

CAPÍTULO

AVANCE DE LA TUBEROSIDAD TIBIAL

Randy J. Boudrieau

26

INTRODUCCIÓN

El avance de la tuberosidad tibial fue descrito por primera vez por Maquet, cuya premisa era que el aumento en la eficiencia del mecanismo del cuádriceps provocaría una posterior disminución de la presión retrorrotuliana, aliviando así el dolor asociado en la articulación rotuliano-femoral en humanos (Maquet 1976). Otros efectos posibles en la biomecánica de la articulación femorotibial incluyen la evidencia que en la articulación de la rodilla hay presente una fuerza de cizalladura tibiofemoral variable, la cual está dirigida anterior o posteriormente dependiendo del ángulo de extensión o flexión de la articulación de la rodilla (y del ángulo del tendón rotuliano [PTA]), respectivamente (Nisell 1985), y que la magnitud y la dirección de la fuerza de cizalladura tibiofemoral están determinadas por la PTA (Nisell *et al.* 1986; Figura 26.1). Varios estudios biomecánicos en humanos han demostrado el aumento en la inestabilidad traslacional de la articulación de la rodilla como resultado de variaciones en la pendiente de la meseta tibial (TPS; Giffin *et al.* 2004), la carga axial (Li *et al.* 1998), y el ángulo de flexión de la rodilla (Nisell *et al.* 1989). En un reciente modelo tridimensional (3-D) de elementos finitos no lineales de la rodilla humana en el que se evaluó el procedimiento Maquet, se encontró que éste era efectivo en disminuir las fuerzas de contacto femorotibiales en la extensión de la articulación de la rodilla además de disminuir la presión retrorrotuliana (Shirazi-Adl y Mesfar 2007). Asimismo, se han observado cambios en las fuerzas de cizalladura tibiofemorales dependiendo del ángulo de flexión de la rodilla, el cual induce más o menos estrés en los ligamentos cruzados anterior y posterior dependiendo de la cantidad de avance de la tuberosidad tibial (Shirazi-Adl y Mesfar 2007). Se ha sugerido y confirmado por varios estudios experimentales que hay una relación entre el avance de la tuberosidad tibial, la flexión/extensión de la articulación de la rodilla, las fuerzas de cizalladura tibiofemoral, la presión retrorrotuliana (incluyendo las fuerzas de contacto femorotibiales), y la fuerza del tendón rotuliano (Maquet 1976; Nakamura *et al.* 1985; Nisell 1985; Nisell *et al.* 1986; Nisell *et al.* 1989; Li *et al.* 1998; Giffin *et al.* 2004; Shirazi-Adl y Mesfar 2007).

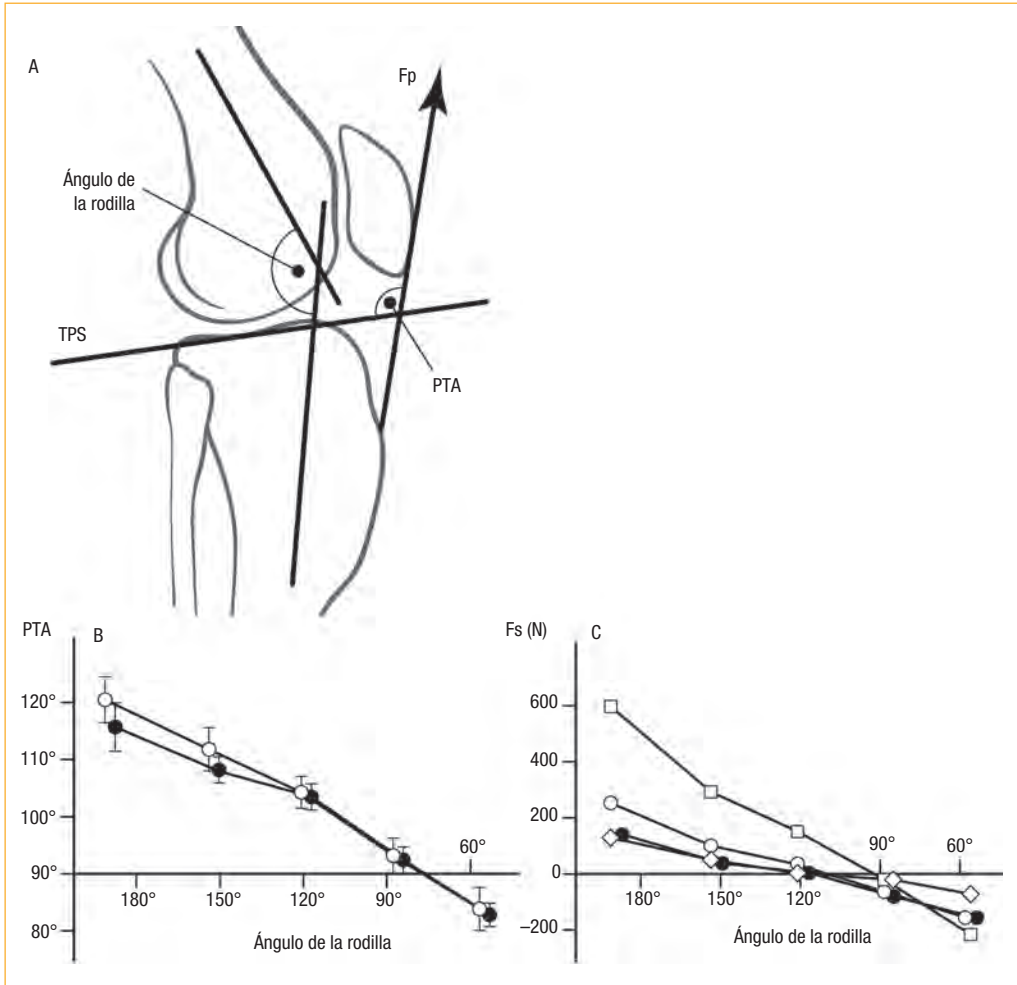


Figura 26.1. (A) Referencias anatómicas del estudio radiográfico y morfológico de la rodilla. Se muestra la fuerza del tendón rotuliano (Fp), la cual es aproximadamente de la misma magnitud y dirección que la de la fuerza compresiva femorotibial, y resulta en una cantidad variable de fuerza de cizalladura tibiofemoral dependiendo del ángulo de flexión de la rodilla y de la pendiente de la meseta tibial (TPS), influyendo ambos en el ángulo del tendón rotuliano (PTA). (B) La relación entre el PTA (eje de las y) y el ángulo de flexión de la rodilla (eje de las x); apréciase que el PTA = 90° en el ángulo de flexión de la rodilla ~100°; se muestran los intervalos de confianza al 95% de las medias para los hombres (círculos llenos) y para las mujeres (círculos abiertos). (C) Las fuerzas de cizalladura tibiofemoral (Fs; eje de las y) durante la extensión isométrica de la rodilla en varios ángulos de flexión de la rodilla (eje de las x) para los hombres (círculos llenos) y para las mujeres (símbolos vacíos). Durante la extensión de la rodilla, aplicación de fuerzas externas dirigidas posteriormente de 100N (cuadrados y círculos) y 50N (rombos) contra la tibia anterior a 0,4, 0,2, y 0,2 m distal a la meseta tibial, respectivamente. Los valores positivos (Fs) indican que la tibia tiende a deslizarse anteriormente en relación al fémur (cizalladura anterior tibiofemoral). Reproducido y modificado a partir de Nisell (1985), publicado por Taylor y Francis.

BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

Basándose en los datos publicados por Maquet y Nisell, Montavon y Tepic propusieron que una situación parecida ocurría en el perro, y que el avance de la tuberosidad tibial (TTA) neutralizaría las fuerzas de cizalladura tibiofemorales craneales en una articulación de rodilla deficiente en ligamento cruzado craneal (LCCr) en el perro (Maquet 1976; Nisell *et al.* 1986; Montavon *et al.* 2002; Tepic *et al.* 2002). Se ha sugerido que un TPA de 90° es el punto de cruce en 135° de extensión de la articulación de la rodilla, de esta forma la técnica de TTA se ha desarrollado para alcanzar este PTA (Figura 26.2). Estas suposiciones se han validado en cuatro modelos experimentales desde entonces (Apelt *et al.* 2007; Miller *et al.* 2007; Kipfer *et al.* 2008; Hoffmann *et al.* 2009). Estos modelos se han usado para evaluar las fuerzas de cizalladura tibiofemorales craneales ya sea indirectamente con una subluxación tibial craneal (Apelt *et al.* 2007; Miller *et al.* 2007; Kipfer *et al.* 2008) o directamente con un avance craneal de la tibia bajo varias condiciones de carga (Hoffmann *et al.* 2009) (Figura 26.3).

Para evaluar la reducción de la presión retrorrotuliana y la fuerza del tendón rotuliano, se empleó un modelo de reconstrucción 3-D de elementos finitos no lineales de la articulación, el cuál estaba basado en una articulación de rodilla de un cadáver humano. El análisis confirmó no solo la disminución en las fuerzas de contacto femorrotulianas

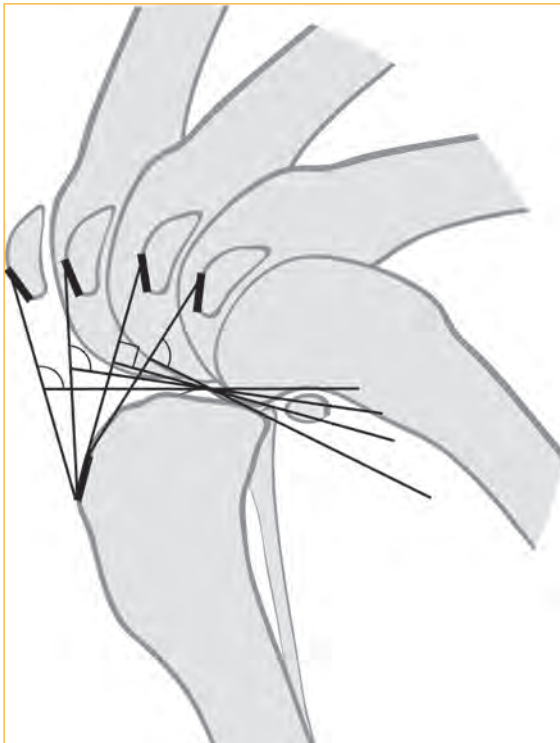


Figura 26.2. Representación esquemática de la flexión de la articulación de rodilla con respecto al PTA. En máxima extensión, la PTA es $>90^\circ$, y en máxima flexión el PTA es $<90^\circ$. Hay un punto en el que el PTA es de 90° , el cual se denomina punto de “cruce” (ver Figura 26.1C, $F_s=0,0$). En este punto, no hay presentes ni fuerzas de cizalladura tibiofemorales craneales ni caudales. La premisa del avance de la tuberosidad tibial (TTA), de acuerdo con Tepic, es alterar la geometría de la tibia proximal de tal forma que el PTA se mantiene a $\leq 90^\circ$ a lo largo del rango de movimiento de la articulación de la rodilla durante la carga de peso; el TTA cambiará el PTA y moverá el punto de cruce de tal forma que $F_s = 0,0N$ cuando el PTA = 90° cuando la articulación de la rodilla está en extensión máxima. La flexión adicional de la articulación de la rodilla asegura que la F_s siempre es $\leq 0,0N$ y el PTA $\leq 90^\circ$. Así, el PTA se mantiene $\leq 90^\circ$ a lo largo del rango de movimiento de la articulación de la rodilla durante la carga de peso. Comparar con la Figura 26.5. Reproducido a partir de Boudrieau (2009), con el permiso de Wiley-Blackwell.

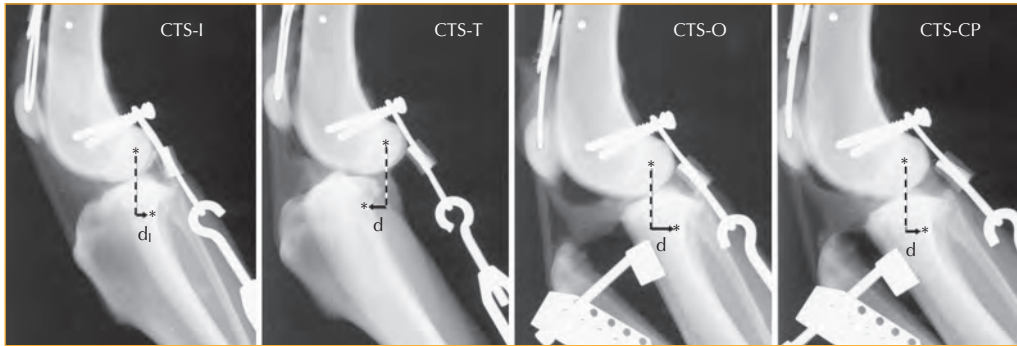


Figura 26.3. Imágenes radiográficas laterales de la subluxación tibial craneal (CTS) en una articulación de rodilla con carga en un modelo experimental de compresión de la extremidad: antes de la sección (CTS-I) del ligamento cruzado craneal (LCCr), después de la sección del LCCr (CTS-T), después del avance de la tuberosidad tibial tras un avance máximo de la tuberosidad tibial (CTS-O), y en el punto crítico del avance de la tuberosidad tibial (CTS-CP) (El punto crítico para la distancia de avance de la tuberosidad tibial en este modelo se define como la posición a una revolución antes de que ocurra la inestabilidad de la articulación de la rodilla). La CTS se define como “d” en cada figura: $CTS-T/CTS-O/CTS-CP=d-d_i$, donde d_i (flecha) es la distancia horizontal entre la marca tibial (*) y la vertical que discurre a través de la marca femoral (línea discontinua) en el LCCr intacto (el LCCr intacto es la posición de referencia), y d es la misma distancia horizontal (flechas) para cada respectiva posición (CTS-T, CTS-O, y CTS-CP). En este espécimen, la CTS-T fue positiva, la CTS-O fue negativa, y la CTS-CP fue ligeramente negativa. Reproducida a partir de Apelt *et al.* (2007), con el permiso de Wiley-Blackwell.

tras la TTA, sino también de las fuerzas de contacto femorotibiales con la articulación de la rodilla en extensión (Shirazi-Adl y Mesfar 2007). Recientemente se ha demostrado experimentalmente una disminución en la presión retrorrotuliana tras la TTA en el perro (Hoffmann *et al.* 2009). Teóricamente, esta disminución en la fuerza puede proteger el cartílago articular de la rótula y el fémur de lesiones posteriores. Se han evaluado las presiones de contacto femorotibiales y su localización *in vitro* empleando un modelo experimental de una articulación de la rodilla con una deficiencia en LCCr, el cual demostró una disminución del ~40% en el área de contacto con un aumento asociado del 100% en la presión máxima; además, se ha encontrado que el posicionamiento de la presión máxima se desvía caudalmente (Kim *et al.* 2009). El TTA parece reestablecer el contacto y presión femorotibial normal (Kim *et al.* 2009), la cual puede salvar al menisco de un riesgo de traumatismo tras la TTA (Figura 26.4). El trabajo de Kim *et al.* (2009) también sugiere que debido a que la TTA no modifica la geometría de la articulación, y la distribución de presiones permanece esencialmente inalterada, podría haber menor desarrollo de osteoartritis conforme avanza el tiempo. Todos estos hallazgos podrían apoyar a los estudios clínicos que insinúan una ausencia de problemas en el tendón rotuliano y las superficies articulares tras la TTA (Hoffman *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein y Schmoekel 2008; Kim *et al.* 2009).

Debido a que el PTA resultante es crucial para la determinación de la cantidad de TTA, se ha sugerido que la PTA se determina de forma más precisa por el método de la tangente común (PTA^{CT}) (Dennler *et al.* 2006; Schwandt *et al.* 2006; Boudrieau 2009) oponiéndose al método que emplea el ángulo de la meseta tibial (PTA^{TPA}) (Boudrieau

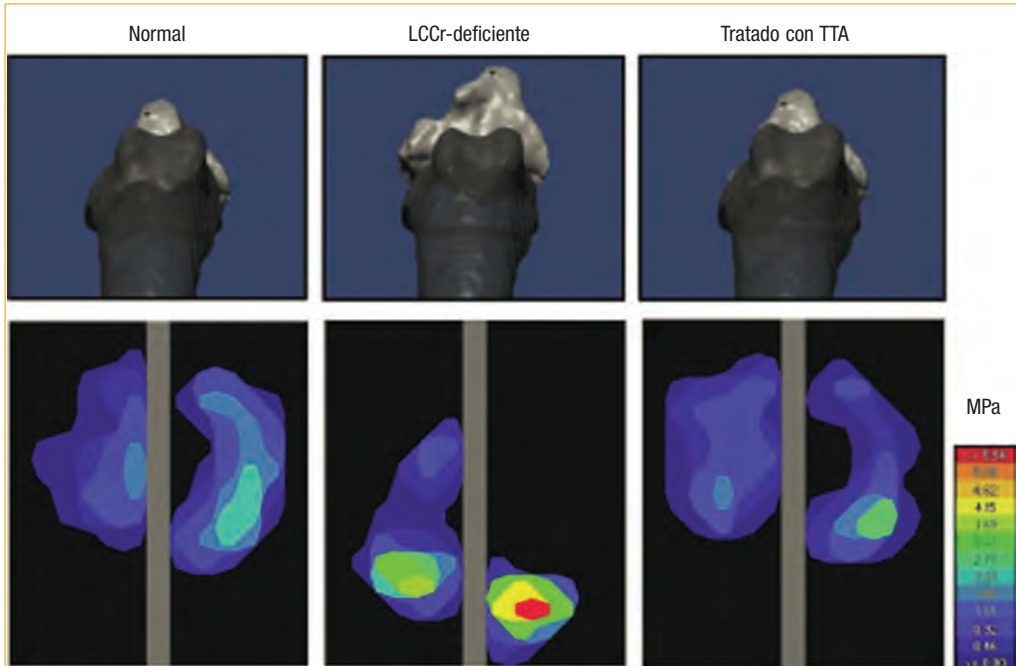


Figura 26.4. Proyección axial de modelos óseos ilustrando representaciones tridimensionales normales, con deficiencias en el ligamento cruzado craneal (deficiente en LCCr) y avance de la tuberosidad tibial (rodillas tratadas con TTA), con los correspondientes mapas de contacto representativos de cada condición evaluada. La tibia (gris claro) está desplazada cranealmente y rotada internamente con respecto al fémur (gris oscuro) tras la resección del LCCr; la representación femorotibial de las rodillas normales y las tratadas con TTA son similares. La sección del LCCr resultó en una desviación caudal, reducción del área, y aumento de la presión de contacto femorotibial; los patrones de contacto TTA son similares a los normales. Izquierda: lateral; arriba: craneal. Reproducido a partir de Kim *et al.* (2009), con el permiso de Wiley-Blackwell.

2009; Hoffmann *et al.* 2009). Se ha propuesto que el primer método es más preciso clínicamente ya que tiene en cuenta las relaciones anatómicas entre los cóndilos femorales y la meseta tibial, contrariamente a la relación estática de la meseta tibial con el tendón rotuliano (Boudrieau 2009; Figura 26.5). Basándose en estas suposiciones, se ha recomendado este método para el uso clínico (2007 Veterinary Symposium – The Surgical Summit; Pre-Symposium Laboratories: TTA Laboratory; Chicago, IL). Se ha demostrado experimentalmente que este concepto se sustenta observándose una menor variabilidad con el PTA^{CT} versus el PTA^{TPA} cuando se compara con el objetivo de 90° de PTA (Hoffmann *et al.* 2009).

SELECCIÓN DEL PACIENTE PARA LA TTA

Deberían considerarse varios factores específicos de la configuración anatómica de la extremidad antes de la selección de esta técnica quirúrgica (Boudrieau 2009).

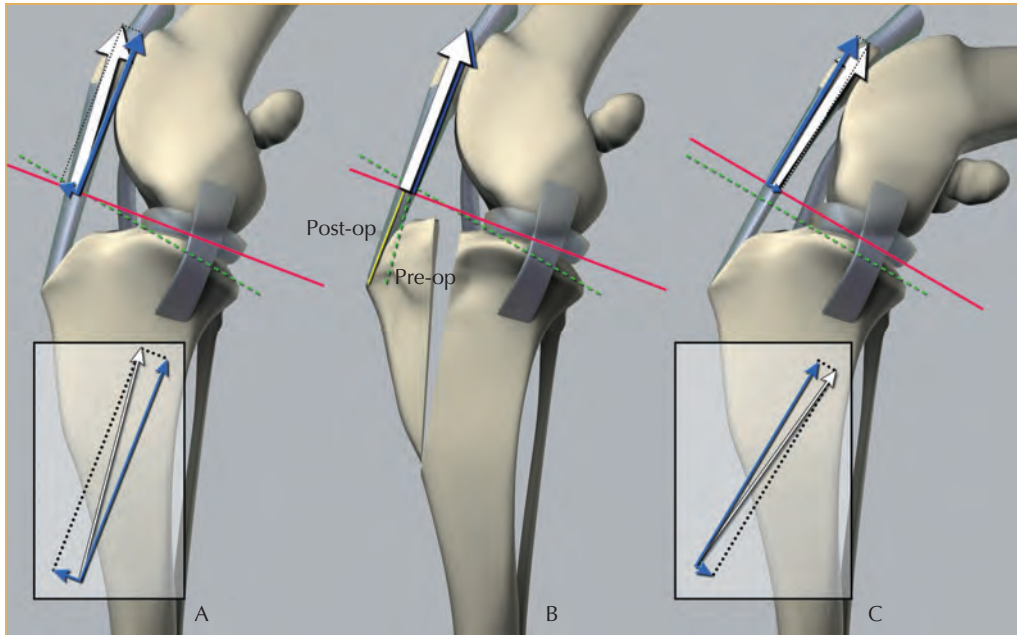


Figura 26.5. Representación esquemática de las fuerzas tibiofemorales en la articulación de la rodilla, según Tepic, antes (A) y después (B) del avance de la tuberosidad tibial (TTA). La fuerza compresiva resultante (flechas blancas grandes) a través de la articulación de la rodilla es paralela al tendón rotuliano. Empleando la tangente común en el punto de contacto tibiofemoral como línea base (línea roja continua), de forma que el fémur pueda moverse a lo largo de esta superficie si hay una deficiencia en el ligamento cruzado craneal (LCCr), la fuerza resultante puede desglosarse en sus dos componentes ortogonales (flechas azules pequeñas), una perpendicular y una paralela a la meseta tibial. La última representa la fuerza de cizalladura tibiofemoral. Si el ángulo de la tuberosidad tibial se avanza cranealmente hasta que el ángulo del tendón rotuliano (PTA) se reduce a 90° , el vector de la fuerza de cizalladura tibiofemoral tiende a cero, y la fuerza de compresión de la articulación y la fuerza resultante se transforman en una única y misma. Apréciase que la fuerza de cizalladura tibiofemoral craneal es más pequeña que la que se representa con el PTA usando la pendiente de la meseta tibial (TPS), la cual viene indicada por la línea de puntos verdes. Apréciase que la tangente común y la TPS son similares en la articulación de la rodilla en flexión (C). Los cuadros clarifican los vectores de fuerza representados en los esquemas del modelo óseo. Compárese con la Figura 26.2. Reproducido a partir de Boudrieau (2009), con el permiso de Wiley-Blackwell.

PUNTO DE INSERCIÓN BAJO VERSUS ELEVADO DEL TENDÓN ROTULIANO

La tuberosidad tibial puede estar en mayor riesgo de sufrir una posible fractura con la TTA en casos de punto de inserción bajo del tendón rotuliano, ya que se aplica una placa más pequeña en la cresta tibial y la posición habitual de la caja intercalada está por encima de la posición más proximal de la placa con poco hueso presente que actúe como soporte (curiosamente, esta conformación podría ser más adecuada para una osteotomía de nivelación de la meseta tibial (TPLO), ya que hay un mayor contrafuerte de soporte de la tuberosidad tibial con mayor cantidad de rotación de la meseta tibial). En perros con un punto de inserción elevado, es preferible la TTA, ya que se le puede aplicar a la cresta tibial una placa de TTA más grande, y la caja intercalada que se coloca en el hueco permanece apuntalada con una cantidad de hueso adecuada. Finalmente, las placas más

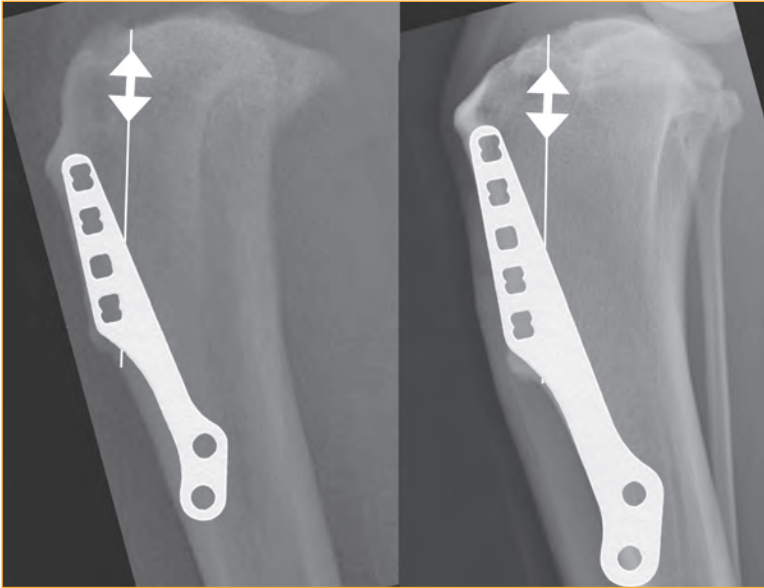


Figura 26.6. Radiografías laterales de la articulación de la rodilla mostrando la variación entre los puntos de inserción del tendón rotuliano en la tuberosidad tibial. (A) Tuberosidad tibial con un punto de inserción bajo, y (B) tuberosidad tibial con un punto de inserción elevado. Se debe aplicar una placa de menor tamaño cuando se dispone de una menor distancia de la tuberosidad tibial. El resultado es un aumento de las fuerzas en cada varilla del peine; además, la longitud total de la placa es más corta, creando potencialmente un estrés sobre el extremo distal de la osteotomía y sobre los tornillos puestos para asegurar el extremo distal de la placa (recuerden que la tuberosidad se desvía proximalmente al realizar el avance para mantener la posición de la rótula). Además, la posición de la caja (flecha de doble cabeza) proporciona mayor soporte de contrafuerte a la tuberosidad, y también apuntala el anclaje proximal de la placa cuando hay presente un punto de inserción elevado.

grandes dispersan mejor todas las fuerzas hacia la cresta tibial (Figura 26.6). Sin embargo, no hay estudios clínicos o experimentales que apoyen estas suposiciones.

ÁNGULO EXCESIVO DE LA MESETA TIBIAL

Los casos donde hay un excesivo ángulo de la meseta tibial no son propicios para realizar TTA. El PTA deseado es 90° , pero alcanzar este ángulo en tales casos probablemente requeriría de un avance más allá del que se obtiene con los implantes disponibles actualmente (la máxima anchura de la caja para el hueco de la osteotomía es de 15 mm). Quizás, como más importante, hay una deformidad conformacional de la articulación con un ángulo de la meseta tibial excesivo que lo coloca en un ángulo relativo de hiperextensión a pesar de que la extremidad en sí no esté en extensión (Figura 26.7). La TTA no corrige esta anomalía. El ángulo máximo de meseta tibial para realizar un TTA aún está por determinar. No hay información publicada referente a los ángulos de meseta tibial en perros con TTA, aunque se han descrito procedimientos realizados con éxito en perros con un TPS de $\sim 30^\circ$ y se ha propuesto de forma anecdótica que los ángulos $>30^\circ$ proba-

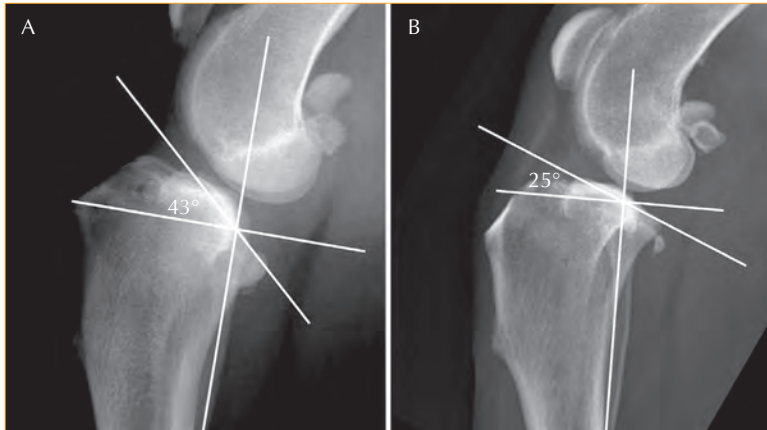


Figura 26.7. Radiografías laterales de la articulación de la rodilla mostrando las diferencias en la conformación anatómica de la tibia proximal, de forma que el ángulo de meseta tibial (TPA) se considera excesivo (A) en 43° o dentro de los límites normales (B) en 25° . Esta deformación conformacional del ángulo de la articulación de la rodilla, pone la articulación en la imagen (A) en una posición relativamente hiperextendida (comparado con la imagen (B)). Avanzar la tuberosidad tibial no corrige esta hiperextensión ya que el TPA se mantiene inalterado. Reproducido de Boudrieau (2009), con permiso de Wiley-Blackwell.

blemente no sean adecuados para una TTA (2007 Veterinary Symposium – The Surgical Summit; Pre-Symposium Laboratories: TTA Laboratory, Chicago, IL).

DEFORMIDADES ANGULARES Y DE TORSIÓN DE LAS EXTREMIDADES

Las deformidades angulares y de torsión de las extremidades se pueden tratar con TTA; sin embargo, se requiere una osteotomía por separado para corregir cualquier varus, valgus o torsión tibial. El inconveniente de realizar una osteotomía por separado es que la cara medial del hueso ya tiene una placa de TTA posicionada en el tercio proximal de la superficie tibial medial, lo que interfiere con la posterior fijación medial adicional con una placa. Aunque se podría colocar una placa estándar sobre la placa fina de TTA, esto no se recomienda. Por lo tanto, generalmente no se recomienda realizar una TTA bajo estas circunstancias.

LUXACIÓN DE RÓTULA

La luxación de rótula que requiere de una transposición de la tuberosidad tibial puede ser idónea para la realización de un TTA, ya que cualquier transposición que se desee puede realizarse simultáneamente con el avance. En este caso, la placa de TTA se dobla ligeramente para conformar la nueva cresta tibial transpuesta lateralmente (o medialmente). La alteración en la técnica quirúrgica ocurre con la aplicación de la caja. Por ejemplo, en una luxación de rótula medial, donde la cresta tibial se mueve lateralmente, la “oreja” caudal de la caja se empotra en la tibia proximal, o bien la “oreja” craneal de la caja se eleva por encima de la superficie de la tuberosidad tibial interponiendo algunas arandelas, o se

realizan ambos procedimientos (Figura 26.8). Una fijación complementaria en general es innecesaria. Esta técnica ha sido descrita recientemente (2007 Veterinary Symposium – The Surgical Summit; Pre-Symposium Laboratories: TTA Laboratory, Chicago, IL), y se ha presentado su resumen en una serie de casos (Fitzpatrick *et al.* 2007).

TAMAÑO DEL PACIENTE

El TTA se ha realizado en perros tan pequeños como de 5 kg hasta perros tan grandes como de 92 kg (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007). La limitación del tamaño depende de la disponibilidad de implantes del tamaño apropiado (placas de dos a ocho agujeros, y anchuras de caja de 3 a 15 mm – Kyon, Zürich, Switzerland). Se fabrican implantes en una gran variedad de tamaños, de manera que así pueden emplearse en perros de casi cualquier talla. En algunos casos, en los perros de raza muy grandes, una limitación del TTA puede ser la gran distancia (>15mm) de TTA que se requiere (no necesariamente en los perros más pesados, sino en los perros más altos, por ejemplo el Gran Danés) (Burns y Boudrieau 2008). La caja más ancha disponible actualmente para soportar el hueso de

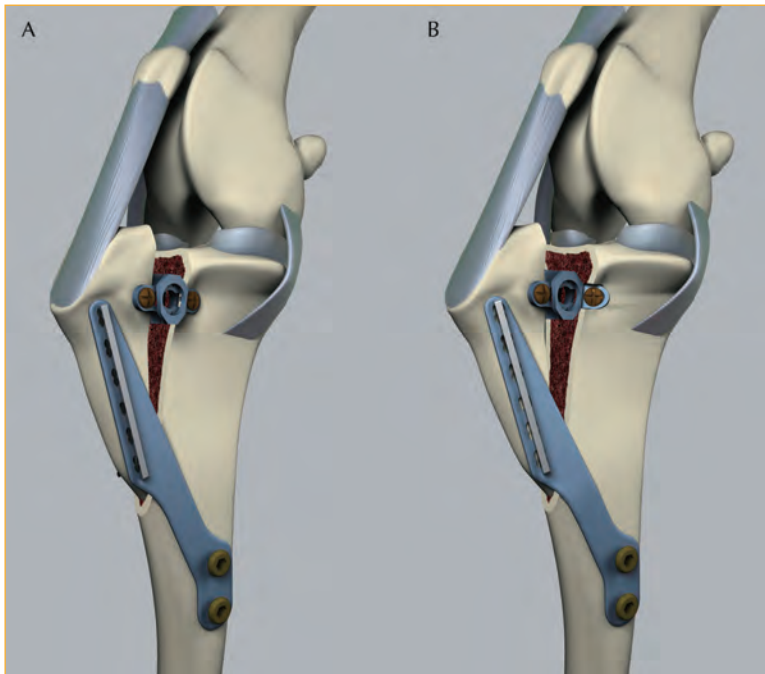


Figura 26.8. Vista craneomedial de la tibia proximal después de una avance de la tuberosidad tibial (TTA) realizada rutinariamente (A) y después de un avance lateral simultáneo (B) con un avance (para una luxación de rótula medial). Apréciase que la oreja caudal de la caja se ha retirado un poco hacia el fragmento óseo caudal (tibial) (esto se logra doblando esta oreja en un ángulo de ~45° sin sacar una gran cantidad de hueso); la placa también se moldea de forma que se une a la tuberosidad más lateralmente (De forma alternativa o adicional, la oreja craneal de la caja se puede separar del hueso (tuberosidad) mediante la colocación de 1-2 arandelas pequeñas de metal por debajo de la misma).

osteotomía es de 15-mm, la cual empezó a estar disponible a principios del 2009 (antes de esta fecha, la caja más ancha disponible era la de 12-mm). Mientras que la caja puede moverse más distalmente para aumentar la anchura del hueco, esto debe hacerse juiciosamente, ya que la porción de tuberosidad tibial que queda por encima de la caja puede ser más susceptible a fracturarse debido al mayor estrés que se crea por encima de la caja, lo cual puede resultar en la fractura de la tuberosidad a ese nivel (Burns y Boudrieau 2008; Figura 26.9). Una alternativa que se ha propuesto ha sido el apuntalamiento de la tuberosidad tibial por encima de la caja con un aloinjerto de un bloque de esponjosa; sin embargo, añadir este injerto supone sumar un gasto adicional considerable al procedimiento (Burns y Boudrieau 2008).

RESULTADO Y COMPLICACIONES

El TTA se ha venido empleando durante <6 años; por lo tanto, puede considerarse como un procedimiento relativamente novedoso. Hay informes anecdóticos de buenos y excelentes resultados, y se han publicado algunos resultados clínicos más recientes (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). Estos resultados clínicos recientes son

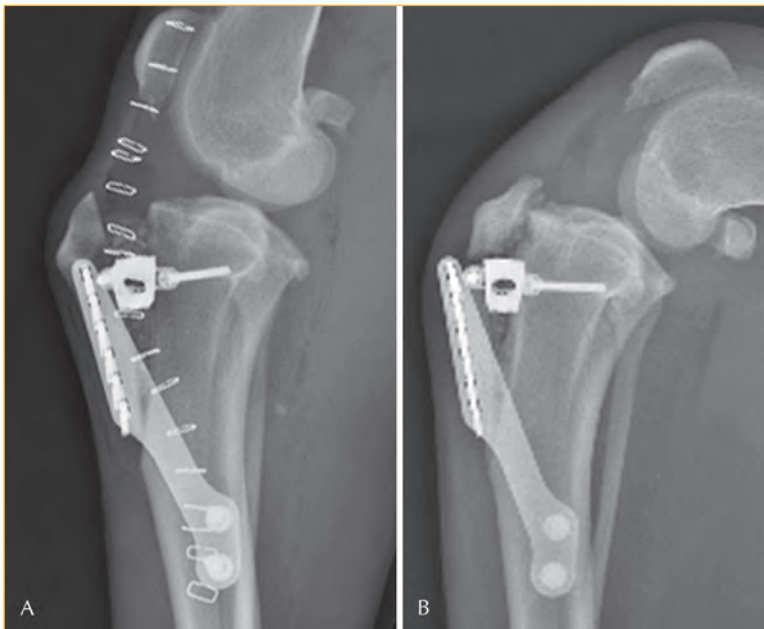


Figura 26.9. Radiografías mediolaterales de un Labrador retriever macho castrado de 2,5 años de edad. (A) Durante el postoperatorio inmediato se observa una caja de 9mm en el hueco de la osteotomía a lo largo de la tibia (con 2,3 cm de tuberosidad tibial proximal a la caja). El material granular que se observa dentro y por debajo de la caja es el aloinjerto de porciones de corticoesponjosa. (B) A las 8 semanas del postoperatorio, la tuberosidad tibial se fracturó justo por encima de la caja. Reproducido a partir de Burns y Boudrieau (2008), con el permiso de Schattauer.

las experiencias de algunos cirujanos y como tales, están influenciadas por las curvas de aprendizaje respectivas de estos individuos. Estos tres estudios (249 casos totales) informan de una tasa de complicaciones de 20,0%-59,0% en las articulaciones de rodilla deficientes en LCCr estabilizadas usando el TTA (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). En estos estudios se han descrito varias complicaciones menores, incluyendo la inflamación postoperatoria, y hematoma, las cuales representan el 19,3%-21,0% de estas complicaciones (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007). Las complicaciones más serias representan el 12,3%-38,0% (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). Se ha descrito una tasa de reintervención de 11,3%-14% (Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). Combinando estos datos, estas complicaciones, en orden de frecuencia, son las siguientes: desgarros de menisco (7,6%, o el 16,5% de los meniscos intactos), infección (4,0%), luxación medial de rótula (0,4%), fracturas de tibia (0,08%), fallo catastrófico del implante (0,08%; Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). Las principales discrepancias entre estos estudios fueron la frecuencia de los desgarros de menisco (16%-21,7%; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008) y de los fallos técnicos (22%) (Hoffmann *et al.* 2006).

En un estudio se ha descrito que la cicatrización radiográfica es parcialmente completa a las ~7-8 semanas postoperatoriamente y totalmente completa tan pronto como a las 8-10 semanas del postoperatorio (Hoffmann *et al.* 2006), la construcción de puente óseo en una zona en >94% de los casos (Stein *et al.* 2008), y en una media de 9,4 semanas del postoperatorios en otro estudio (Lafaver *et al.* 2007). Se ha descrito que la funcionalidad postoperatoria global (resultados y cojera) de los perros es de buena a excelente en >90% de los perros (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008).

En todos los estudios, se discuten dos puntos principales: los errores técnicos asociados al procedimiento y la lesión de menisco (Hoffmann *et al.* 2006; Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). La eliminación de los errores técnicos, los cuales están asociados a la temprana curva de aprendizaje en realizar este procedimiento quirúrgico, reducirían significativamente el número de complicaciones serias; es de suma importancia prestar atención a los detalles técnicos del procedimiento (Figura 26.10). El tema del menisco es más confuso, ya que hay mucha controversia en cuál es el mejor método de aproximación: liberar el menisco o no. El TTA originalmente se realizaba sin liberación de menisco, pero parece que la mayoría de complicaciones que ocurren postoperatoriamente en dos de los estudios fueron debidos a desgarros de menisco, ya sea aquellos que se pasaron por alto en el momento de la cirugía inicial, o bien aquellos que ocurrieron posteriormente (Lafaver *et al.* 2007; Stein *et al.* 2008). Se ha sugerido que la liberación de menisco eliminaría esta complicación (Lafaver *et al.* 2007). Además, no se ha descrito que hubieran diferencias en los perros en los que se ha desbridado o no el menisco (desgarro de menisco o no) basándose en el resultado clínico (Stein *et al.* 2008). Por lo tanto, se ha sugerido que la liberación del menisco sería apropiada ya que se espera una mínima morbilidad cuando se practica; sin embargo, esta suposición necesita una mayor evaluación con un seguimiento a largo plazo (Stein *et al.* 2008).

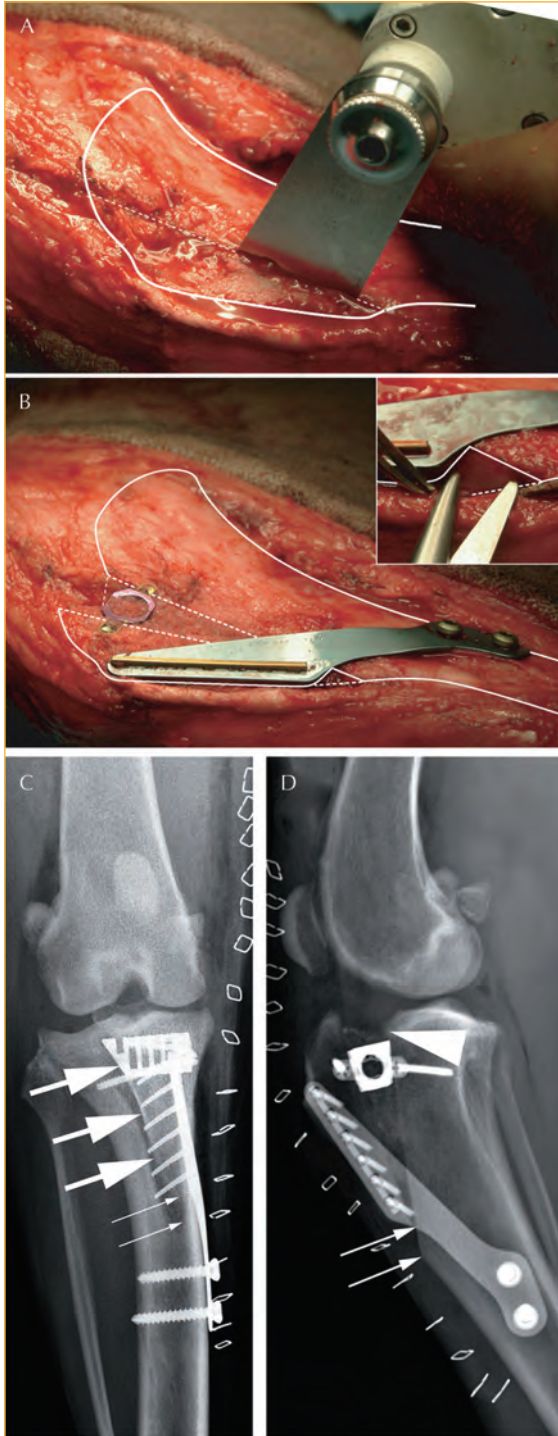


Figura 26.10. Fotografías intraoperatorias (A,B) y postoperatorias (C,D) ilustrando los puntos clave de una técnica quirúrgica apropiada (en ambas imágenes (A) y (B), el perro está en decúbito dorsal y el miembro pélvico derecho está rotado para alinear la tibia paralela al suelo [a modo orientativo, ambas fotografías muestran el perfil de la superficie tibial medial]). (A) Se realiza una osteotomía paralela al plano frontal extendiéndose desde la extensión distal de la cresta tibial hasta un punto inmediatamente craneal al menisco medial (y craneal al tendón extensor digital largo). (B) Aspecto del avance de la tuberosidad tibial completado, se ha aplicado una placa de siete agujeros y una caja de 12-mm; el hueco de la fractura se ha rellenado con un autoinjerto de corticoesponjosa. Inserción: apréciase el ligero desplazamiento proximal de la cresta tibial para asegurar un centro de rotación de la inserción del tendón rotuliano a la tuberosidad tibial, basándose en la rótula. Radiografías postoperatorias craneocaudal (C) y lateral (D) de un avance de tuberosidad tibial completado en el postoperatorio inmediato. Puede verse una ligera desviación proximal de la cresta tibial (flechas pequeñas, compárese con (B)). Apréciase que la placa está paralela al margen tibial craneal de la cresta tibial. También puede observarse el borde lateral de la cresta tibial osteotomizada, apréciase que el margen lateral de la caja sigue el contorno del hueso a ese nivel (flechas grandes). Esta caja está colocada 2-3 mm por debajo de la extensión proximal de la tibia (cabeza de flecha). Apréciase también la extensión caudal de la osteotomía a nivel de la superficie articular tibial: inmediatamente craneal al menisco medial (esta posición también es craneal al tendón extensor digital largo lateralmente). Reproducido a partir de Lafaver *et al.* (2007), con el permiso de Wiley-Blackwell.

Dada la limitada información en la biomecánica de la TTA, el debate sigue abierto en relación a si se debe realizar o no la liberación del menisco medial. Parece que hay dos opiniones opuestas respecto a la necesidad de liberar el menisco en el momento de realizar la TTA. Una mayor discusión acerca de la liberación del menisco se presenta en los Capítulos 31 y 32.

CONCLUSIÓN

Actualmente, no hay evidencia documentada (publicaciones científicas) de la superioridad de ninguna de las técnicas quirúrgicas en el perro para la estabilización de la rodilla canina con rotura de LCCr a largo plazo, y la técnica específica elegida principalmente depende de la preferencia individual del cirujano (Leighton 1999). Sin embargo, ha habido mucha evidencia anecdótica de que hay una recuperación más rápida (recuperación de la funcionalidad total) en un período de tiempo más corto con el TTA (similar y quizás igual de rápido que con la TPLO). La rápida recuperación de la funcionalidad es una de las principales razones por las que esta técnica se realiza con más frecuencia. Además, hay una evidencia anecdótica por parte de los propietarios (de nuevo, datos no científicos) que los perros con esta técnica (y también la TPLO) van mejor, interpretándose como vuelta al trabajo (caza, pruebas de campo), que los perros con técnicas extra-articulares, como por ejemplo la imbricación/sutura lateral, y las técnicas intra-articulares, como por ejemplo la *over-the-top*. Estos supuestos beneficios de la TTA sobre las otras técnicas quirúrgicas necesitan ser documentados a largo plazo.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

- Apelt D, Kowaleski M, Boudrieau RJ. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: An in vitro experimental study. *Vet Surg* 2007;36:170–177.
- Boudrieau RJ. Tibial tuberosity advancement (TTA): Clinical results. *Proceedings of the ACVS Veterinary Symposium*. San Diego, CA, 2005, pp. 443–445.
- Boudrieau RJ. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet Surg* 2009;38:1–22.
- Burns CG, Boudrieau RJ. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tibial tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008;21:250–255.
- Dennler R, Kipfer NM, Tepic S, et al. Inclination of the patellar ligament in relation to flexion angle in stifle joints of dogs without degenerative joint disease. *Am J Vet Res* 2006;67:1849–1854.
- Fitzpatrick N, Yeadon R, Kowaleski M. Tibial tuberosity transposition-advancement for treatment of medial patellar luxation and concomitant cranial cruciate ligament disease in the dog. *Proceedings of the 34th Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society*. Sun Valley, ID, 2007, p. 67.
- Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T, et al. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *Am J Sports Med* 2004;32:376–382.
- Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP, et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006;19:219–227.
- Hoffmann DE, Kowaleski MP, Johnson KA, et al. *In vitro* biomechanical evaluation of the canine CrCL deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after TTA. *Proceedings of the 18th Annual Scientific Meeting of the European College of Veterinary Surgeons*. Nantes, France, 2009, pp. 557–559.

- Kim SE, Pozzi A, Banks SA, et al. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Vet Surg* 2009;38:33–39.
- Kipfer NM, Damur DM, Guerrero T, et al. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial shear in cranial cruciate-deficient stifles: An *in vitro* study. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008;21:385–390.
- Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP, et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: Surgical technique, early results and complication in 101 dogs. *Vet Surg* 2007;36:573–586.
- Leighton RL. Letter to the Editor. Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs: A survey of ACVS diplomates specializing in canine orthopedics. *Vet Surg* 1999;28:194.
- Li G, Rudy TW, Allen C, et al. Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine model. *J Orthop Res* 1998;16:122–127.
- Maquet P. Tibial tuberosity advancement. *Clin Orthop Rel Res* 1976;115:225–230.
- Miller JM, Shires PK, Lanz OI, et al. Effect of 9 mm tibial tuberosity advancement on cranial tibial translation in the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Surg* 2007;36:335–340.
- Montavon PM, Damur DM, Tepic S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress*. Munich, Germany, 2002, p. 152.
- Nakamura N, Ellis M, Seedhom BB. Advancement of the tibial tuberosity: A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67:255–260.
- Nisell R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand Suppl* 1985;56:3–42.
- Nisell R, Németh G, Ohlsén H. Joint forces in the extension of the knee: Analysis of a mechanical model. *Acta Orthop Scand* 1986;57:41–46.
- Nisell R, Ericson MO, Németh G, Ekholm J. Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *Am J Sports Med* 1989;17:49–54.
- Schwandt CS, Bohorquez-Vanelli A, Tepic S, et al. Angle between the patellar ligament and the tibial plateau in dogs with partial rupture of the cranial cruciate ligament. *Am J Vet Res* 2006;67:1855–1860.
- Shirazi-Adl A, Mesfar W. Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads. *Clin Biomech* 2007;22:344–351.
- Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J Small Anim Pract* 2008;49:398–404.
- Tepic S, Damur D, Montavon PM. Biomechanics of the stifle joint. *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress*. Munich, Germany, 2002, pp. 189–190.