

Article

# Biomecánica de la Rodilla en el Ejercicio de Sentadilla Dinámica

Rafael F. Escamilla

## RESUMEN

**Objetivo:** Dado que una rodilla fuerte y estable es fundamental para el éxito de un atleta o paciente, una comprensión de la biomecánica de la rodilla mientras se realizan ejercicios de sentadilla es útil para terapeutas, entrenadores, médicos de medicina del deporte, investigadores, preparadores y atletas que están interesados en los ejercicios de la cadena cinética cerrada, la rehabilitación de la rodilla y el entrenamiento deportivo. El propósito de esta revisión fue estudiar la biomecánica de la rodilla durante el ejercicio dinámico de sentadilla. **Métodos:** Se realizó una revisión de las fuerzas de cizalla y de compresión tibiofemorales, de las fuerzas de compresión patelofemoral, actividad de los músculos de la rodilla y estabilidad de la rodilla y se realizó una discusión en relación al rendimiento deportivo, potencial de lesión y rehabilitación. **Resultados:** Durante la sentadilla se generaron fuerzas de cizalla posteriores bajas a moderadas, controladas principalmente por el ligamento cruzado posterior (LCP) en todos los ángulos de flexión de rodilla durante la sentadilla. Fuerzas de cizalla bajas anteriores, controladas principalmente por el ligamento cruzado anterior (LCA), se generaron entre los 0° y 60° de flexión de la rodilla. La fuerza de compresión patelofemoral y las fuerzas tibiofemorales compresivas y de cizalla aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyeron a medida que las rodillas se extendían, alcanzando valores máximos cerca de la flexión máxima de rodilla. Por lo tanto, realizar la sentadilla en el rango funcional entre 0 y 50° de flexión de la rodilla puede ser apropiado para muchos pacientes que están realizando rehabilitación de la rodilla, porque las fuerzas fueron mínimas en el rango funcional. Las actividades de cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemio generalmente aumentaron a medida que aumentaba la flexión de la rodilla, lo que apoya la sugerencia de que los atletas con rodillas saludables realicen sentadilla paralela (muslos paralelos al suelo con flexión máxima de rodilla) con flexión de la rodilla entre 0° y 100°. Además, se demostró que la sentadilla paralela no lesionaban las rodillas sanas. **Conclusiones:** Se observó que la sentadilla es un ejercicio eficaz para emplear durante la rehabilitación de ligamentos cruzados o para la rehabilitación patelofemoral. Para los atletas con rodillas sanas, se recomienda realizar sentadilla paralela por encima de la sentadilla profunda, porque el riesgo de lesión potencial en los meniscos y ligamentos cruzados puede aumentar con la sentadilla profunda. La sentadilla no compromete la estabilidad de la rodilla y puede reforzar la estabilidad si se realiza correctamente. Finalmente, la sentadilla pueden ser eficaces para desarrollar la musculatura de la cadera, rodilla y tobillo, porque durante las mismas se observa una actividad moderada a alta de los cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios.

**Palabras Clave:** Tibiofemoral, patelofemoral, fuerza de cizalla, fuerza de compresión, ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior, actividad muscular, cuádriceps, isquiotibiales, gastrocnemios, estabilida

## INTRODUCCION

El ejercicio de sentadilla dinámico es parte integral de los programas de entrenamiento de la fuerza y de acondicionamiento para muchos deportes que requieren niveles altos de fuerza y potencia, como el fútbol americano, atletismo, levantamientos de potencia y levantamiento de pesas olímpico. La sentadilla principalmente fortalece los músculos de la cadera, muslos y de la espalda, que son fundamentales para la carrera, el salto y los levantamientos. Los

atletas y entrenadores normalmente creen que la sentadilla mejora el rendimiento deportivo y minimizan el potencial de lesión. Dado que la sentadilla dinámica ha sido clasificada como un ejercicio de la cadena cinética cerrada (17, 58, 65, 71), también es apropiado y se utiliza normalmente en el ámbito de la rehabilitación de la rodilla. Varios estudios han demostrado el uso favorable del ejercicio de sentadilla tanto durante la rehabilitación de las rodillas (21, 32, 39, 47, 52, 58, 71), como después de la cirugía de reconstrucción del ligamento cruzado. Por consiguiente, conocer la biomecánica de la rodilla durante la sentadilla es muy útil para los terapeutas, entrenadores, médicos de medicina deportiva, investigadores, preparadores y atletas que están interesados en los ejercicios de la cadena cinética cerrada, en la rehabilitación de la rodilla y en el entrenamiento deportivo.

La sentadilla con el peso corporal (BW), con barra y en máquina son los métodos más comunes empleados para realizar la sentadilla dinámica durante el entrenamiento y la rehabilitación. La sentadilla comienza con el individuo de pie con las rodillas y caderas totalmente extendidas. Luego el individuo se sienta en cuclillas en un movimiento continuo hasta que se alcanza la profundidad deseada de sentadilla y luego en un movimiento continuo asciende hasta colocarse nuevamente en la posición inicial de pie. La sentadilla con barra se realiza con una barra sobre la espalda (sentadilla de espalda), ligeramente por encima (sentadilla con barra alta) o por debajo (sentadilla con barra baja) del nivel del acromion, o con la barra sostenida delante del pecho aproximadamente a la altura de las clavículas (sentadilla frontal). La sentadilla de espalda es la que normalmente se realiza y la que prefiere la mayoría de los atletas de deportes, pero la sentadilla frontal la realizan frecuentemente los fisiculturistas y levantadores de pesas olímpicos. La sentadilla frontal la realizan los levantadores de pesas olímpicos durante ejercicio de envión. La sentadilla en máquina también se utiliza en los entrenamientos y en la rehabilitación. La sentadilla en máquina se realiza típicamente usando una barra especial que se desplaza dentro de un soporte fijo (por ejemplo, la sentadilla en máquina Smith) o usando brazos de nivelación acolchados que se posicionan encima de los hombros (2). La sentadilla puede realizarse con diferentes grados de flexión de rodilla, como la media sentadilla o la sentadilla completa. La media sentadilla consiste en bajar hasta que los muslos estén paralelos al suelo con una flexión de rodilla de aproximadamente 0°-100°. La sentadilla profunda consiste en bajar hasta donde sea posible y que la parte posterior de los muslos y las piernas hagan contacto entre sí. Generalmente la preferida es la media sentadilla y se recomienda más que la sentadilla profunda para los atletas que estén realizando entrenamiento o para los pacientes en rehabilitación (9, 28).

Se realizó una búsqueda exhaustiva en las bases de datos de investigación MEDLINE (1966 hasta abril del 2000) y SPORTDiscus (1949 hasta abril del 2000) para identificar la literatura científica relacionada a la biomecánica de la sentadilla dinámica. La estrategia de búsqueda empleada consistió inicialmente en analizar todos los campos que contenían el término "sentadilla" y todos los campos que contenían los términos "sentadilla" y "biomecánica." Dado que el foco de esta revisión es la sentadilla dinámica, toda la literatura correspondiente a la sentadilla isométrica fue excluida de la búsqueda. Además, sólo se consideraron para incluir en la revisión los estudios publicados en revistas científicas con revisiones por pares o publicados como resúmenes/actas de conferencias científicas. A partir de las búsquedas en las bases de datos de investigación, se determinó que la literatura sobre la biomecánica de la sentadilla era sobre sentadilla con barra, máquina de sentadilla isotónica y sentadilla con el peso corporal. La mayoría de los estudios que analizaron la biomecánica de la sentadilla dinámica se centraron en la biomecánica de la rodilla. Por consiguiente, esta revisión se limitó a estudios científicos que cuantificaron la biomecánica de la rodilla con ejercicios de sentadilla dinámica con barra, máquina y peso corporal (BW). Los estudios de sentadilla dinámica que cuantificaron la biomecánica de la rodilla se han enfocado principalmente en tres áreas principales: 1) fuerzas de la rodilla que comprenden la fuerza de cizalla tibiofemoral, las fuerzas de compresión tibiofemorales y la fuerza de compresión patelofemoral; 2) la actividad de los músculos cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios de la rodilla y 3) estabilidad anteroposterior y mediolateral de la rodilla. La comprensión de la biomecánica de la rodilla durante el ejercicio de sentadilla es importante porque una rodilla fuerte y estable es fundamental para el éxito de un atleta o para la rehabilitación de un paciente. Por consiguiente, el propósito de esta revisión fue estudiar las fuerzas, la actividad de los músculos y la estabilidad de la rodilla durante el ejercicio de sentadilla dinámica.

## FUERZAS DE CIZALLA Y FUERZAS DE COMPRESIÓN TIBIOFEMORALES

Las fuerzas de cizalla tibiofemoral excesivas pueden ser perjudiciales para los ligamentos cruzados, mientras que las fuerzas de compresión tibiofemorales excesivas pueden ser perjudiciales para los meniscos y para el cartílago articular. Hasta la fecha existen 11 estudios que han cuantificado las fuerzas de cizalla o de compresión tibiofemorales durante la sentadilla dinámica (2, 3, 5, 13, 17, 18, 20, 43, 58, 60, 65). En ocho de estos estudios se realizó sentadilla con barra con una carga externa (2, 3, 17, 18, 20, 43, 58, 65), y en dos estudios se realizaron sentadilla con el BW (13, 60). Un estudio adicional cuantificó la fatiga del ligamento cruzado anterior (LCA) *in vivo* mientras los sujetos realizaban sentadilla con BW junto con una resistencia muy liviana dada por un cordón elástico (5). Todas los tipos de sentadilla fueron realizadas de

modo que en la flexión máxima de rodilla (0° de flexión de rodilla definida como extensión de rodilla completa) los muslos quedaran paralelos o por debajo de la línea paralela al suelo. La comparación de las fuerzas de compresión y de cizalla tibiofemorales entre estos estudios es difícil, porque las metodologías fueron diferentes entre los estudios. Ocho estudios desarrollaron modelos matemáticos para cuantificar las fuerzas externas (por ejemplo, gravedad, reacción del suelo) e internas (ej., músculos, huesos, ligamentos) que actúan sobre las rodillas (3, 13, 17, 18, 20, 43, 60, 65), mientras que los dos estudios restantes emplearon modelos que sólo cuantificaron las fuerzas externas que actúan sobre las rodillas (2, 58). Para cuantificar las fuerzas reales de cizalla y de compresión a lo largo de la superficie articular de la rodilla, es necesario determinar las fuerzas musculares de la rodilla. Los músculos principales que cruzan la rodilla son los cuádriceps, isquiotibiales, y gastrocnemios que comprenden aproximadamente 98% del área transversal total de toda la musculatura de la rodilla (64). Cuando los cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios se contraen, producen componentes de fuerza de compresión y de cizalla adicionales dentro de la rodilla. Se ha demostrado que durante una contracción voluntaria máxima del cuádriceps, la fuerza generada va de 2000 a 8000N, dependiendo del ángulo de flexión de la rodilla (63). Por consiguiente, los modelos de rodilla que cuantifican tanto las fuerzas externas como las musculares deben desplegar mayores fuerzas tibiofemorales de compresión y de cizalla que los modelos de rodilla que sólo cuantifican las fuerzas externas. De todos modos, el desarrollo de modelos matemáticos que estimen las fuerzas de los músculos y ligamentos de las rodillas puede ser difícil y los mismos pueden ser potencialmente inexactos, dependiendo de las variables que se miden y de la metodología que se emplea. Estos modelos estiman a menudo la fuerza muscular a partir de datos electromiográficos (EMG) que frecuentemente no se correlacionan fuertemente con las fuerzas musculares.

En este trabajo de revisión, se definirán las fuerzas de cizalla anteriores como fuerzas producidas principalmente por el ligamento cruzado anterior (LCA), y se definirán las fuerzas de cizalla posteriores como fuerzas producidas principalmente por el ligamento cruzado posterior (LCP). Esto parece razonable, porque Butler et al. (7) informaron que el LCA proporciona 86% de la fuerza de contención total al cajón anterior, y el LCP proporciona 95% de la fuerza de contención total al cajón posterior.

En la Tabla 1 se presenta una comparación de la biomecánica de los estudios que cuantificaron las fuerzas de compresión y de cizalla. Los ocho estudios que especificaron la dirección de la fuerza de cizalla informaron fuerzas de cizalla posteriores y carga en el LCP bajas o moderadas, durante la sentadilla, aunque Nisell y Ekholm (43), Hattin et al. (20), y Toutoungi et al. (60) observaron fuerzas de cizalla anteriores y carga mínimas en el LCA en flexiones de rodilla comprendidas entre 0 y 60°. Dado que las cargas levantadas variaron enormemente entre los estudios, se normalizaron las fuerzas medias máximas de cizalla y las fuerzas de compresión y fueron expresadas como un porcentaje de la suma del peso corporal y la carga levantada. Aunque los resultados normalizados varían, los valores de Dahlkvist et al. (13) y Toutoungi et al. (60) parecen excesivamente elevados, sobre todo porque los sujetos de estos dos estudios realizaron sentadilla con peso corporal (BW) sin cargas externas. Descartando estos valores, las fuerzas de cizalla posteriores máximas normalizadas variaron de 29 a 99%, las fuerzas anteriores máximas normalizadas variaron de 4 a 14% y las fuerzas de compresión normalizadas variaron de 54 a 367%.

Referencia sobre la sentadilla	Fuerzas incluidas en el modelo de rodilla	Nº de sujetos	Talla media (cm)	Edad Media (años)	Peso corporal medio (N)	Carga media levantada (N)	Rango de flexión de la rodilla (°)	Dirección de las fuerzas de cizalla que actúan sobre la tibia	Fuerza de cizalla tibiofemoral máxima media (N) en los ángulos de la rodilla (°)	Fuerza de cizalla tibiofemoral máxima media normalizada % (BW+carga)	Fuerza de compresión tibiofemoral máxima media (N) en los ángulos de rodilla (°)	Fuerza de compresión tibiofemoral máxima media normalizada % (BW + carga)	Fuerza de compresión patelofemoral máxima media (N) en los ángulos de la rodilla (°)	Fuerza de compresión patelofemoral máxima media Normalizada % (BW + carga)
Stuart et al. (58)	Externas	6	181 ±8	27±5	798±76	223±0	0-90	Posterior	295 ±32 en 93	29±3	550±50 en 80	54±5	-	-
Andrews et al (2)	Externas	3	?	?	?	?	0-110*	?	1000* ±? en 110*	?	?	?	-	-
Ariel (3)	Externas y internas	12	182 ±?	21-25	888 ±?	1982 ±?	0-117*	?	1593±106 en 48	56 ±4	7928±1965 en 106	276±69	-	-
Escamilla et al (17)	Externas e Internas	12	177 ±9	29 ±6	912 ±145	1437 ±383	0-95	Posterior	1868 ±878 en 63	80 ±37	3134 ±1040 en 53	133 ±44	4548 ±1395 en 85	194 ±59
Escamilla et al (18)	Externas e internas	12	177 ±8	30±7	917±137	1309 ±363	0-95	Posterior	2212 ±801 en 76	99 ±36	3428 ±838 en 65	154 ±38	4674 ±1195 en 82	210 ±54
Wilk et al. (65)	Externas e Internas	10	177 ±9	30 ±6	912±137	1442 ±383	0-102	Posterior	1783 ±634 en 90	76 ±27	6139 ±1709 en 91	261 ±73	-	-
Dahlkvist et al (13)	Externas e internas	6	180 ±5	21 ±1	732 ±79	0	0-140*	Posterior	2652 ±290 en 120*	362±40	4018 ±1230 en 120*	549 ±168	5455 ±260 en 130	745 ±36
Toutoungi et al (60)	Externas e Internas	8	?	29±?	765±?	0	0-100	Posterior	2704±805 en 100	353±105	-	-	-	-
								Anterior	28±36 en 0-50	4±5				
Nisell y Ekholm (43)	Externas e Internas	3	173 ±9	27±7	932±177	2453	0-130*	Posterior	1800* en 130*	51*	7000* en 130*	198*	6750* en 130*	191*
								Anterior	500* en 20*	14*				
Hattin et al. (20)	Externas e Internas	10	178 ±5	23±2	790 ±109	339 ±64	0-90*	Posterior	751±585 en 90	67 ±52	4147 ±1375 en 90*	367±122	-	-
								Anterior	150* en 50*	13*				
Wretenberg et al (68)	Externas e Internas	8WL 6 PL	177 ±8 171 ±10	19±3 31 ±3	800±108 856±200	650±176 981±134	0-120	-	-	-	-	-	4700±590 3300±1700	324±41 180±93

**Tabla 1.** Comparación entre los estudios que cuantificaron las fuerzas que actúan sobre la rodilla durante la sentadilla dinámica. BW=Peso corporal; \* valor estimado a partir de gráficos y texto; ? valor no determinado; - variable no medida; WL=Levantadores de pesas; PL=Levantadores de potencia.

Debido que la fuerza máxima del LCP ha sido estimada en 4000 N para personas activas jóvenes (50), las fuerzas de cizalla posteriores máximas observadas en la sentadilla realizada cerca de la flexión de rodilla máxima (entre 295 y 2704 N de la Tabla 1) probablemente no son de suficiente magnitud para lesionar un LCP saludable. Sin embargo, individuos con LCP lesionados o reconstruidos podrían desear evitar realizar sentadilla en una flexión de la rodilla con ángulos superiores a 50-60°, porque las fuerzas de cizalla posteriores aumentan a medida que aumenta la flexión de la rodilla. Las fuerzas de

cizalla anteriores se generaron durante la sentadilla solo en la flexión de rodillas situada entre 0 y 60°, con fuerzas máximas entre 28 y 500 N (Tabla 1). Por consiguiente, realizar la sentadilla no debería ser perjudicial para un LCA saludable, porque dos estudios independientes han calculado que la carga máxima de falla estaría entre 1725 y 2160N (45, 67). La mayor fuerza del LCP en comparación con la del LCA se debe principalmente a que posee un área transversal 20-50% mayor (19). Dado que sólo se generaron fuerzas de cizalla anteriores mínimas durante la sentadilla, la misma también podrían ser un ejercicio de rehabilitación seguro y efectivo para que lo realicen quienes desean minimizar la carga de tracción del LCA (por ejemplo, después de la reconstrucción del LCA), asumiendo que los LCP y otras estructuras de la rodilla están sanas. Además, se ha demostrado que realizar sentadilla con mayor inclinación del tronco hacia adelante y flexión de la cadera elimina el estrés sobre el LCA (47) que se debe principalmente a un aumento en la actividad del isquiotibial (73, 74).

Las fuerzas de compresión máximas durante la sentadilla presentaron valores de 550 a 7928N (Tabla 1). Lamentablemente, no se sabe en la actualidad cual es la magnitud de la fuerza de compresión que lesiona las estructuras de la rodilla, como los meniscos y el cartílago articular. La carga excesiva de los meniscos y del cartílago articular puede provocar cambios degenerativos. Por otra parte, se ha demostrado que las fuerzas de compresión son un factor importante en la estabilización de la rodilla porque resisten las fuerzas de cizalla y minimizan la traslación de la tibia en relación al fémur (23, 33, 53, 72).

Los estudios han demostrado (35, 36) que sujetos expertos en realizar sentadilla, como los levantadores de potencia entrenados, realizan mejor y tienen cinemáticas (tronco más derecho, menos desplazamiento horizontal de cadera y de la barra y menor velocidad de la barra vertical durante el descenso) y cinéticas (menor torque del tronco y mayor torque del extensor dominante del muslo) más favorables que los sujetos novatos en la realización de sentadilla. Escamilla et al. (17) estudiaron la biomecánica de la rodilla al realizar sentadilla y en este estudio participaron levantadores de potencia y fisiculturistas experimentados en realizar sentadilla con barra (Tabla1). Seleccionaron esta población porque fueron considerados expertos en conocer como realizar correctamente el ejercicio de sentadilla. Cada sujeto realizó tres repeticiones con su carga de 12 repeticiones máximas (12 RM). Cuatro cámaras de video recolectaron los datos cinemáticos de 60-Hz, y se utilizaron dos plataformas de fuerza para recolectar los datos cinéticos de 960-Hz. Se emplearon técnicas de EMG, dinámica inversa, modelos matemáticos de rodilla y técnicas de optimización computarizadas para estimar las fuerzas de los músculos internos y de los ligamentos (76). Las fuerzas musculares ( $F_{mi}$ ) de los cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios fueron estimadas a partir de la ecuación  $F_{mi} = \frac{ci \cdot A_{i} \cdot M_{VCI}}{k_i}$ , donde  $ci$  es un factor de ponderación ajustado en un programa de optimización computarizado para minimizar los errores en las estimaciones de fuerza muscular,  $k_i$  es un factor de fuerza-longitud del músculo como una función de la flexión de la rodilla y de la cadera,  $A_i$  es el área transversal fisiológica (PCSA) del músculo,  $mi$  es la fuerza de contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) por PCSA, y  $EMGi$  y  $MVCi$  son las ventanas EMG promedio durante la sentadilla y MVIC, respectivamente. Los resultados indicaron que las fuerzas de compresión del LCP aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuían a medida que las rodillas se extendían, lo que coincide con lo observado en otros estudios sobre la sentadilla (13, 18, 20, 43, 58, 60, 65). Las fuerzas fueron ligeramente superiores durante el ascenso que durante el descenso. Aunque estas fuerzas fueron estimadas y no fueron medidas directamente *in vivo*, es interesante que no se hayan observado fuerzas de tensión del LCA (es decir, fuerzas cizalla anteriores) durante el ejercicio de sentadilla. Otros estudios tampoco informaron fuerzas de tensión del LCA durante la sentadilla (13, 18, 58, 65). La ausencia de fuerzas de LCA puede deberse en parte a una actividad moderada de los isquiotibiales, porque varios estudios han demostrado que los isquiotibiales ayudan a descargar el LCA produciendo una fuerza posterior dirigida a la pierna durante el movimiento de la rodilla (4, 14-16, 31, 39, 46-48, 73, 74). La actividad del cuádriceps también afecta la tensión del ligamento cruzado. La fuerza del cuádriceps, a través del tendón de la rótula, ejerce una fuerza anterior dirigida sobre la pierna cuando la rodilla se flexiona en un ángulo inferior a aproximadamente 50-60°, y una fuerza posterior dirigida cuando la rodilla se flexiona en un ángulo mayor a 50-60° aproximadamente (8, 22, 56). Cuando las fuerzas posteriores de cizalla dirigidas que actúan sobre la pierna son superiores a las fuerzas de cizalla anteriores dirigidas, el resultado neto será una fuerza de cizalla posterior controlada principalmente por el LCP.

Escamilla et al. (18) compararon los efectos de variaciones en la técnica (ancho de la posición y ángulo del pie) sobre las fuerzas de cizalla y de compresión. Usando una intensidad de levantamiento de 12-RM durante sentadilla con barra, los sujetos realizaron la sentadilla con una posición estrecha (la distancia entre los maléolos medios era igual a la distancia entre las crestas iliacas superiores anteriores) y posición ancha (dos veces la distancia de la posición estrecha) con los pies paralelos (es decir, con ambos pies apuntando derecho hacia adelante) y con los pies apuntando hacia afuera formando un ángulo de 30°. No se observaron diferencias significativas en las fuerzas de compresión y las fuerzas tensoras del LCP entre las dos condiciones de ángulos del pie. Comparando los dos anchos de la posición, no se observaron diferencias significativas en las fuerzas tensoras del LCP entre la posición estrecha y la posición ancha. Sin embargo, la posición ancha generó fuerzas de compresión 15-16% significativamente mayor que la posición estrecha en la flexión de la rodilla de 19 y 83° durante el descenso de la sentadilla y en flexión de la rodilla de 59 y 89° durante el ascenso en la sentadilla. Además, la fase de ascenso de la sentadilla generó fuerzas tensoras del LCP 57-66% mayores que la de descenso con flexión de la rodilla de 27 y 95°, el descenso de la sentadilla generó fuerzas de compresión 9-10% mayores que el ascenso de la

sentadilla con flexión de rodillas entre 71 y 95° y el ascenso en la sentadilla generó fuerzas de compresión 17% más altas que el descenso durante la sentadilla con flexión de la rodilla entre 19 y 61°. Las fuerzas máximas del LCP fueron 30-40% más altas durante el ascenso que durante el descenso. Los autores sugirieron que las fuerzas de compresión significativamente mayores generadas durante la posición ancha comparada con la posición estrecha, y entre el ascenso y descenso de la sentadilla, podrían ayudar a proteger la rodilla contra las fuerzas de cizalla excesivas (23, 33, 53, 72).

Nisell y Ekholm (43) realizaron un estudio en dos partes. Analizaron las cargas de la articulación de la rodilla primero en levantadores de potencia de nivel mundial durante la etapa de ascenso de la sentadilla con barra en un levantamiento de potencia (Tabla 1). Los sujetos fueron filmados (4 Hz) con un sistema de movimiento con cámara en plano sagital de movimiento. Usando modelos biomecánicos bidimensionales de rodillas casi estáticos establecidos por Nisell (41) y Nisell et al. (44), se estimaron las fuerzas musculares externas y las fuerzas que actuaban sobre las piernas. Se observaron fuerzas de compresión y de cizalla en un sujeto de 110 kg que realizó sentadilla con 250 kg. La fuerza del tendón del cuádriceps y fuerza de compresión tibiofemoral fueron aproximadamente de la misma magnitud durante la flexión de la rodilla de 130° a 60°. Un valor máximo de aproximadamente 8000N se observó aproximadamente en la flexión de rodilla de 130° y disminuyó lentamente hasta aproximadamente 5500N en la flexión de la rodilla de aproximadamente 60°. En la flexión de rodilla de 30°, la fuerza de compresión fue de aproximadamente 3500N, mientras que la fuerza del tendón del cuádriceps disminuyó a aproximadamente 2000N. Aunque estas magnitudes de fuerza son bastante altas, la mayoría de los pacientes de rehabilitación y atletas experimentarán fuerzas considerablemente más pequeñas, porque las cargas que se utilizaron en este estudio (aproximadamente 2,5 veces el peso corporal) son mucho más elevadas que las que utilizan la mayoría de los atletas o pacientes en rehabilitación.

La fuerza del tendón rotuliano fue aproximadamente de 6000N en flexión de la rodilla de 130° y disminuyó lentamente a aproximadamente 2000N en flexión de la rodilla de 30°. Aunque una fuerza máxima de tendón rotuliano de 5000N en una flexión de rodilla de 60° fue calculada por van Eijden et al. (63) durante una contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) del cuádriceps femoral, la fuerza del tendón rotuliano en la rodilla sana probablemente será mucho más alta que 5000N. Cooper et al. (11) determinaron que la fuerza máxima del tercio central del tendón rotuliano (un compuesto de 15mm formado por hueso-rotula tendón-hueso) fue de  $4389 \pm 708$ N. Zernicke et al. (75) informaron la rotura del tendón rotuliano en un levantador de pesas de 82,2 kg mientras realizaba un rápido descenso durante un envión de 175 kg. Una rápida aceleración hacia abajo fue seguida por una generación de enormes fuerzas en el cuádriceps para desacelerar el peso en preparación para sostener la barra sobre la cabeza. Las grandes desaceleraciones durante la sentadilla generan grandes fuerzas en las estructuras de la rodilla, motivo por el cual los descensos en la sentadilla deben ser realizados lentamente y de manera controlada. En el momento de la ruptura se calculó en el tendón rotuliano una fuerza de tracción de 14500-N (17,5 veces el peso corporal). Extrapolando estos datos, la fuerza máxima del ligamento rotuliano en la rodilla saludable está comprendida entre 10000 y 15000N lo que equivale a aproximadamente 13-19 veces el peso corporal para un individuo de 80 kg. La fuerza máxima del tendón del cuádriceps observada era igual que la fuerza máxima de 8000N informada por van Eijden et al. (63). No está claro cuánta fuerza puede generar el tendón del cuádriceps antes de la ruptura. Sin embargo, dado que Nisell y Ekholm (42) observaron que el espesor y el ancho del tendón del cuádriceps era 35-40% mayor al espesor y ancho del tendón rotuliano, es probable que la fuerza máxima del tendón del cuádriceps sea mayor que los 10000-15000 N que se estiman para la fuerza máxima del tendón rotuliano.

La fuerza máxima de cizalla posterior informada por Nisell y Ekholm (43) fue similar a la fuerza de tracción máxima del LCP calculada por el Escamilla et al. (17,18) y Wilk et al. (65) (Tabla 1), quienes también realizaron el estudio con levantadores de potencia y cuantificaron las fuerzas musculares. En una flexión de rodilla de aproximadamente 60°, la fuerza de cizalla posterior cambió a una fuerza de cizalla anterior. Esta fuerza aumentó bastante linealmente a lo largo del resto del ascenso. Es interesante que aunque se generaron tremendas fuerzas musculares en los tres sujetos debido a las elevadas cargas levantadas, las fuerzas de tracción en LCP y LCA sólo fueron aproximadamente 50% y 25%, respectivamente, de la fuerza de tracción máxima estimada en estos ligamentos. La presencia de fuerzas de cizalla anteriores durante la segunda mitad del ascenso concuerda con los datos obtenidos por Beynnon et al. (5), quienes insertaron transductores de tensión en el haz anteromedial del LCA en ocho sujetos inmediatamente después de meniscotomías y debridamientos artroscópicos de rodilla. Los procedimientos experimentales comenzaron luego de que los transductores de tensión fueran insertados en el LCA. Bajo anestesia local, se solicitó a los sujetos que realizaran sentadilla desde una posición erguida hasta alcanzar una flexión de rodilla de aproximadamente 90°, y luego ascender hacia la posición inicial. Luego se les solicitó que repitieran la sentadilla utilizando un cordón de resistencia elástico que generó una fuerza de 136N en la extensión completa de la rodilla y una fuerza de 34N en la flexión de rodilla de 90°. Se observó una tensión mínima en LCA (<4%) en los ángulos de flexión de rodilla inferiores a 70° durante el descenso y el ascenso en la sentadilla, y no se observaron diferencias significativas en la tensión en el LCA entre las dos condiciones en que se realizaron la sentadilla. La tensión del LCA fue mayor durante la extensión completa y progresivamente disminuyó a medida que la rodilla se flexionaba a 90°. Este estudio tiene algunas limitaciones por lo que es difícil extrapolar los resultados a las sentadilla con barras que realizan los atletas en un entrenamiento. Primero, Markolf et al. (33) informaron que la meniscotomía lateral y media de la rodilla aumentó significativamente la laxitud anteroposterior de la rodilla en la rodilla descargada. Dado que la mayoría de los sujetos del estudio de Beynnon et al. (5) tenían meniscotomía lateral y

media, esto podría haber causado una mayor tensión en LCA que si las meniscotomías no hubieran sido realizadas. Sin embargo, dado que la rodilla estaba cargada cuando se registró la tensión del LCA, la traslación anteroposterior debida a las meniscotomías puede ser insignificante, porque las fuerzas de compresión concomitantes pueden resistir esta traslación anteroposterior. Por otra parte, las magnitudes de las fuerzas de compresión serían bajas debido a una carga externa pequeña (i.e, el peso corporal solo), y la producción de fuerza muscular de los cuádriceps e isquiotibiales también sería baja debido a la resistencia mínima usada y a la inhibición del músculo debida a la cirugía. Segundo, la forma en que los pacientes normalmente realizarían sentadilla estaría probablemente afectada por la cirugía de rodilla a la que fueron sometidos tan solo unas horas antes. No obstante, los resultados de este estudio pueden aplicarse a pacientes que acaban de atravesar una cirugía de reconstrucción del LCA y podrían ser útiles para terapeutas, entrenadores y ortopedistas que trabajan con estos pacientes en la rehabilitación postoperatoria temprana.

La segunda parte del estudio de Nisell y Ekholm (43) comprendió un análisis de fuerza de una ruptura completa bilateral del tendón del cuádriceps (en su inserción en la rótula superior) en un levantador de potencia de nivel mundial mientras levantaba en la competencia una carga de 382,5 kg. La ruptura se produjo en el lugar en que el tendón del cuádriceps se inserta en la rótula. Aunque la lesión se filmó con una sola cámara, no se pudo realizar un análisis de la biomecánica del sujeto lesionado, porque la grabación no fue perpendicular al plano de movimiento sagital del levantador. Debido a que la lesión se produjo en el momento de mayor profundidad de la sentadilla antes de empezar el ascenso, las fuerzas de la articulación de la rodilla fueron calculadas en esta posición durante una simulación de sentadilla en tres sujetos saludables y con una carga de 382,5 kg. La fuerza del tendón del cuádriceps estimada para los tres sujetos fue 12-20 veces el BW, mientras que la fuerza en el tendón rotuliano fue 9-14 veces el peso corporal. La fuerza de compresión estimada fue 11-17 veces el BW, mientras que la fuerza de cizalla posterior estimada fue 2-3 veces el BW. Aunque estas fuerzas de la rodilla parecen descomunales, muy pocos individuos que no sean levantadores de potencia de competición son capaces o están dispuestos a realizar una sentadilla con una carga externa de 382,5 kg.

Los modelos de biomecánica de la articulación de la rodilla y los datos antropométricos utilizados para estimar las fuerzas de la rodilla en el trabajo de Nisell y Ekholm (43) se basaron en 10 sujetos que participaron en sus estudios anteriores (41, 44), que tenían una talla media de 180 centímetros y una masa corporal media de 75 kg. Ésta es una limitación en el estudio de Nisell y Ekholm (43), porque sus tres sujetos tenían una masa corporal media 20 kg más alta y una altura media, 7 centímetros más alta (Tabla 1) que las de los 10 sujetos que participaron en sus modelos de biomecánica. Otra limitación del estudio fue que no se consideró el efecto de co-contracción de la musculatura de los isquiotibiales. Dado que el torque de la rodilla calculado era el torque resultante (es decir, la suma de todos los torques flexores y extensores), la fuerza del isquiotibial que genera un torque flexor de rodilla podría producir valores más altos de fuerza del cuádriceps y de torque extensor. Por consiguiente, todas las fuerzas de la rodilla calculadas en este estudio estarían subestimadas, porque estas fuerzas son funciones de las fuerzas del tendón del cuádriceps y de las fuerzas del tendón rotuliano. Debido a que el espesor del tendón del cuádriceps es significativamente mayor que el espesor del tendón rotuliano, debería poder resistir una carga más alta antes de la ruptura. Sin embargo, magnitudes altas de fuerza de compresión y tensión (fuerza/área) entre la fosa intercondilea femoral y el tendón del cuádriceps pueden aumentar el potencial de lesión del tendón del cuádriceps. La fuerza de compresión tendofemoral entre el tendón del cuádriceps y la fosa intercondilea femoral fue inicialmente elevada con una magnitud de 6000N en la flexión de rodilla de aproximadamente 130°, disminuyó rápidamente a 1750N en la flexión de la rodilla de aproximadamente 90° y disminuyó a 0N en la flexión de rodilla de aproximadamente 60°. Asumiendo un área de contacto tendofemoral de 3,4 cm<sup>2</sup> cuando la rodilla tiene una flexión aproximada de 130° (24), la tensión de compresión tendofemoral sería 17,6 MPa (6000N/0,00034m<sup>2</sup>). Esta gran tensión aplicada repetidamente a lo largo del tiempo puede provocar cambios degenerativos en el complejo tendofemoral. Por lo tanto, realizar sentadilla en ángulos de flexión de rodilla inferiores a 90° minimizará la tensión tendofemoral y minimizará el potencial de lesión del complejo tendofemoral.

Ariel (3) realizó un estudio con 12 levantadores de pesas experimentados en el cual investigó las fuerzas que actúan sobre la articulación de la rodilla durante una sentadilla profunda con barra (Tabla 1). Se diseñó un programa de computadora que tuvo en cuenta las fuerzas inerciales, externas y musculares. Se planteó un modelo con las fuerzas de tres de los sujetos y se supuso que su rendimiento sería representativo de los otros nueve sujetos. El primer sujeto realizó un rebote abajo, el segundo sujeto levantó la mayor carga (295 kg), y el tercer sujeto presentó el mayor movimiento hacia adelante de la rodilla. Las fuerzas de cizalla fueron generalmente más grandes en los ángulos de flexión de rodilla inferiores a 60°. La dirección de la fuerza de cizalla no fue especificada. Contrariamente a los resultados de varios estudios (2, 13, 17, 18, 20, 43, 58, 60), las fuerzas de cizalla disminuyeron en los ángulos de flexión de la rodilla mayores a aproximadamente 60°, y los valores de cizalla mínimos se produjeron en ángulos de flexión de rodilla de aproximadamente 90-117°. Los valores de cizalla mínimos fueron aproximadamente 600N para el sujeto que rebotó abajo, aproximadamente 120N para el sujeto que levantó el mayor peso y aproximadamente 1120N para el sujeto que presentó el mayor movimiento hacia adelante de la rodilla. El rebote en el fondo de la sentadilla aumentó aproximadamente 33% la fuerza de cizalla. Notablemente, el sujeto que levantó el mayor peso tenía fuerzas de cizalla más pequeñas y el levantador que tuvo el mayor movimiento hacia adelante de la rodilla presentó las mayores fuerzas de cizalla. Los resultados de este estudio indican que el movimiento de la rodilla hacia adelante, y el rebote produjeron fuerzas de cizallamiento más altas. Se pensaba que la rodilla era más

vulnerable en flexiones de rodilla superiores a 90° y los autores sugirieron que las fuerzas de cizalla podrían afectar los ligamentos de la rodilla. En los tres sujetos, se observó una relación inversa entre las fuerzas de compresión y las fuerzas de cizalla. Esto es contrario a lo observado en resultados de otros numerosos estudios (13, 17, 18, 20, 43, 60) que observaron que tanto la fuerza de cizalla como la fuerza de compresión aumentan a medida que aumenta la flexión de rodilla. Las fuerzas de compresión fueron generalmente más altas en los ángulos de flexión de rodilla más grandes (Tabla 1).

En el estudio de Dahlkvist et al. (13) los sujetos realizaron sentadilla profunda con el BW durante ascensos y descensos regulares, lentos y rápidos (Tabla 1). Los datos de la cinemática fueron registrados con un sistema de cámaras que filmaban a 50 Hz en el plano sagital del movimiento. Se utilizó una plataforma de fuerza para cuantificar los datos cinéticos, mientras que para estimar las fuerzas musculares de la rodilla se utilizó EMG. La cadencia para las fases de ascenso y descenso no fueron informadas. La fuerza en el ligamento rotuliano fue más alta durante el descenso que durante el ascenso. Se asumió que esto se debió a la mayor desaceleración necesaria durante el descenso para desacelerar el cuerpo. Además, tanto en la sentadilla lenta como en la rápida, las fuerzas medias de cizalla y de compresión fueron 15-35% mayores durante el descenso en comparación con el ascenso. Esto contradice los resultados de otros estudios realizados con sentadilla (17, 18, 20, 58, 60, 65), que observaron fuerzas de compresión y cizalla similares durante el descenso y el ascenso. Las fuerzas de cizalla y de compresión generalmente no fueron significativamente diferentes entre la sentadilla con BW lenta y rápida. El patrón general observado fue que, a medida que aumentaba la flexión de la rodilla, las fuerzas de compresión y de cizalla también aumentaban.

Toutoungi et al. (60) analizaron las fuerzas del ligamento cruzado durante sentadilla con BW (Tabla 1). Las fuerzas del LCP, que fueron generadas durante las fases de ascenso y descenso de la sentadilla, aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuían a medida que las rodillas se extendían. Las fuerzas del LCP fueron aproximadamente 0-500N cuando la flexión de la rodilla era 0 y 50° y aproximadamente 500-2700N entre 50 y 100°. Durante las fases de descenso y ascenso de la sentadilla, las fuerzas del LCP generalmente fueron inferiores a 100N cuando la flexión de la rodilla era de 40°, aumentaron exponencialmente cuando la flexión de la rodilla estaba entre 40 y 60° y luego aumentaron linealmente cuando la rodilla tenía una flexión de 60 a 100°. Por consiguiente, estos autores concluyeron que durante la rehabilitación del LCP no se deben realizar sentadilla con elevados ángulos de flexión de rodilla, porque la carga del LCP aumenta a medida que aumenta la flexión de la rodilla. En ángulos de flexión de rodilla entre 0 y 50° se generaron fuerzas despreciables del LCA de entre 0 y 28 N. Por consiguiente, estos autores sugirieron que la sentadilla serían un ejercicio seguro para realizar durante la rehabilitación del LCA. Notablemente, las magnitudes de las fuerzas del LCP a lo largo de la sentadilla fueron muy similares a las fuerzas de cizalla posteriores informadas por Dahlkvist et al. (13), quienes también analizaron la fuerza de la rodilla mientras se realizaban sentadilla con BW. Las fuerzas de máximas del LCP informadas por Toutoungi et al. (60) y Dahlkvist et al. (13) parecen anormalmente altas, considerando que los sujetos realizaron solo sentadilla con BW que requieren un esfuerzo mínimo. Estas fuerzas de cizalla posteriores máximas informadas por estos autores fueron aproximadamente 20-250% mayores que las fuerzas de cizalla posteriores máximas informadas por otros autores (3, 17, 18, 20, 43) cuyos sujetos realizaron sentadilla con barras con una resistencia externa de entre 339-2453 N.

Hattin et al. (20) analizaron el efecto de la carga, la cadencia y la fatiga en la fuerza de la articulación tibiofemoral durante la sentadilla con barras (Tabla 1). Los datos cinemáticos fueron captados a 50 Hz por un sistema de movimiento de tres cámaras, y los datos cinéticos fueron obtenidos mediante una plataforma de fuerza. Se emplearon las fuerzas dinámicas inversas y externas para calcular las fuerzas de la articulación de la rodilla. Se usaron tres condiciones de carga que fueron 15%, 22% y 30% del 1RM de cada sujeto. Se usaron dos cadencias diferentes: a) una cadencia lenta en la cual las fases de descenso y de ascenso duraron 2 seg cada una; y b) una cadencia rápida donde las fases de descenso y de ascenso duraron 1 seg cada una. Para evaluar la fatiga, se realizaron 50 repeticiones continuas con cada carga y cadencia, y fueron subdivididas en fases inicial, media y final. En las tres condiciones de carga, las fuerzas de cizalla máximas y las fuerzas de compresión máximas aumentaron 25-85% desde la fase inicial a la fase final, y las fuerzas de cizalla fueron las más afectadas por la fatiga. Por lo tanto, la fatiga durante la sentadilla puede aumentar la carga de los ligamentos cruzados. La fatiga se evidenció claramente cuando los sujetos estaban aproximadamente a mitad de camino de sus 50 repeticiones. Las fuerzas de cizalla y de compresión máximas medias fueron 15-30% superiores en la sentadilla con cadencia rápida que en la sentadilla con cadencia lenta, lo que sugiere que la sentadilla deben ser realizadas de manera lenta y controlada para minimizar las fuerzas de cizalla y de compresión. Las fuerzas de la rodilla fueron simétricas entre el descenso y el ascenso, y las fuerzas de cizalla y de compresión máximas se produjeron durante la flexión de rodilla máxima. Las fuerzas de cizalla mediolaterales fueron inferiores a 100N durante todas las condiciones y fases de la sentadilla y por consiguiente pueden ser descontadas.

Andrews et al. (2) calcularon las fuerzas de cizalla de la rodilla en sujetos que tenían experiencia en realizar tanto ejercicios de sentadilla con barras como sentadilla en máquina (Tabla 1). Se empleó un modelo de levantamiento bidimensional que utilizó fuerzas externas y dinámica inversa. La cadencia y las cargas fueron comparables durante ambos tipos de sentadilla. Cada sujeto utilizó tres condiciones de carga (40%, 60%, y 80% de su 4RM) y realizaron ascensos



rápidos (1 seg) y lentos (3 seg). El tiempo de descenso fue de 2 seg en todas las condiciones. En los ejercicios de sentadilla con barra y con máquina, la fuerza de cizalla máxima se produjo en la posición más baja de la sentadilla. Las fuerzas de cizalla fueron similares en la sentadilla con barra y la sentadilla en máquina pero permanecieron más tiempo en los valores máximos en los ejercicios de sentadilla en máquina. Los autores concluyeron que las fuerzas de cizalla fueron aproximadamente 30-40% más altas durante la sentadilla en máquina que durante la sentadilla con barra. En la sentadilla con barra y con máquina, las fuerzas de cizalla máximas fueron 10-20% más altas en la fase rápida del levantamiento que durante la fase lenta del mismo, lo que coincide con lo observado por Hattin et al. (20). Por lo tanto, las probabilidades de lesión para los ligamentos cruzados pueden ser mayores durante la sentadilla en máquina y durante los levantamientos rápidos.

Stuart et al. (58) emplearon cuatro cámaras de 60-Hz para recolectar datos de la cinemática y una plataforma de fuerza para recolectar los datos cinéticos durante sentadilla realizada con barra (Tabla 1). Las fuerzas externas e inerciales fueron consideradas para cuantificar las fuerzas de compresión y de cizalla. Las fuerzas de compresión fueron 60-75% del BW durante las fases de descenso y ascenso de la sentadilla. Las fuerzas de compresión y de cizalla considerablemente menores de este estudio en comparación con las de otros estudios (2, 3, 17, 18, 20, 43) se deben principalmente al menor peso levantado y a la omisión de las contribuciones de la fuerza muscular. Se observaron fuerzas de cizalla posteriores en todos los sujetos a lo largo de las fases de descenso y de ascenso. Estas fuerzas de cizalla aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyeron a medida que las rodillas se extendían. Los autores concluyeron que era poco probable que las magnitudes de la fuerza de cizalla calculadas pudieran perjudicar al LCP lesionado o reconstruido. Además, dado que no se observó ninguna fuerza de cizalla anterior, realizar sentadilla podría ser apropiado para los pacientes con problemas en el ligamento cruzado anterior (LCA).

## FUERZAS DE COMPRESIÓN PATELOFEMORAL

Las fuerzas de compresión patelofemoral producen tensión (fuerza de compresión dividida por el área de contacto) en el cartílago articular de la rótula y superficie rotuliana del fémur. Las fuerzas de compresión excesivas y la tensión, o la presencia repetida de fuerzas de baja magnitud y de tensión, puede contribuir con la degeneración patelofemoral y con las patologías patelofemorales, como la condromalacia de la rótula y la osteoartritis. Hay tres fuerzas que actúan en la rótula durante la sentadilla: 1) la fuerza del tendón del cuádriceps, 2) la fuerza del tendón rotuliano y 3) la fuerza de compresión patelofemoral. Durante la sentadilla, todas estas fuerzas son afectadas por el ángulo de flexión de la rodilla. Matemáticamente, la fuerza de compresión es más grande en los mayores ángulos de flexión de rodilla porque hay mayores componentes de fuerza del tendón del cuádriceps y del tendón rotuliano en la dirección de la compresión.

Las fuerzas de compresión patelofemoral surgen del contacto entre la superficie inferior de la rótula y los cóndilos femorales. Para ir de la flexión completa a la extensión completa, la rótula se desplaza caudalmente aproximadamente 7 centímetros, y el contacto femoral con la rótula se mueve cranealmente a medida que la rodilla se flexiona. Se ha observado que el contacto patelofemoral se produce inicialmente durante la flexión de la rodilla de 10 y 20° (24, 26) que es cuando la rótula empieza a deslizarse hacia la superficie rotuliana del fémur. El fémur hace el contacto con las facetas inferiores mediales y laterales aproximadamente en ángulos de flexión de la rodilla de 20 y 30°, con las facetas medias mediales y laterales entre aproximadamente 30 y 60°, con las facetas superiores mediales y laterales entre aproximadamente 60 y 90°, y con la faceta medial vertical "faceta odd" y la faceta superior lateral entre aproximadamente 90 y 135° (24, 26). En un ángulo de flexión de la rodilla de aproximadamente 90°, la faceta "odd" hace contacto por primera vez con el margen lateral del cóndilo medio (26). Dado que el contacto aumenta a medida que la rodilla continúa en la flexión completa, esta área es un sitio común de osteocondritis disecante.

En la actualidad, existen seis estudios (Tabla 1) que cuantificaron la fuerza de compresión patelofemoral durante la sentadilla dinámica (13, 17, 18, 43, 51, 68). En cuatro de estos estudios los sujetos levantaron aprox. 65-75% de su 1RM durante la sentadilla con barra (17, 18, 43, 68), mientras que en los otros dos se realizaron sentadilla con BW (13, 51). Escamilla et al. (17) emplearon modelos matemáticos de la rótula (42, 61, 62) para calcular las fuerzas de compresión como una función del ángulo de la rodilla durante la sentadilla con barra (Tabla 1). Las fuerzas de compresión aumentaron a medida que las rodillas se flexionaban, disminuían a medida que las rodillas se extendían y fueron ligeramente mayores durante la etapa de descenso que durante la etapa de ascenso. Durante el descenso se produjo una fuerza máxima de compresión de  $4548 \pm 1395\text{N}$  en un ángulo de flexión de rodilla de 85°, mientras que durante el ascenso se produjo una fuerza de compresión máxima de  $4042 \pm 955\text{N}$  cuando el ángulo de flexión de la rodilla era 95°. Debido a que las fuerzas de compresión máximas generalmente se producen cerca de la flexión de rodilla máxima, los individuos con afecciones patelofemorales deben evitar realizar sentadilla con ángulos grandes de flexión de rodilla. Sin embargo, realizar sentadilla en el rango funcional de flexión de la rodilla de entre 0 y 50° puede ser apropiado para los pacientes con desórdenes

patelofemorales, porque en este rango solo se generaron fuerzas de compresión patelofemorales bajas a moderadas.

Escamilla et al. (18) analizaron los efectos del grado de separación de los pies y del ángulo de los pies en la fuerza de compresión patelofemoral durante la sentadilla con barra (Tabla 1). No se observaron diferencias significativas en las fuerzas de compresión entre la postura con pies apuntando en línea recta hacia adelante y los pies apuntando hacia afuera con un ángulo de 30°. Las fuerzas de compresión aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyeron a medida que las rodillas se extendían. Los autores observaron un aumento del 15% en las fuerzas de compresión durante la postura con los pies mas separados (posición ancha) en comparación con la postura con los pies menos separados (posición estrecha) cuando el ángulo de flexión de la rodilla estaba entre 21 y 79° durante el descenso de la sentadilla. No observaron diferencias significativas en las fuerzas de compresión entre la posición estrecha y ancha durante la fase de ascenso de la sentadilla. Además, el descenso de la sentadilla generó una fuerza de compresión 8% mayor que el ascenso en los ángulos de flexión de rodilla más altos de entre 79 y 95°, mientras que el ascenso generó fuerzas de compresión 16-21% mas altas que el descenso cuando la sentadilla fueron realizadas en ángulos menores de flexión de rodilla situados entre 27 y 63°. A partir de estos datos podemos inferir que la posición estrecha debería ser seleccionada por encima de la posición ancha cuando el objetivo sea minimizar las fuerzas de compresión.

En el estudio de Wretenberg et al. (68) con levantadores de pesas y levantadores de potencia se cuantificaron las fuerzas de compresión (Tabla1). Los levantadores de potencia utilizaron una posición de sentadilla con barra baja en la que la barra se ubicó en la espalda aproximadamente 3-5 centímetros por debajo del nivel del acromion. Los levantadores de pesas utilizaron una posición de sentadilla con barra alta en la cual la barra se posicionó en la espalda aproximadamente al nivel del acromion. Las fuerzas de compresión generalmente aumentaron a medida que aumentaba la flexión de la rodilla. La gran disparidad en los valores normalizados entre levantadores de pesas y levantadores de potencia probablemente se deba a variaciones en la técnica tales como la ubicación de la barra, baja o alta. Los levantadores de potencia utilizan típicamente una posición de sentadilla con barra baja y una mayor inclinación del tronco hacia adelante que los levantadores de pesas. La razón principal para esto es levantar más peso, porque la poderosa musculatura del tronco (por ejemplo, erector espinal) y de la cadera (por ejemplo, glúteo máximo e isquiotibiales) tiene una mayor participación en esta posición que en la posición de sentadilla con barra alta utilizada por levantadores de peso, en la cual el tronco se mantiene más derecho. Por consiguiente, la posición de sentadilla con barra baja produce un mayor torque extensor de la cadera y un menor torque extensor de la rodilla que la sentadilla con barra alta. Los torques máximos extensores de la rodilla típicamente están entre 100 y 300N-m durante la sentadilla con barra (3, 17, 30, 36, 43, 58, 66, 68, 69). Dado que estos torques son torques resultantes (es decir, netos), ellos representan la suma de todos los torques flexores y extensores de la rodilla. Por ejemplo, un torque extensor de 500N-m y un torque flexor de 300N-m producen un torque resultante de 200 N-m. Por lo tanto, aunque sea tentador hacerlo, no se puede deducir que un menor torque extensor de la rodilla es equiparable a una menor fuerza de cuádriceps producida por levantadores de potencia. De hecho, una menor fuerza de cuádriceps explicaría por qué la fuerza de compresión patelofemoral máxima fue inferior en los levantadores de potencia, porque la fuerza del tendón del cuádriceps y la fuerza del tendón rotuliano también serían inferiores. Sin embargo, datos de EMG de Wretenberg et al. (68) demuestran una mayor actividad de cuádriceps y de isquiotibiales durante la sentadilla con barra baja en comparación con la sentadilla con barra alta. Dado que los isquiotibiales producen un torque flexor de la rodilla, sería necesario un mayor torque extensor de la rodilla. Así, para generar esta fuerza se necesitaría una mayor fuerza de cuádriceps. Además, la fuerza del gastrocnemio también puede hacer que el cuádriceps genere más fuerza durante la sentadilla, porque el gastrocnemio también genera un torque flexor de la rodilla por su papel dual como flexor de la rodilla y flexor plantar del tobillo. Durante la sentadilla se ha observado una actividad moderada del gastrocnemio (13, 17, 18) la cual es necesaria para controlar la flexión dorsal del tobillo durante el descenso y producir flexión plantar del tobillo durante el ascenso.

Nisell y Ekholm (43) realizaron un estudio con levantadores de potencia de competición en el cual determinaron las fuerzas de compresión durante la fase de ascenso de ejercicios de sentadilla con barra (Tabla 1). Al igual que los estudios anteriores de sentadilla con barra (17, 18, 68), la fuerza de compresión máxima se produjo cerca de la flexión de rodilla máxima y progresivamente fue disminuyendo a medida que las rodillas se extendían. Aunque la fuerza de compresión máxima media fue 7,2 veces el peso corporal (Tabla 1), cuando fue normalizada en función del peso corporal y la carga levantada, la fuerza de compresión máxima media fue casi idéntica a las fuerzas de compresión máximas medias informadas por Escamilla et al. (17, 18) y Wretenberg et al. (68).

Los últimos dos estudios que cuantificaron la fuerza de compresión patelofemoral fueron los de Dahlkvist et al. (13) y Reilly y Martens (51) en donde los sujetos realizaron sentadilla con el peso corporal (Tabla 1). Al igual que en los cuatro estudios anteriores (17, 18, 43, 68), la fuerza de compresión aumentó progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyó a medida que las rodillas se extendían, alcanzando el máximo cerca de la flexión de rodilla máxima. Los valores normalizados de los estudios de Dahlkvist et al. (13) y Reilly y Martens (51) fueron aproximadamente 4 veces mas altos que los valores normalizados de los estudios de Escamilla et al. (17, 18), Nisell y Ekholm (43) y Wretenberg et al. (68). Si bien algunas de estas grandes disparidades en los valores normalizados pueden deberse a las diferencias metodológicas entre los estudios, parece improbable que la sentadilla con peso corporal BW que exigen un esfuerzo relativamente pequeño

puedan generar las fuerzas de compresión máximas de 5500 a 6400-N informadas por Dahlkvist et al. (13) y Reilly y Martens (51).

Cuando se realizó sentadilla con cargas moderadas (65-75% de 1 RM), las fuerzas de compresión generadas durante la sentadilla con barra fueron 4-7 veces el peso corporal. Aunque estas cargas son más altas que las que los pacientes en rehabilitación utilizarían, son las cargas típicas que utilizan los atletas de fuerza y de potencia mientras realizan sentadilla con barra. Lamentablemente, en la actualidad no se sabe cual es el nivel de fuerzas de compresión y de tensión patelofemoral que es perjudicial para la articulación patelofemoral. Se ha observado que el contacto de la articulación patelofemoral es  $2,6 \pm 0,4$  cm<sup>2</sup> a 20° de flexión de rodilla,  $3,1 \pm 0,3$  cm<sup>2</sup> a 30°,  $3,9 \pm 0,6$  cm<sup>2</sup> a 60°,  $4,1 \pm 1,2$  cm<sup>2</sup> a 90° y  $4,6 \pm 0,7$  cm<sup>2</sup> a 120° (24). Utilizando estas áreas de contacto y los datos de fuerzas de compresión durante el ascenso de la sentadilla del trabajo de Escamilla et al. (17), la tensión en la articulación patelofemoral a 20°, 30°, 60° y 90° de flexión de la rodilla serían aproximadamente 1,15 MPa, 2,42 MPa, 7,69 MPa, y 11,6 MPa, respectivamente. Por consiguiente, las fuerzas de compresión y la tensión patelofemoral aumentan a medida que las rodillas se flexionan, alcanzando los valores máximos en ángulos de flexión de rodilla de aproximadamente 90-100°. Se ha demostrado que cuando se supera la flexión de 90-100°, la fuerza de compresión se mantiene relativamente constante (17, 18, 43). Por lo tanto, la tensión podría disminuir en ángulos de flexión de la rodilla más grandes, porque el área de contacto patelofemoral continúa incrementándose.

La tasa de incremento en la fuerza de compresión es máxima en flexión de la rodilla de aproximadamente 50-80° (17,18), generando así una fuerza patelofemoral proporcionalmente mayor comparada con los ángulos de flexión de rodilla más bajos. Por consiguiente, si se realizan la sentadilla dentro del rango funcional de 0 -50° de flexión de la rodilla se minimizarán las fuerzas de compresión y la tensión patelofemoral lo que puede ser eficaz para atletas o pacientes con patologías patelofemorales. Para atletas con rodillas sanas, realizar sentadilla con ángulos de flexión de rodilla más grandes (aproximadamente 90-110°) no debería ser problemático, siempre y cuando no utilicen cargas excesivamente pesadas. Éste podría ser un problema potencial para los levantadores de potencia y jugadores de fútbol americano que a menudo entrenan con cargas pesadas durante largos períodos de tiempo. Cuando se realizan sentadilla se debería emplear técnicas de periodización en las cuales el entrenamiento se divide en ciclos de intensidad leve, media y alta a lo largo del año.

## ACTIVIDAD MUSCULAR

Para determinar cuales músculos se desarrollan durante la sentadilla y en que grado lo hacen, es útil cuantificar la actividad muscular a través del uso de EMG. En la actualidad, se conocen 16 estudios en los cuales se ha cuantificado la actividad muscular sobre la rodilla durante sentadilla dinámica (6, 13, 17, 18, 25, 27, 34, 38, 40, 54, 55, 58, 65, 68-70). En once de estos estudios se realizó sentadilla con barra con carga externa (17, 18, 34, 40, 54, 55, 58, 65, 68-70), mientras que en los 5 estudios restantes (6, 13, 25, 27, 38) se realizó sentadilla con el peso corporal. Los principales músculos de la rodilla que se utilizan durante la sentadilla son los cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios y se piensa que la co-contracción entre estos músculos refuerza la estabilidad de la rodilla (15, 16, 31, 46, 47, 73, 74).

Escamilla et al. (17) y Wilk et al. (65) cuantificaron la actividad de cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios utilizando una carga de 12RM en 10 varones experimentados en la realización de sentadilla. La actividad de los cuádriceps aumentó progresivamente a medida que la rodilla se flexionaba y disminuyó a medida que las rodillas se extendían, y la actividad máxima se observó en ángulos de flexión de rodilla de aproximadamente 80-90°. Se observaron resultados similares en otros numerosos estudios (18, 27, 40, 55, 58, 69). La actividad de los cuádriceps se mantuvo bastante constante a 80-90° de flexión de la rodilla, algo que también ha sido observado en otros estudios (58, 68, 69). Por lo tanto, descender mas allá de la flexión de rodilla de 90°, que sería una posición de sentadilla casi paralela, no favorecería el desarrollo de los cuádriceps.

Escamilla et al. (17) informaron que los dos músculos vastos producían 40-50% más actividad que el recto femoral, lo que coincide con lo observado en datos sobre sentadilla de los estudios de Escamilla et al. (18), Wretenberg et al. (68,69) e Isear et al. (27). La menor actividad observada en el recto femoral en comparación con los músculos vastos podría deberse a su función biarticular como flexor de la cadera y extensor de la rodilla. Una mayor actividad del recto femoral aumentaría el torque flexor de la cadera, con un aumento concomitante en el nivel de torque extensor de cadera que se necesita para que los isquiotibiales, glúteos máximos y aductor mayor (fibras isquiales) extiendan la cadera. El recto femoral es probablemente más eficaz como extensor de la rodilla durante la sentadilla cuando el tronco está más derecho, porque está en una posición más alargada en comparación a cuando el tronco se inclina hacia adelante en la flexión de la cadera. Comparados entre sí, el vasto medial (VM) y el vasto lateral (VL) presentaron aproximadamente la misma actividad, lo que coincide con los resultados de otros estudios (18, 38, 55, 65).

La actividad de los isquiotibiales observada en los estudios de Escamilla et al. (17,18) y Wilk et al. (65) fue mayor en la etapa de ascenso de la sentadilla, y los isquiotibiales laterales presentaron una actividad total mayor a la de los isquiotibiales medios. Estos autores informaron una actividad máxima de los isquiotibiales entre aproximadamente 30 y 80% de la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC), lo que se producía en una flexión de rodilla cercana a los 50-70°. En contraste, la actividad máxima de los isquiotibiales observada en los estudios de Isear et al. (27), Ninos et al. (40), y Stuart et al. (58) fue aproximadamente a 12% de MVIC, 15% de MVIC y 20% de MVIC, respectivamente, y los valores máximos se dieron en flexiones de rodilla situadas entre 10 y 60°. La menor actividad de los isquiotibiales observada en estos estudios probablemente se deba a que los sujetos levantaron a un menor porcentaje de su 1RM. Los sujetos del estudio de Isear et al. (27) no utilizaron cargas externas, los sujetos de los estudios de Ninos et al. (40) y de Stuart et al. (58) levantaron cargas de 25% del BW y 28% del BW, respectivamente, mientras que en el estudio de Escamilla et al. (17,18) levantaron cargas de 140-160% del BW. Varios estudios han informado una mayor actividad en los isquiotibiales durante la etapa de ascenso que durante el descenso (17, 18, 27, 34, 40, 58). Dado que los isquiotibiales son músculos biarticulares, es difícil determinar si estos músculos actúan excéntricamente durante el descenso y concéntricamente durante el ascenso, como normalmente se cree. En realidad, podrían estar realmente trabajando casi isométricamente durante el ascenso y el descenso de la sentadilla, porque están simultáneamente acortándose en la rodilla y alargándose en la cadera durante el descenso, y alargándose en la rodilla y acortándose en la cadera durante el ascenso. Si efectivamente trabajan de manera excéntrica durante el descenso y concéntrica durante el ascenso, como tradicionalmente se cree, entonces los datos de los estudios anteriores coincidirían con los datos de Komi et al. (29), quienes observaron una menor actividad durante el trabajo excéntrico y una mayor actividad durante el trabajo concéntrico. En cualquier caso, probablemente los isquiotibiales no varían demasiado su longitud durante la sentadilla. Por lo tanto, de acuerdo con la relación longitud-fuerza en el músculo esquelético, la longitud constante permitiría a los isquiotibiales ser más eficientes en la generación de fuerza a lo largo del movimiento completo de la sentadilla.

Cuatro estudios analizaron la actividad y la fuerza del gastrocnemio durante la sentadilla (13, 17, 18, 27). Escamilla et al. (17) observaron una actividad moderada del gastrocnemio durante la sentadilla, que aumentaba progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuía a medida que las rodillas se extendían. Escamilla et al. (17) e Isear et al. (27) observaron la actividad máxima del gastrocnemio en los ángulos de flexión de rodilla entre 60 y 90°. Debido a que el tobillo realiza una flexión dorsal durante el descenso y una flexión plantar durante el ascenso, comúnmente se cree que el gastrocnemio se contrae excéntricamente durante el descenso para ayudar a controlar la tasa de flexión dorsal del tobillo, y concéntricamente durante el ascenso para colaborar en la flexión plantar de tobillo. Sin embargo, dado que el gastrocnemio es un músculo biarticular, su longitud no puede cambiar mucho a lo largo de la sentadilla, porque se acorta en la rodilla y se alarga en el tobillo durante el descenso, y se alarga en la rodilla y se acorta en el tobillo durante el ascenso.

Cuatro estudios han investigado los efectos de la variación en el ángulo de los pies sobre la actividad de cuádriceps, isquiotibiales y del gastrocnemio (18, 25, 40, 54). En el estudio de Escamilla et al. (18) 10 varones entrenados en levantamientos realizaron sentadilla con barra usando una carga de levantamiento de 12RM. Los dos ángulos de separación de pies que utilizaron fueron con los pies situados hacia adelante en línea recta y con los pies separados con un ángulo de 30°. No se observaron diferencias significativas entre los dos ángulos de separación de pies en la actividad de cuádriceps, isquiotibiales ni de gastrocnemios. En el estudio de Signorile et al. (54) 10 varones realizaron sentadilla con barra con una carga de 8 a 10RM con tres ángulos de separación de pies diferentes: a) pies apuntando en línea recta hacia adelante, b) los dedos de los pies apuntando hacia afuera hasta donde fuera posible (aproximadamente a 80° de la posición con los pies en línea recta hacia adelante) y c) los dedos de los pies apuntando hacia adentro y adelante aproximadamente a 30° de la posición con los pies en línea recta. Los autores no observaron diferencias significativas en la actividad de los VM, VL y recto femoral entre las tres ubicaciones de los pies. Ninos et al. (40) realizaron un estudio con 25 varones y mujeres que realizaron sentadilla (flexión de rodilla de 0-60°) con una carga equivalente al 25% del peso corporal utilizando dos ángulos de separación de pies diferentes: a) posición neutra seleccionada por los sujetos y b) pies colocados hacia afuera con un ángulo de 30° respecto de la posición neutra. No se observaron diferencias significativas en la actividad de los cuádriceps (VM y VL) o isquiotibiales (semimembranosos, semitendinosos y bíceps femoral) entre los dos ángulos de separación de los pies. Hung y Gross (25) analizaron los efectos de los tacos en los pies sobre la actividad del vasto medial oblicuo (VMO) y del VL. En el estudio se varió el ángulo del pie cambiando la inversión y eversión de la parte anterior del pie en lugar de variar la aducción y abducción de la parte anterior del pie. Dieciséis sujetos realizaron sentadilla con una pierna (con una flexión de rodillas de 0-50°) en una superficie nivelada con un ángulo medial de 10° y con un ángulo lateral de 10°. No se observó ninguna diferencia EMG significativa en la relación VMO:VL entre las tres posiciones de ángulos del pie. Por lo tanto, los datos de estos estudios demuestran que la variación en los ángulos del pie no afectan la actividad de los cuádriceps, isquiotibiales o gastrocnemios durante la sentadilla.

Hasta el momento se conocen cuatro estudios que han investigado los efectos del ancho de la posición (posición estrecha versus posición ancha) en la actividad de los músculos de la rodilla durante la sentadilla (1, 18, 34, 59). Escamilla et al. (18) observaron que la actividad del gastrocnemio era 21% mayor en la posición estrecha comparada con la posición ancha de sentadilla con barra. Además, estos autores no informaron ninguna diferencia significativa en la actividad de cuádriceps

o de los isquiotibiales entre la sentadilla realizadas con posición estrecha y la ancha, lo que coincide con los datos de EMG obtenidos por McCaw y Melrose (34) cuyos sujetos levantaron cargas relativas similares (60-75% 1RM) y utilizaron posiciones estrechas y anchas similares. Tesch (59), usando imágenes de resonancia magnética (MRI) inmediatamente después de realizar la sentadilla, tampoco observó ninguna diferencia en la actividad de cuádriceps o de isquiotibiales entre la posición de sentadilla estrecha y la ancha. Anderson et al. (1) no observaron ninguna diferencia significativa en las relaciones VMO:VL entre la posición estrecha y ancha durante la sentadilla con peso corporal, pero observaron relaciones VMO:VL significativamente mayores a medida que aumentaba el ángulo de flexión de la rodilla (0-30°, 0-60°, 0-90°). Estos resultados implican que los ángulos de flexión de la rodilla crecientes durante la sentadilla con el peso corporal producen una mayor actividad del VMO en relación al VL. Un estudio adicional (6) investigó los efectos de mover los pies hacia adelante mientras se realizaba un ejercicio de sentadilla en máquina. Este autor informó que la posición del pie más adelantada durante la sentadilla en máquina aumentó la actividad de los cuádriceps y de los isquiotibiales.

## ESTABILIDAD DE LA RODILLA

La estabilidad de la rodilla es fundamental para mejorar el rendimiento y el entrenamiento de un atleta, minimizar el potencial de lesión o para mejorar la rehabilitación de la rodilla de un paciente. Rotación interna normal de la tibia durante la flexión de la rodilla y la rotación externa de la tibia en la extensión de la rodilla (es decir, *screw home mechanism*) que se producen cuando el pie es libre de realizar cambios de movimiento durante el ejercicio de sentadilla. En cambio, el fémur tiende a girar externamente durante la flexión de la rodilla e internamente durante la extensión de la rodilla. A medida que el fémur gira externamente durante el descenso, la tibia también intenta girar externamente. Esto concuerda con lo observado por Costigan y Reid (12), quienes demostraron que durante la sentadilla la tibia genera un torque de rotación externo contra la tierra durante la flexión de la rodilla y un torque de rotación interno durante la extensión de la rodilla. Los movimientos de flexión, extensión, rotación interna y rotación externa de la rodilla durante la sentadilla se apoyan en parte en los ligamentos cruzados y colaterales que ayudan a proporcionar estabilidad en la rodilla. El LCA y LCP proporcionan estabilidad anteroposterior a la rodilla, mientras que el MCL y LCL proporcionan estabilidad mediolateral a la rodilla. Para cuantificar la estabilidad anteroposterior y mediolateral de la rodilla es posible utilizar artrómetros de ligamentos de rodilla que miden la traslación anteroposterior y mediolateral de la tibia en relación al fémur. Esto es importante porque un valor de traslación de rodilla anteroposterior o mediolateral excesivo podría indicar inestabilidad de la rodilla debida al daño en los ligamentos cruzados o colaterales. Hasta la fecha, contamos con siete estudios que analizaron la forma en que la sentadilla dinámicas afectan la estabilidad anteroposterior o mediolateral de la rodilla (5, 10, 21, 28, 37, 49, 57).

Klein (28) realizó un análisis de como el ejercicio de sentadilla "profunda" afectaba la estabilidad anteroposterior y mediolateral de la rodilla. Una sentadilla profunda se ejecuta cuando la cara posterior del muslo entra en contacto con la pantorrilla y típicamente ocurre cuando el ángulo de flexión de la rodilla es de aproximadamente 130 y 150°. Esta es la forma en que típicamente los levantadores de pesas de competición realizan la sentadilla, porque es lo de que ocurre durante la porción de "cargada" del ejercicio de "envión" (*clean and jerck*). Klein (28) investigó por primera vez la tensión en los ligamentos cruzados y colaterales durante la sentadilla profundas, y realizó una comparación entre un grupo que realizó sentadilla profunda y un grupo control. El grupo de sentadilla profunda estaba formado por 128 levantadores de peso de competición que realizaban sentadilla profunda durante el entrenamiento y las competencias. El grupo control estaba integrado por 386 que provenían de las clases de gimnasia iniciales de levantamiento de pesas, basquetbol y gimnasia de las universidades locales. Ninguno de los sujetos del grupo control había realizado sentadilla profunda previamente. Comparando los resultados dentro del grupo de sentadilla profunda, el LCL se estiró mucho más que el MCL. Mas aún, se observó una inestabilidad 19,4% superior en el LCL derecho en comparación con la inestabilidad del MCL derecho y una inestabilidad 12% superior en el LCL izquierdo en comparación con la inestabilidad del MCL izquierdo. Comparado con el grupo control, el grupo que realizó la sentadilla profundas presentó a) una inestabilidad 61% superior en dos o más ligamentos de ambas piernas; b), una mayor inestabilidad en el MCL de las piernas derecha e izquierda de 46% y 58%, respectivamente; c) una mayor inestabilidad del LCL en las piernas derecha e izquierda de 67% y 59%, respectivamente y d) una mayor inestabilidad del LCA en las piernas derecha e izquierda de 16% y 25%, respectivamente. Aunque en este estudio el LCP no fue analizado, Klein (28) conjeturó que el LCP podría estar anormalmente tensionado durante la sentadilla profundas debido a la acción de "*jacking apart*" que se produce dentro de la articulación debido a que la musculatura posterior del muslo posterior entra en contacto con los músculos de la pantorrilla en la posición de fondo de la sentadilla. En efecto esto cambia el centro de rotación en algún lugar de la articulación de la rodilla hacia el punto de contacto entre el muslo y los músculos de la pantorrilla. Éstos resultados obtenidos *in vivo* coinciden con datos obtenidos en cadáveres. Usando 64 rodillas cadavéricas, Klein (28) observó que el MCL se estiró en promedio aproximadamente 8% de su longitud original, mientras que el LCL se estiró en promedio aproximadamente 13% de su longitud original durante la flexión extrema de la rodilla. A partir de estos datos cadavéricos, Klein (28) concluyó que el LCL y MCL son susceptibles

a lesión y estiramiento anormal durante la sentadilla profunda. Además, Klein (28) sugirió que a medida que el fémur rota externamente durante el descenso, los meniscos están obligados a desplazarse posteriormente, lo que provoca que las porciones posteriores de los meniscos queden comprimidas entre los cóndilos tibial y femoral. A medida que el fémur gira internamente al principio del ascenso, el menisco medio posterior es forzado hacia el centro del espacio de la articulación. Esto puede tensionar el menisco medio interno, lo que puede producir una ruptura. El menisco medial también puede romperse debido a la tensión de torsión aplicada al MCL, sobre todo con la rotación interna severa del fémur en relación a la tibia. Debido a que el MCL está unido al menisco medio, una tensión de torsión en el MCL puede romper o desprender al menisco medio de su cápsula fibrosa adyacente. La parte de este menisco desprendido puede trasladarse hacia el centro del espacio de la articulación y puede alojarse entre los cóndilos femorales y tibiales. Esto puede bloquear la rodilla en una posición flexionada impidiendo la extensión completa. Sobre la base de estos datos *in vivo* y cadavéricos, Klein (28) recomendó que se utilicen sentadilla paralela en lugar de sentadilla profunda, porque la sentadilla profunda pueden producir efectos perjudiciales en los ligamentos cruzados y colaterales. Muchos especialistas en fuerza y acondicionamiento también recomiendan las sentadilla paralela por encima de la sentadilla profunda debido a los efectos perjudiciales que la sentadilla profunda ejerce sobre la estabilidad de la rodilla (9).

Meyers (37) reprodujo el estudio realizado por Klein (28) con sentadilla profunda usando el mismo instrumento de medición del ligamento colateral medio-lateral para medir la estabilidad del ligamento colateral. Sesenta y nueve varones fueron asignados al azar a ocho grupos de tratamiento diferentes que realizaron variaciones de la sentadilla profunda y paralelas con cargas y velocidades bajas y altas. Todos los sujetos entrenaron en días alternados 3 días por semana durante 8 semanas. En cada sesión de entrenamiento cada sujeto realizó una serie de 10 repeticiones, y un total de 240 repeticiones en las 8 semanas. Todos los sujetos realizaron una evaluación pre test una semana antes de empezar su programa de entrenamiento y una evaluación post test una semana después de finalizar el entrenamiento. No se encontraron diferencias significativas dentro de ninguno de los ocho grupos de tratamiento en la inestabilidad del ligamento colateral y en la flexibilidad de la articulación de la rodilla, pero el nivel de estiramiento en el LCL disminuyó en las comparaciones pre vs post test tanto en la sentadilla profunda como en la sentadilla paralela. Contrariamente a los resultados de Klein, estos datos sugirieron que tanto la sentadilla profunda como la sentadilla paralela no eran perjudiciales para la estabilidad de la rodilla.

Henning et al. (21) determinaron *in vivo* con instrumentos la elongación del LCA durante una media sentadilla con una sola pierna realizada con un ángulo de flexión de rodilla situado entre 20-90°. En este estudio participaron dos sujetos que habrían sufrido un esguince de grado II de su LCA. La elongación del LCA se expresó en relación a la elongación de las fibras utilizando una fuerza de 357N durante la prueba de Lachman. La sentadilla de una sola pierna produjo una elongación de hasta 21% en la elongación en el test de Lachman. En contraste, la caminata normal produjo una elongación de 36% en la elongación del test de Lachman, mientras que trotar a 2,24 m/seg en una cinta rodante nivelada produjo una elongación de 63% en la elongación del test de Lachman, y los ejercicios de extensión parcial de rodilla produjeron una elongación de 100% en la elongación del test de Lachman. Debido a que la sentadilla generaron una tensión en el LCA menor que la generada por la caminata o el trote, se concluyó que la sentadilla era un ejercicio de riesgo bajo para la rehabilitación del LCA. Tal como se discutió previamente, Beynnon et al. (5) también observaron *in vivo* fatiga mínima en el LCA durante la sentadilla en ángulos de flexión de rodilla entre 20-60°.

Steiner et al. (57) utilizaron un dispositivo comercial de laxitud de rodillas para medir la laxitud anteroposterior de la rodilla justo antes y justo después de realizar la sentadilla, de jugar al básquetbol y de correr. En el estudio se formaron cuatro grupos de sujetos (37 varones y 18 mujeres) con rodillas sanas, integrados por controles sedentarios, levantadores de potencia que realizaban sentadilla, jugadores de básquetbol y corredores de fondo. Los nueve sujetos del grupo control fueron evaluados antes y después de un intervalo de tiempo de 2 h. Veinticuatro atletas realizaron la sentadilla de tipo *powerlifting*, levantando un promedio de 1,6 veces su peso corporal en un promedio de 24 repeticiones. Diez jugadores de básquetbol fueron evaluados antes e inmediatamente después de una práctica activa de 1,5 h, y 12 corredores de fondo fueron evaluados 30 min antes e inmediatamente después de una carrera regulada de 10 km. Los cambios porcentuales entre las determinaciones pre- test y post-test en la laxitud anterior, laxitud posterior y laxitud anteroposterior total, respectivamente, fueron 1%, 4% y 3% para el grupo control, 5%, -3%, y 2% para los levantadores de potencia, 19%, 18%, y 19% para los jugadores básquetbol y 20%, 19%, y 19% para los corredores de fondo. Se observaron aumentos significativos en la laxitud anteroposterior en los grupos de jugadores de básquetbol y de corredores de fondo (aumento promedio de 0,5 mm en la laxitud anterior y aumento de 0,6 mm en la laxitud posterior) pero no se observaron cambios significativos en los grupos de levantadores de potencia y control. Los levantadores de potencia presentaron el menor cambio porcentual en la laxitud anteroposterior total, y una disminución en la laxitud posterior en las mediciones pre vs post-test. También se analizó entre los grupos la laxitud anteroposterior en reposo. Los corredores de fondo presentaron una laxitud anterior significativamente menor a la de todos los otros grupos, mientras que los levantadores de potencia presentaron una laxitud posterior significativamente menor a la de todos los otros grupos. Debido a que la mayor laxitud anteroposterior se observó en los jugadores de básquetbol y en los corredores de fondo, se dedujo que la elevada carga de compresión impuesta sobre la rodilla durante la sentadilla de tipo *powerlifting* podría haber facilitado las bajas laxitudes anteroposteriores observadas.

Chandler et al. (10) analizaron la forma en que el ejercicio de sentadilla afecta la estabilidad anteroposterior de la rodilla. Este estudio estuvo dividido en dos partes: 1) un estudio de 8 semanas de entrenamiento con sentadilla y 2) un estudio descriptivo con levantadores de potencia y levantadores de pesas. En la primera parte, participaron voluntariamente 100 varones y mujeres. Fueron divididos en tres grupos: a) grupo que realizó media sentadilla, b) grupo que realizó sentadilla paralela y c) grupo control. Ningún sujeto tenía antecedentes de lesiones en ligamentos o cartílagos. Veintisiete levantadores de potencia y 28 levantadores de pesas integraron dos grupos adicionales para la parte 2 de este estudio. Los grupos que realizaron sentadilla paralela y media sentadilla fueron los únicos grupos que realizaron un programa de periodización del entrenamiento de la fuerza. Se evaluó la estabilidad de la rodilla en todos los sujetos con un artrómetro de ligamentos de rodilla con una flexión de rodilla de 30° y 90°. Las medidas se realizaron antes (pre), durante (medio) y luego (post) del intervalo de entrenamiento. Para cuantificar la estabilidad de las rodillas se utilizaron las pruebas de cajón anterior (fuerza aplicada de 69-88 N), cajón posterior (fuerza aplicada de 88 N), cajón manual máximo y el test de cajón activo del cuádriceps. En la primera parte de este estudio, la única diferencia significativa en las pruebas realizadas con flexión de rodilla de 30° se observó en el cajón posterior. Todos los grupos evaluados presentaron un desplazamiento significativamente mayor del cajón posterior de la rodilla en las determinaciones post-test en comparación con las determinaciones pre-test. Estos resultados apoyan los datos biomecánicos de la sentadilla que muestran una carga del LCP baja a moderada a lo largo del movimiento de la sentadilla pero sólo una carga mínima o ausencia de carga sobre el LCA (5, 13, 17, 18, 20, 43, 58, 60, 65). Durante la flexión de la rodilla de 90°, los varones presentaron un desplazamiento significativamente menor en las pruebas de cajón anterior y posterior. En la segunda parte de este estudio en la cual se compararon los grupos de levantadores con el grupo control, los levantadores de potencia y los levantadores de pesas presentaron las rodillas más estables en el test de cajón activo del cuádriceps a 90°. En el cajón anterior a 90°, los levantadores de potencia presentaron rodillas más firmes que el grupo control, mientras que el grupo de levantadores de pesas no presentó ninguna diferencia significativa con los levantadores de potencia y controles. Cuando los grupos fueron subdivididos por habilidad, los levantadores de pesa con poca capacidad presentaron rodillas significativamente más firmes que controles en el cajón activo del cuádriceps, en el ángulo de flexión de rodillas de 90°. Debido a que las diferencias significativas observadas eran todas inferiores a 2 mm, quizás el programa de 8 semanas, con 2-3 veces por semana no fue lo suficientemente largo para producir cambios significativos. Sin embargo, esto le da una mayor importancia a los resultados obtenidos en la segunda parte de este estudio. Los levantadores de pesas y de potencia eran todos levantadores de competición exitosos y habían levantado cargas pesadas durante muchos años. Notablemente, el grupo control que tenía muy poca o ninguna experiencia en realizar sentadilla, presentó consistentemente las rodillas más relajadas. Además, los levantadores de potencia tuvieron rodillas más firmes que los controles en siete de las nueve mediciones, mientras que los levantadores de pesas presentaron mayor firmeza que los controles en cuatro de las nueve mediciones. Los autores concluyeron que la sentadilla no tuvieron efectos negativos en la estabilidad de la rodilla y pueden ser consideradas seguras en lo que se refiere a no causar estiramiento permanente de los ligamentos.

Panariello et al. (49) evaluaron el efecto del ejercicio de sentadilla en la traslación anteroposterior de la rodilla en los jugadores profesionales de fútbol americano. Treinta y dos sujetos con rodillas normales participaron en un programa de acondicionamiento de 21 semanas en el cual se realizaron sentadilla paralela. Se utilizaron dos ciclos de entrenamiento periodizado durante las 21 semanas. El primer ciclo tuvo una duración de 12 semanas, e inmediatamente continuó con un ciclo de 9 semanas. La sentadilla se realizaron dos veces por semana, y los sujetos realizaron un promedio de 32 repeticiones por sesión y levantaron un promedio de 130-200% del peso corporal. Un artrómetro de ligamentos de rodilla KT-1000 (Medmetric S.A., San Diego, CA) se utilizó para medir la estabilidad anteroposterior la rodilla. Las dos rodillas de cada sujeto fueron evaluadas pasivamente y activamente a 30° y 90° de flexión de la rodilla antes de comenzar el programa de entrenamiento, al final del ciclo de 12 semanas y al final del ciclo de 9 semanas. Se realizaron pruebas del cajón anterior pasivas con 67N (15 lbs), 89N (20 lbs), y 133N (30 lbs) de fuerza, y se realizaron pruebas del cajón posterior pasivas con 67N y 89N de fuerza. Las pruebas activas fueron realizadas con contracciones isométricas voluntarias máximas de los cuádriceps e isquiotibiales. Se compararon los valores medios del cajón anterior y posterior entre el comienzo del programa de entrenamiento y el fin del ciclo de 12 semanas, entre el fin del ciclo de 12 semanas y el fin del ciclo de 9 semanas y entre el comienzo del programa de entrenamiento y el fin del ciclo de 9 semanas. No se observaron diferencias significativas entre ninguno de los pares de mediciones pre y post, y tampoco se observaron diferencias significativas en la traslación anteroposterior de la rodilla en los atletas que utilizaron sentadilla como parte de su régimen de entrenamiento. Por lo tanto, los autores concluyeron que la sentadilla es un ejercicio seguro para incluir en el programa de entrenamiento de los atletas.

## CONCLUSIONES

Esta revisión analizó la biomecánica de la rodilla durante el ejercicio de sentadilla dinámica. Durante la sentadilla se generaron fuerzas de cizalla posteriores bajas a moderadas, reguladas principalmente por el LCP. Además, se observaron

fuerzas de cizalla anteriores bajas entre los 0 y 60° de flexión de la rodilla, reguladas principalmente por el LCA. Por lo tanto, la sentadilla pueden ser un ejercicio eficaz para emplear después de una lesión o reconstrucción del LCA y también puede ser apropiada con cargas livianas después de lesión o reconstrucción del LCP. Durante la sentadilla se produjeron fuerzas de compresión tibiofemoral y patelofemoral bajas a altas. Las fuerzas de compresión tibiofemoral ayudan a resistir las fuerzas de cizalla anteroposteriores y la traslación. La fuerza de compresión patelofemoral excesiva puede producir patologías tales como condromalacia u osteoartritis. La fuerza de compresión patelofemoral, la fuerza de compresión tibiofemoral y las fuerzas de cizalla tibiofemorales aumentaron progresivamente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyeron a medida que las rodillas se extendían, alcanzando los valores máximos cerca de la flexión de rodilla máxima. Por lo tanto, entrenar sentadilla en el rango funcional entre 0 y 50° de flexión de la rodilla puede ser apropiado para muchos pacientes que realizan rehabilitación de la rodilla. Para los atletas que poseen rodillas sanas se recomienda la realización de sentadilla paralela por encima de la sentadilla profunda, porque la probabilidad de lesionar los meniscos, los ligamentos cruzados y los ligamentos colaterales se incrementa con la sentadilla profunda. La sentadilla no compromete la estabilidad de la rodilla y puede aumentar la estabilidad si se realizan correctamente. Finalmente, la sentadilla pueden ser eficaces para desarrollar la musculatura de la cadera, rodilla, y tobillo, porque durante la misma se produce una actividad moderada a alta del cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios. La actividad muscular aumentó progresivamente generalmente a medida que las rodillas se flexionaban y disminuyó a medida que las rodillas se extendían, lo que apoya la sugerencia de que los atletas realicen sentadilla paralela en lugar de media sentadilla.

Muchos atletas de fuerza y de potencia entrenan con sentadilla con barra baja para desarrollar principalmente los extensores de la cadera y del tronco. En contraste, muchos atletas usan la sentadilla con barra alta para favorecer un mayor desarrollo del cuádriceps y un menor desarrollo de los extensores de la cadera y del tronco. Además, debido a que la sentadilla con barra alta es más parecida al movimiento de sentadilla que se realiza durante el ejercicio de envión, es la preferida por los levantadores de pesas. La técnica de sentadilla con barra baja puede ser deseable para atletas o pacientes en rehabilitación que quieren realizar sentadilla pero desean minimizar la fuerza de compresión patelofemoral. Mas aun, se ha informado que la posición de sentadilla con barra baja de mayor inclinación del tronco hacia adelante disminuye la tensión potencial sobre el LCA, en parte debido a la mayor actividad del isquiotibial y a la menor actividad del cuádriceps (47). Por ello, realizar sentadilla con una mayor inclinación del tronco hacia adelante puede ser apropiado para aquéllos cuya meta es minimizar la tensión sobre el LCA. Además, la mayor inclinación del tronco hacia adelante también minimiza el movimiento de la rodilla hacia adelante que se ha demostrado que aumenta las fuerzas de cizallamiento de la rodilla (3). Lamentablemente, una mayor inclinación del tronco hacia adelante puede aumentar el riesgo de lesión de la musculatura de la espalda y de las estructuras ligamentosas.

## REFERENCIAS

1. ANDERSON, R., C. COURTNEY, and E. CARMELI (1998). EMG analysis of the vastus medialis/vastus lateralis muscles utilizing the unloaded narrow-and wide-stance squats. *J. Sport Rehabil.* 7:236-247.
2. ANDREWS, J. G., J. G. HAY, and C. L. VAUGHAN (1983). Knee shear forces during a squat exercise using a barbell and a weight machine. In: *Biomechanics VIII-B*, H. Matsui and K. Kobayashi (Eds.). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, pp. 923-927.
3. ARIEL, B. G (1974). Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy loads. In: *Biomechanics IV*, R. Nelson and C. Morehouse (Eds.). Baltimore: University Park Press, pp. 44-52.
4. AUNE, A. K, L. NORDSLETTEN, S. SKJELDAL, J. E. MADSEN, and A. EKELAND (1995). Hamstrings and gastrocnemius co-contraction protects the anterior cruciate ligament against failure: an in vivo study in the rat. *J. Orthop. Res.* 13:147-150.
5. BEYNNON, B. D., R. J. JOHNSON, B. C. FLEMING, C. J. STANKEWICH, P. A. RENSTROM, and C. E. NICHOLS (1997). The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension: a comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am. J. Sports Med.* 25:823-829.
5. SIGNORILE, J. F., K. KWIATKOWSKI, J. F. CARUSO, and B. ROBERTSON (1995). Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *J. Strength Condit. Res.* 9:182-187.
6. BLANPIED, P. R (1999). Changes in muscle activation during wall slides and squat-machine exercise. *J. Sport Rehabil.* 8:123-134.
7. BUTLER, D. L., F. R. NOYES, and E. S. GROOD (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee: A biomechanical study. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 62:259-270.
8. CASTLE, T. H, Jr., F. R. NOYES, and E. S. GROOD (1992). Posterior tibial subluxation of the posterior cruciate-deficient knee. *Clin. Orthop.* 284:193-202.
9. CHANDLER, J. T., and M. H. STONE (1991). The squat exercise in athletic conditioning: a review of the literature. *Nati. Strength Condit. Assoc. J.* 13(5):51-60.
10. CHANDLER, T. J., G. D. WILSON, and M. H. STONE (1989). The effect of the squat exercise on knee stability. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21:299-303.
11. COOPER, D. E., X. H. DENG, A. L. BURSTEIN, and R. F. WARREN (1993). The strength of the central third patellar tendon graft: a



- biomechanical study. *Am. J. Sports Med.* 21:818-824.
12. COSTIGAN, P. A., and J. G. REID (1985). Radial torque of the tibia during a deep knee bend. In: *Biomechanics IX-B*, D. A. Winter (Ed.). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, pp. 420-423.
  13. DAHLKVIST, N. J., P. MAYO, and B. B. SEEDHOM (1982). Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engl. Med. Ll* (2):69-76.
  14. DRAGANICH, L. E., and J. W. VAHEY (1990). An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J. Orthop. Res.* 8:57-63.
  15. DRAGANICH, L. F., R. J. JAEGER, and A. R. KRALJ (1989). Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 71:1075-1081.
  16. DURSELEN, L., L. CLAES, and H. KIEFER (1995). The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am. J. Sports Med.* 23:129-136.
  17. ESCAMILLA, R. F., G. S. FLEISIG, N. ZHENG, S. W. BARRENTINE, K. E. WILK, and J. R. ANDREWS (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:556-569.
  18. ESCAMILLA, R. F., N. ZHENG, G. S. FLEISIG, et al (1997). The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29(5):S156.
  19. HARNER, C. D., J. W. XEROGEANES, G. A. LIVESAY, et al (1995). The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. *Ligament morphology and biomechanical evaluation. Am. J. Sports Med.* 23:736-745.
  20. HATTIN, H. C, M. R. PIERRYNOWSKI, and K. A. BALL (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21:613-618.
  21. HENNING, C. E., M. A. LYNCH, and K. R. GLICK, Jr (1985). An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.* 13:22-26.
  22. HERZOG, W., and L. J. READ (1993). Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J. Anat.* 182(Pt2):213-230.
  23. HSIEH, H. H, and P. S. WALKER (1976). Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 58:87-93.
  24. HUBERTI, H. H., and W. C. HAYES (1984). Patellofemoral contact pressures. *The influence of q-angle and tendofemoral contact. J. Bone Joint Surg. [Am.]* 66:715-724.
  25. HUNG, Y. J., and M. T. GROSS (1999). Effect of foot position on electro-myographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 29:93-105.
  26. HUNGERFORD, D. S., and M. BARRY (1979). Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin. Orthop.* 144:9-15.
  27. ISEAR, J. A., Jr., J. C. ERICKSON, and T. W. WORRELL (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29:532-539.
  28. KLEIN, K. K (1961). The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. *JAPMR* 15(1):6-11.
  29. KOMI, P. V., M. KANEKO, and O. AURA (1987). EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *Int. J. Sports Med.* 8(Suppl. 1):22-29.
  30. LANDER, J. E., B. T. BATES, and P. DEVITA (1986). Biomechanics of the squat exercise using a modified center of mass bar. *Med. Sci. Sports Exerc.* 18:469-478.
  31. Li, G., T. W. RUDY, M. SAKANE, A. KANAMORI, C. B. Ma, and S. L.-Y. Woo (1999). The importance of quadriceps and hamstrings muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J. Biomech.* 32:395-400.
  32. LUTZ, G. E., R. A. PALMITIER, K. N AN, and E. Y. CHAO (1993). Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J. Bone Joint Surg. Am.* 75:732-739.
  33. MARKOLF, K. L., W. L. BARGAR, S. C. SHOEMAKER, and H. C. AMSTUTZ (1981). The role of joint load in knee stability. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 63:570-585.
  34. MCCAW, S. T., and D. R. MELROSE (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31:428-436.
  35. MCLAUGHLIN, T. M., C. J. DILLMAN, and T. J. LARDNER (1977). A kinematic model of performance in the parallel squat by champion powerlifters. *Med. Sci. Sports Exerc.* 9:128-133.
  36. MCLAUGHLIN, T. M., T. J. LARDNER, and C. J. DILLMAN (1978). Kinetics of the parallel squat. *Res. Q.* 49:175-189.
  37. MEYERS, E. J (1971). Effect of selected exercise variables on ligament stability of the knee. *Res. Q.* 42:411-422.
  38. MIRZABEIGI, E., C. JORDAN, J. K. GRONLEY, N. L. ROCKOWITZ, and J. PERRY (1999). Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. *Am. J. Sports Med.* 27:50-53.
  39. MORE, R. C, B. T. KARRAS, R. NEMAN, D. FRITSCHY, S. L. WOO, D. M. and DANIEL (1993). Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist: an in vitro study. *Am. J. Sports Med.* 21:231-237.
  40. NINOS, J. C, J. J. IRRGANG, R. BURDETT, and J. R (1997). WEISS. *Electro-myographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 25:307-315.
  41. NISELL, R (1985). Mechanics of the knee: a study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 216:1-42.
  42. NISELL, R., and J. EKHOLM (1985). Patellar forces during knee extension. *Scand. J. Rehabil. Med.* 17(2):63-74.
  43. NISELL, R., and J. EKHOLM (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand J. Sports Sci.* 8(2):63-70.
  44. NISELL, R., G. NEMETH, and H. OHLSEN (1986). Joint forces in extension of the knee: analysis of a mechanical model. *Acta Orthop. Scand.* 57(1):41-46.
  45. NOYES, F. R., D. L. BUTLER, E. S. GROOD, R. F. ZERNICKE, and M. S. HEFZY (1984). Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 66:344-352.

46. O'CONNOR, J. J (1993). Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J. Bone Joint Surg. Br.* 75:41-48.
47. OHKOSHI, Y., K. YASUDA, K. KANEDA, T. WADA, and M. YA-MANAKA (1991). Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am. J. Sports Med.* 19:605-611.
48. ORTIZ, G. J., H. SCHMOTZER, J. BERNBECK, S. GRAHAM, J. E. TIBONE, and C. T. VANGSNES, Jr (1998). Isometry of the posterior cruciate ligament: effects of functional load and muscle force application. *Am. J. Sports Med.* 26:663-668.
49. PANARIELLO, R. A., S. I. BACKUS, and J. W. PARKER (1994). The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players. *Am. J. Sports Med.* 22:768-773.
50. RACE, A., and A. A. AMIS (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J. Biomech.* 27:13-24.
51. REILLY, D. T., and M. MARTENS (1972). Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop. Scand.* 43:126-137.
52. SHELBOURN, K. D., and P. NITZ (1990). Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 18: 292-299.
53. SHOEMAKER, S. C, and K. L. MARKOLF (1985). Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees: an in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 67:136-146.
55. SIGNORILE, J. F., B. WEBER, B. ROLL, J. F. CARUSO, I. LOWENSTEYN, and A. C. PERRY (1994). An electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. *J. Strength Condit. Res.* 8:178-183.
56. SINGERMAN, R., J. BERILLA, M. ARCHDEACON, and A. PEYSER (1999). In vitro forces in the normal and cruciate-deficient knee during simulated squatting motion. *J. Biomech. Eng.* 121:234-242.
57. STEINER, M. E., W. A. GRANA, K. CHILLAG, and E. SCHELBERG-KARNES (1986). The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *Am. J. Sports Med.* 14:24-29.
58. STUART, M. J., D. A. MEGLAN, G. E. LUTZ, E. S. GROWNEY, and K. N. AN (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 24:792-799.
59. TESCH, P. A (1993). Muscle Meets Magnet. *Stockholm: PA Tesch AB*, pp. 50-51
60. TOUTOUNGI, D. E., T. W. Lu, A. LEARDINI, F. CATANI, and J. J. O'CONNOR (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin. Biomech.* 15:176-187.
61. van EIJDEN, T. M., E. KOUWENHOVEN, J. VERBURG, and W. A. WEIJS (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *J. Biomech.* 19:219-229.
62. van EIJDEN, T. M., E. KOUWENHOVEN, and W. A. WEIJS (1987). Mechanics of the patellar articulation: effects of patellar ligament length studied with a mathematical model. *Acta Orthop. Scand.* 58:560-566.
63. van EIJDEN, T. M., W. A. WEIJS, E. KOUWENHOVEN, and J. VERBURG (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anat.* 129:310-314.
64. WICKIEWICZ, T. L., R. R. ROY, P. L. POWELL, and V. R. EDGERTON (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop.* 179: 275-283.
65. WILK, K. E., R. F. ESCAMILLA, G. S. FLEISIG, S. W. BARRENTINE, J. R. ANDREWS, and M. L. BOYD (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am. J. Sports Med.* 24:518-527.
66. WILSON, J. M., and D. G. E. ROBERTSON (1988). Analysis of biomechanical principles in weighted deep knee bends. In: *Fifth Biennial Conference and Human Locomotion Symposium of the Canadian Society for Biomechanics, Ottawa, Ontario, Canada*, pp. 174-175:
67. Woo, S. L., J. M. HOLLIS, D. J. ADAMS, R. M. LYON, and S. TAKAI (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am. J. Sports Med.* 19:217-225.
68. WRETENBERG, P., Y. FENG, and U. P. ARBORELIUS (1996). High-and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28:218-224.
69. WRETENBERG, P., Y. FENG, F. LINDBERG, and U. P. ARBORELIUS (1993). Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise. *Scand J. Med. Sci. Sports* 3:244-250.
70. WRIGHT, G. A., T. H. DELONG, and G. GEHLSSEN (1999). Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curls, stiff-leg deadlift, and back squat movements. *J. Strength Condit. Res.* 13:168-174.
71. YACK, H. J., C. E. COLLINS, and T. J. WHIELDON (1993). Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am. J. Sports Med.* 21:49-54.
72. YACK, H. J., L. A. WASHCO, and T. WHIELDON (1994). Compressive forces as a limiting factor of anterior tibial translation in the ACL-deficient knee. *Clin. J. Sports Med.* 4:233-239.
73. YASUDA, K, and T. SASAKI (1987). Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: the force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin. Orthop.* 220:275-283.
74. YASUDA, K., and T. SASAKI (1987). Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. *Clin. Orthop.* 220: 266-274.
75. ZERNICKE, R. F., J. GARHAMMER, and F. W. JOBE (1977). Human patellar-tendon rupture: a kinetic analysis. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 59A:179-183.
76. ZHENG, N., G. S. FLEISIG, R. F. ESCAMILLA, and S. W. BARRENTINE (1998). An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J. Biomech.* 31:963-967.

## Cita Original

Escamilla R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med. Sci. Sports Exerc*, Vol. 33, No. 1, pp. 127-141, 2001.