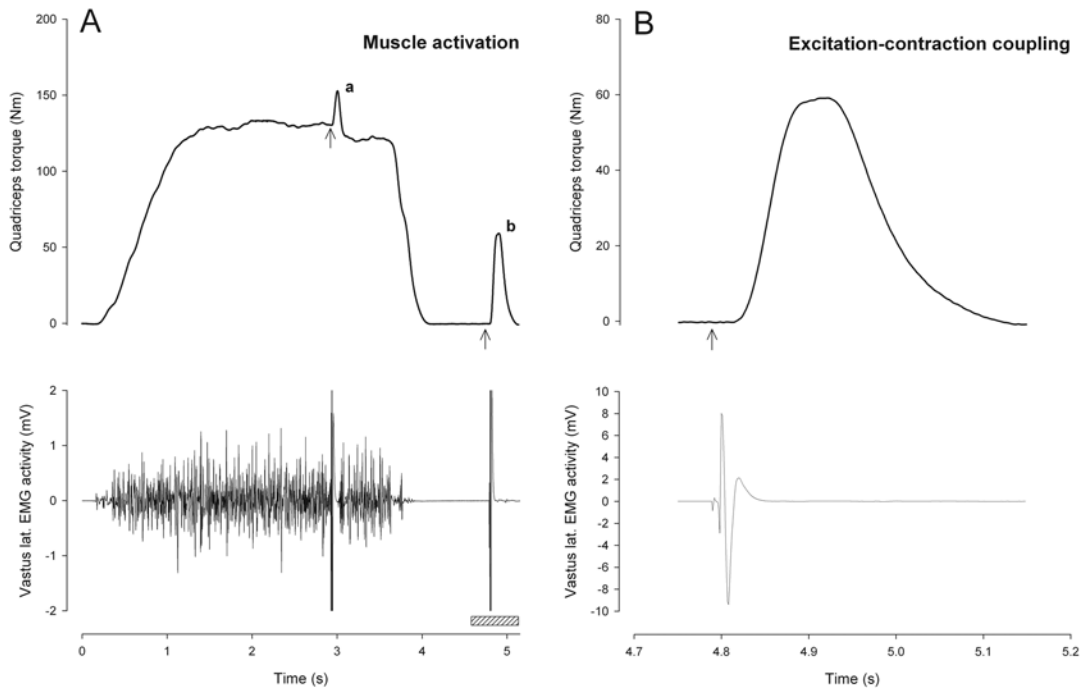


Fig. 3

Evaluación de las propiedades de activación muscular (A) y de acoplamiento excitación-contracción (B). La imagen muestra los trazados de momento de fuerza-tiempo del cuádriceps (arriba) y de actividad electromiográfica (EMG)-tiempo del vasto externo (abajo) en el lado comprometido durante un esfuerzo isométrico voluntario máximo de cuatro segundos con un estímulo eléctrico sobreagregado (primera flecha de la izquierda). Se administra la misma estimulación (un solo pulso de 1 mseg a 50 mA) un segundo después del final de la contracción (segunda flecha). Los dos estímulos provocan, respectivamente, un temblor sobreagregado (a) y uno de reposo (b). En B, los trazados del momento de fuerza del temblor y de la onda M, cuyas características (duración y amplitud) permiten investigar el acoplamiento excitación-contracción, están aumentados (área sombreada a alrededor de 5 segundos en el panel inferior de A). El índice de activación central, calculado como $\text{contracción voluntaria máxima} / (\text{contracción voluntaria máxima} + a) \times 100$, es de $\sim 85\%$, y el nivel de activación voluntaria, calculado como $(1 - [a/b]) \times 100$, es de $\sim 65\%$. Observe que las dos fórmulas dan puntuaciones de activación muscular considerablemente diferentes.

TABLA I Factores importantes para la evaluación de la fuerza muscular isométrica

Factores	Parámetros
Tipo de acción muscular	
Monoarticular (cadena abierta)	
Multiarticular (cadena cerrada)	
Ángulo de la articulación	
Ángulo de fuerza pico para el movimiento de interés	
Ángulo de fuerza pico para el músculo investigado	
Posición del cuerpo	
Validez de la evaluación (estabilización corporal)	
Contribución de músculos biarticulares	
Intensidad de la contracción	
Máxima	Fuerza máxima de contracción voluntaria, variables de velocidad de desarrollo de fuerza
Submáxima	Exactitud, estabilidad (Fig. 2)
Tipo de contracción	
Solo voluntaria	Fuerza máxima de contracción voluntaria, variables de velocidad de desarrollo de fuerza
Solo estimulada	Onda M y propiedades contráctiles (Fig. 3, B)
Voluntaria con estimulación sobreagregada	Activación muscular (Fig. 3, A)
Modo de investigación	
Investigación muscular manual	
Dinamómetro manual (estabilizado) (Fig. 1)	
Dinamometría isométrica	
Dinamometría isocinética	
Técnicas adicionales	
Estimulación eléctrica	
Electromiografía	
Ecografía	
Recomendaciones experimentales	
Familiarización y práctica	
Retroalimentación visual del desempeño	
Estímulo verbal estandarizado	
Instrucciones claras	
Varias pruebas repetidas	
Pretensión insignificante	
Otros factores para controlar	
Calibración del dispositivo	
Corrección según la gravedad	
Efecto de la hora del día	
Efecto de fatiga residual	
Fiabilidad prueba-reprueba	
Frecuencia de muestreo	
Longitud del brazo de palanca	
Dolor	

TABLA II Pasos para la evaluación de la fuerza muscular isométrica en la práctica clínica

Paso	Detalles
Posicionamiento del sujeto	Rodilla: sentado con la cadera y la rodilla a 90° (Fig. 1, A) Cadera: decúbito lateral con la cadera en abducción de 10° (Fig. 1, B)
Instrucciones	“Usted tardará 1 ó 2 segundos en alcanzar el esfuerzo máximo y, después, mantendrá este nivel durante alrededor de 3 segundos”
Pruebas de práctica/familiarización/calentamiento	5-6 pruebas consecutivas de intensidad creciente, sin superar el 80% del esfuerzo máximo estimado
Posicionamiento del dinamómetro	Rodilla: anterior, 5 cm por encima del eje transmaleolar Cadera: lateral, 5 cm por encima del maléolo
Pruebas máximas	2 (ó 3) contracciones de 3-5 segundos, separadas por 30 segundos
Registro de fuerza máxima	Lectura del dinamómetro (preferiblemente, en newtons)
Evaluación del dolor	Inmediatamente después del final de cada contracción, mediante una escala de analogía visual de 0-10 puntos
Medición de la longitud del brazo de palanca	Rodilla: del cóndilo femoral externo a 5 cm por encima del maléolo externo Cadera: del trocánter mayor a 5 cm por encima del maléolo externo
Cálculo del momento de fuerza máximo	Fuerza máxima (newtons) × brazo de palanca (metros)
Completar el formulario de examen médico	Media del momento de fuerza y dolor