



Ricostruzione del legamento patello-femorale mediale in pazienti con instabilità rotulea: analisi agli elementi finiti

Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with patellar instability: finite element analysis

Giuseppe Salvatore¹ (foto), Umile Giuseppe Longo¹, Alessandra Berton¹, Ara Nazarian², Alexander Orsi³, Jonathan Egan², Joseph DeAngelis⁴, Vincenzo Denaro¹

¹ Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia, Università Campus Bio-Medico, Roma, Italia; ² Center for Advanced Orthopaedic Studies, Department of Orthopaedic Surgery, Beth Israel Deaconess Medical Center (BIDMC), Harvard Medical School, Boston, Massachusetts, USA; ³ Engineering, Global Orthopaedics, Sydney, Australia; ⁴ Carl J. Shapiro Department of Orthopaedic Surgery, Beth Israel Deaconess Medical Center and Harvard Medical School, Boston, MA, USA

Ricevuto: 1 ottobre 2019
Accettato: 22 marzo 2021

Corrispondenza Giuseppe Salvatore

Dipartimento di Ortopedia e Traumatologia,
Università Campus Bio-Medico, via Alvaro del
Portillo 200, 00128 Trigoria, Roma
E-mail: g.salvatore@unicampus.it

Conflitto di interessi

Gli Autori dichiarano di non avere alcun conflitto di interesse con l'argomento trattato nell'articolo.

Come citare questo articolo: Salvatore G, Longo UG, Berton A, et al. Ricostruzione del legamento patello-femorale mediale in pazienti con instabilità rotulea: analisi agli elementi finiti. *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* 2021;47:60-65; <https://doi.org/10.32050/0390-0134-321>

© Copyright by Pacini Editore Srl



OPEN ACCESS

L'articolo è OPEN ACCESS e divulgato sulla base della licenza CC-BY-NC-ND (Creative Commons Attribuzione – Non commerciale – Non opere derivate 4.0 Internazionale). L'articolo può essere usato indicando la menzione di paternità adeguata e la licenza; solo a scopi non commerciali; solo in originale. Per ulteriori informazioni: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.it>

Riassunto

Obiettivi. Realizzare e validare un modello a elementi finiti del ginocchio; 2. valutare l'effetto della ricostruzione del legamento patello-femorale mediale (MPFL) in uno scenario di aumentato TT-TG.

Metodi. Il modello a elementi finiti è stato realizzato e validato con dati biomeccanici. Il modello è stato utilizzato per simulare la ricostruzione del MPFL in presenza di un aumentato TT-TG (17 mm e 22 mm).

Risultati. La ricostruzione del MPFL ha aumentato l'area di contatto e ridotto lo spostamento laterale della rotula con entrambe le distanze TT-TG. Tuttavia, le pressioni di contatto sono state ripristinate solo quando il TT-TG era di 17 mm.

Conclusioni. La ricostruzione del MPFL permette di correggere la cinematica della rotula, tuttavia non ripristina la normale pressione di contatto in caso di distanza TT-TG eccessivamente aumentata (22 mm). Si suppone che, la persistente pressione elevata sulla superficie rotulea possa portare a una precoce artrosi femoro-rotulea.

Parole chiave: legamento patello-femorale mediale, trasposizione tuberosità tibiale, instabilità femoro-rotulea

Summary

Objectives. To realize and validate a finite element model of the knee; 2. to evaluate the effect of the medial patello-femoral ligament (MPFL) reconstruction in a scenario of increased TT-TG.

Methods. The finite element model was created and validated with biomechanical data. The model was used to simulate MPFL reconstruction in the presence of an increased TT-TG (17 mm and 22 mm).

Results. MPFL reconstruction increased the contact area and reduced lateral displacement of the patella with both TT-TG distances. However, the contact pressures were restored only when the TT-TG was 17 mm.

Conclusion. MPFL reconstruction allows correction of patella kinematics, however it does not restore normal contact pressure in case of excessively increased TT-TG distance (22 mm). Persistent elevated pressure on the patellar surface can lead to early patellofemoral osteoarthritis.

Key words: medial patellofemoral ligament, tibial tuberosity-trochlear groove distance, tibial tuberosity transfer, patellar instability

Introduzione

L'instabilità femoro-rotulea è considerata una patologia multifattoriale^{1,2}. L'aumento della distanza tubercolo tibiale-solco trocleare (*Tibial Tubercle-Trochlear Groove*, TT-TG), è da tempo riconosciuto tra i fattori responsabili dell'instabilità rotulea. Il TT-TG rappresenta la distanza medio-laterale tra il punto più declive del solco trocleare e il punto più prominente del tubercolo tibiale, e misura circa 12 mm nella popolazione sana.

Secondo il classico insegnamento della Scuola Lionese – il cosiddetto *menu à la carte* – una distanza TT-TG maggiore di 20 mm in pazienti sintomatici rappresenta un'indicazione per la trasposizione mediale della tuberosità tibiale³. Tuttavia, questa scuola di pensiero non considera la ricostruzione del legamento patello-femorale mediale (*Medial Patello-Femoral Ligament*, MPFL) come opzione chirurgica, essendo quest'ultima una tecnica di recente introduzione. Le procedure sui tessuti molli dell'epoca si limitavano, infatti, alla plastica o all'avanzamento del vasto mediale obliquo, responsabili di effetti ben diversi sulla biomeccanica dell'articolazione.

Nell'ultimo decennio, si è diffuso un crescente interesse per la ricostruzione del MPFL come tecnica alternativa o combinata alle procedure ossee. Il razionale biomeccanico della ricostruzione del MPFL risiede nel fatto che il MPFL è la principale struttura ad opporsi alla lussazione laterale della rotula, contribuendo all'80% delle forze ritenitive mediali che agiscono su di essa.

L'analisi a elementi finiti rappresenta una metodica di analisi computazionale che, applicata al campo della biomeccanica, permette di simulare svariate condizioni patologiche, come ad esempio un'aumentata distanza TT-TG, o tecniche chirurgiche, come la ricostruzione del MPFL. Questa metodica può essere utilizzata per chiarire se la ricostruzione del MPFL possa essere sufficiente per il trattamento dell'instabilità rotulea associata ad aumentata distanza TT-TG, evitando così la trasposizione della tuberosità tibiale, gravata da una maggiore morbilità.

Gli obiettivi di questo lavoro sono:

1. realizzare e validare un modello a elementi finiti del ginocchio comprendente l'articolazione femoro-rotulea e le strutture legamentose ad essa associate;
2. valutare l'effetto della ricostruzione del MPFL in uno scenario di instabilità femoro-rotulea correlata ad aumentata distanza TT-TG.

Materiali e metodi

Sviluppo del modello a elementi finiti

Il modello computazionale a elementi finiti è stato realiz-

zato a partire dal un modello tridimensionale geometrico di ginocchio *Open Knee* estratto dal database pubblico Simtk.org^{4,5}. Si tratta di un modello ottenuto dalla segmentazione di una risonanza magnetica di un ginocchio destro di cadavere (donna, età: 50 aa, altezza: 1,68 m, peso: 77,1 kg), importato e implementato in Abaqus/Standard (SIMULIA, Providence, RI) (Fig. 1).

Nel processo di *meshing* delle cartilagini e dei menischi sono stati utilizzati elementi tetraedrici lineari a 4 nodi. Gli elementi costituenti le cartilagini hanno dimensioni comprese tra 0,8 e 1 mm, mentre quelli costituenti i menischi hanno dimensioni di circa 0,5 mm. Il modello completo comprende 207.044 elementi.

Le componenti ossee del modello sono state realizzate come corpi rigidi, ai fini di ridurre i tempi computazionali. La cartilagine articolare è stata definita come materiale lineare elastico isotropico. I menischi sono stati definiti come materiale lineare elastico trasversalmente isotropico. Le proprietà biomeccaniche di ogni legamento sono state ricavate dalla letteratura (Tab. I).

Il muscolo quadricipite è stato suddiviso in cinque componenti rappresentate da bande bidimensionali a basso modulo elastico rinforzate da molle. La direzione di ogni

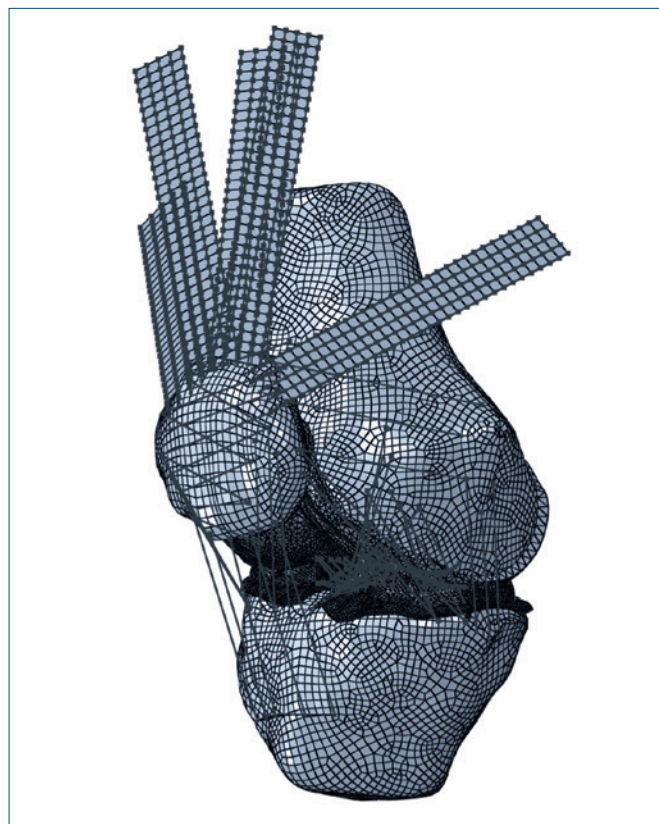


Figura 1. Panoramica del modello a elementi finiti sviluppato.

Tabella I. Proprietà biomeccaniche che caratterizzano le varie componenti del modello a elementi finiti.

Parte	Strutture anatomiche	Caratteristiche del materiale	Modulo di Young (MPa)	Coefficiente di Poisson	Densità	Rigidità (N/mm)
Osso	Femore, tibia, rotula	Corpo rigido				
Cartilagine	Cartilagine femorale, cartilagine tibiale mediale e laterale, cartilagine rotulea	Lineare elastico isotropico	100	0,35	1,20E-06	
Menisco	Menisco mediale, menisco laterale	Lineare elastico trasversalmente isotropico	E1 20; E2 150; E3 20; Nu12 0,3; Nu13 0,2; Nu23 0,3; G12 8,33; G13 57,7; G23 57,7			
Legamenti	LCA, LCP, LCL, LCM	Molla a tensione lineare	Relazione non lineare spostamento-forza			
Tendine rotuleo	Tendine rotuleo	Molla a tensione lineare				2000
Legamenti meniscefemorali	Legamenti di Humphry e Wrisberg	Molla a tensione lineare				49
Legamento trasverso	Legamento trasverso	Molla a tensione lineare				900
Legamento meniscotibiale	Legamento meniscotibiale	Molla a tensione lineare				200
Legamento Patellofemorale mediale (MPFL)	MPFL nativo	Molla a tensione lineare				16
Legamento Patellofemorale mediale (MPFL) ricostruito	Tendine semitendinoso	Molla a tensione lineare				30
Legamenti patellomeniscali	LPML, MPML	Molla a tensione lineare				10
Legamento Patellofemorale laterale (LPFL)	LPFL	Molla a tensione lineare				12
Retinacolo laterale	Bendelletta ileo-tibiale (ITB)	Molla a tensione lineare				97

componente è stata ottenuta dalla letteratura (Tab. II), considerando come asse di riferimento la diafisi femorale ⁶.

Una forza di trazione di 175N è stata applicata al muscolo quadricipite secondo la seguente distribuzione percentuale: VLL 33%; VLO 9%; VML 14%; VMO 9%; RF + VI 35% ⁷. Questa forza rappresenta la contrazione quadricipitale durante un'estensione attiva di ginocchio in assenza di carico. Tale valore è stato già utilizzato in studi precedenti al fine di ottenere risultati significativi senza danneggiare il tessuto muscolare durante le simulazioni biomeccaniche necessarie per la validazione.

Durante la simulazione della flessione, il femore è stato vincolato in tutti gli assi di movimento, mentre la tibia e la rotula sono state lasciate libere di muoversi su tutti gli assi.

La pressione di contatto femoro-rotulea, l'area di contatto e la cinematica rotulea sono state misurate a 0°, 5°, 10°, 15°, 30°, 60° e 90° di flessione.

Validazione biomeccanica (in vitro)

I test sono stati condotti su 5 preparati cadaverici (2 maschi e 3 femmine, età media 65 anni). I campioni non presentavano una storia di patologia femoro-rotulea o pregressi interventi chirurgici sul ginocchio. L'assenza di alterazioni anatomiche a livello femoro-rotuleo e l'integrità dell'apparato legamentoso sono state confermate mediante ispezione. Sono stati misurati i seguenti indici parametrici che sono risultati all'interno del range di normalità: distanza TT-TG (8,1-13,5 mm), altezza della rotula (Indice

Tabella II. Direzione ed entità della tensione applicata a ogni componente del muscolo quadricipite, sia nel modello a elementi finiti che nelle simulazioni biomeccaniche.

Componenti Quadricipite	Direzione (in relazione alla diafisi femorale)				Tensione
	Anteriore	Posteriore	Laterale	Mediale	
Vasto Laterale Lungo (VLL)	0°	-	14°	-	33%
Vasto Laterale Obliquo (VLO)	-	33°	35°	-	9%
Vasto Mediale Lungo (VML)	0°	-	-	15°	14%
Vasto Mediale Obliquo (VMO)	-	44°	-	47°	9%
Retto femorale (RF) + Vasto Intermedio (VI)	0°	-	0°	-	35%

di Insall-Salvati modificato, 0,9-1,1) e angolo del solco trocleare (131-140°).

Le ginocchia sono state conservate a -20°C e scongelate 24 ore prima dei test.

La parte prossimale della diafisi femorale è stata fissata mediante un apposito supporto a un telaio fisso per impedire qualsiasi movimento del femore durante le misurazioni. La tibia e la rotula non avevano nessuna costrizione, essendo quindi libere di muoversi durante la flessione del ginocchio. Il quadricipite è stato suddiviso in 5 componenti: retto femorale + vasto intermedio, vasto laterale lungo, vasto mediale lungo, vasto laterale obliquo e vasto mediale obliquo. Ogni componente è stata tensionata indipendentemente mediante un sistema di trazione cavo-carrucola-peso, tenendo conto della direzione e della sezione trasversale del fascio muscolare. Il carico totale applicato al gruppo di muscoli è stato di 175 Newton. La bendelletta ileotibiale è stata isolata ed è stata applicata ad essa una tensione di 30 Newton. I suddetti carichi simulano una contrazione quadricipitale durante un'estensione attiva di ginocchio in assenza di carico. Non sono stati applicati carichi di entità maggiore al fine di evitare danni al tessuto muscolare durante le simulazioni.

La pressione di contatto femoro-rotulea è stata misurata mediante un sensore di pressione (I-Scan 5051 della Tekscan: spessore 0,7 mm; limite di carico 3,48 MPa, dimensioni 59,4 x 59,4 mm) posizionato tra la rotula e la troclea femorale mediante un'incisione in corrispondenza dello sfondato sovra-rotuleo. La cinematica rotulea è stata rilevata e registrata mediante un sistema di *Motion Capture* (*Qualisys Track Manager, Qualisys Motion Capture Systems*). I *markers* ottici sono stati posizionati sulla rotula, sulla tibia e sul femore.

Le misurazioni delle pressioni e delle aree femoro-rotulee e la cinematica rotulea sono state registrate a 0°, 5°, 10°, 15°, 30°, 60° e 90° di flessione. Prima di ogni test sono stati effettuati 10 cicli di pre-condizionamento, in cui il ginocchio è stato flesso da 0 a 90°.

La pressione, l'area di contatto e la cinematica rotulea ot-

tenute con test biomeccanici sono state confrontate con quelle del modello al fine di validarne i risultati.

Simulazioni con elementi finiti

Il modello è stato modificato per simulare la ricostruzione del MPFL su un ginocchio con aumentata distanza TT-TG (17 mm e 22 mm).

La condizione normale prevedeva un TT-TG di 12 mm e gli elementi lineari che simulavano il MPFL attivati. Per mimare la ricostruzione del MPFL, sono state conferite agli elementi lineari che rappresentavano il MPFL le proprietà meccaniche del semitendinoso (30 N/mm), essendo questo *autograft* maggiormente utilizzato per questa procedura. Per modificare la distanza TT-TG, la tuberosità tibiale è stata spostata lateralmente lungo la superficie del versante anteriore della tibia rispetto alla posizione originaria fino ad ottenere il valore richiesto (TT-TG 17 mm e 22 mm). Nel muovere la tuberosità non è stata modificata la lunghezza del tendine rotuleo. La pressione, l'area di contatto e la cinematica rotulea del modello con ricostruzione del MPFL sono state confrontate con la condizione di lesione del MPFL, realizzata deattivando gli elementi lineari che rappresentavano il legamento.

Risultati

Validazione del modello

I dati ottenuti con le sperimentazioni biomeccaniche hanno validato i dati del modello computazionale per quanto riguarda la pressione, l'area di contatto e la cinematica rotulea.

La pressione di contatto misurata nel modello a elementi finiti ha mostrato un trend simile a quello *in vitro*. Tutte le misurazioni ottenute sono risultate all'interno di una deviazione standard (SD), ad eccezione di 0° e 60°. Anche per quanto riguarda l'area di contatto i dati del modello computazionale sono risultati all'interno di 1 SD rispetto alle misurazioni *in vitro*, tranne che a 60° (2,7 SD).

La cinematica rotulea è sovrapponibile tra il modello a elementi finiti e le misurazioni *in vitro*. Lo spostamento laterale della rotula nel modello computazionale si è discostato da quello *in vitro* di un valore inferiore a 1 SD (0,51 SD). Anche i valori riguardanti lo spostamento anteriore sono risultati all'interno di 1 SD (a eccezione della misurazione a 90° di flessione, con 1,08 SD). Analogamente, anche i dati di spostamento superiore sono risultati all'interno di 1 SD (a eccezione della misurazione a 60° di flessione, con 1,34 SD).

Analisi a elementi finiti

La ricostruzione del MPFL ha aumentato l'area di contatto e ridotto lo spostamento laterale della rotula con entrambe le distanze TT-TG (17 mm e 22 mm). Tuttavia, le pressioni di contatto femoro-rotuleo sono state ripristinate ad una condizione di normalità solo quando il TT-TG era di 17 mm, e non quando era di 22 mm.

Discussione

Questo studio ha dimostrato come la ricostruzione del MPFL possa correggere la cinematica della rotula, tuttavia non ripristina la normale pressione di contatto rotulea in caso di distanza TT-TG eccessivamente aumentata (22 mm). Si suppone che, in ambito clinico, la persistente pressione elevata sulla superficie rotulea possa portare a una precoce artrosi femoro-rotulea. Per valori di TT-TG più elevati, potrebbe essere necessario combinare la ricostruzione del MPFL con la trasposizione della tuberosità tibiale. La ricostruzione del MPFL deve mirare a stabilizzare la rotula, non a forzarla in un percorso anatomico incompatibile con il suo allineamento vettoriale⁸. Ulteriori studi sono in corso per confermare quanto supposto.

Negli ultimi anni, il numero di centri medici che eseguono la ricostruzione del MPFL è raddoppiato, riportando esiti funzionali favorevoli e migliori profili di complicanze e insuccessi. La ricostruzione del MPFL ha suscitato grande interesse come alternativa alle correzioni ossee. Nonostante il suo successo, non ci sono ancora chiare indicazioni per la ricostruzione del MPFL, in particolare in pazienti con aumentata distanza TT-TG. Un TT-TG maggiore di 20 mm nei pazienti sintomatici rappresenta una classica indicazione per la medializzazione della tuberosità tibiale^{8,9}. Tuttavia, sia la ricostruzione del MPFL isolata^{9,10} che la ricostruzione del MPFL combinata con la medializzazione del tubero-tibiale^{11,12} sono state proposte riportando buoni risultati clinici. Di conseguenza le conclusioni sul valore di TT-TG da considerare come *cut-off* per una ricostruzione del MPFL isolata sono contraddittorie. I dati biomeccanici a nostra disposizione sono scarsi. Stephen et al. hanno testato la combinazione di tuberosità tibiale anatomica e

lateralizzata (5, 10, 15 mm) con MPFL ricostruito su otto ginocchia cadaveriche (distanza media TT-TG, 10,4 mm), riportando risultati analoghi a quanto riscontrato in questo studio¹³. La ricostruzione del MPFL ha ripristinato lo spostamento rotuleo e le pressioni di contatto mediali medie quando il TT-TG era in posizione anatomica o lateralizzato di 5 mm, ma non quando il TT-TG era lateralizzato di 10 mm o 15 mm.

Il punto di forza del presente studio è legato alla metodologia utilizzata. La modellazione computazionale a elementi finiti consente di simulare l'instabilità rotulea superando i limiti dell'analisi *in vitro* e *in vivo*^{14,15}. Infatti, l'incidenza relativamente bassa di lussazione ricorrente rotulea rende difficile reperire campioni con caratteristiche patologiche per studi biomeccanici o arruolare un numero sufficiente di pazienti per studi randomizzati controllati. Inoltre, le caratteristiche eterogenee dei pazienti si traducono in molteplici fattori non controllabili che influenzano i risultati, mentre l'analisi con elementi finiti consente di esaminare individualmente ogni singolo fattore. L'analisi con elementi finiti garantisce inoltre una valutazione accurata e riproducibile della pressione e dell'area di contatto. D'altra parte, i limiti di questo studio sono anch'essi correlati alla metodologia utilizzata. La possibilità di eseguire un'analisi statistica con i dati di molteplici modelli è limitata dalla difficoltà e dai lunghi tempi di realizzazione di ogni singolo modello. Tuttavia, la validazione del modello utilizzato garantisce la veridicità dei risultati ottenuti.

Conclusioni

Questo studio sottolinea l'importanza di considerare il corretto allineamento della rotula ai fini di evitare un sovraccarico focale. Tenendo conto del suo effetto biomeccanico, la ricostruzione del MPFL permette di correggere la cinematica della rotula, tuttavia non ripristina la normale pressione di contatto rotulea in caso di distanza TT-TG eccessivamente aumentata (22 mm). Si suppone che, in ambito clinico, la persistente pressione elevata sulla superficie rotulea possa portare a una precoce artrosi femoro-rotulea. Per valori di TT-TG più elevati, potrebbe essere necessario combinare la ricostruzione del MPFL con la trasposizione della tuberosità tibiale. Ulteriori studi sono necessari per confermare quanto supposto.

Bibliografia

- 1 Longo UG, Ciuffreda M, Locher J, et al. Treatment of primary acute patellar dislocation: systematic review and quantitative

- synthesis of the literature. *Clin J Sport Med* 2017;27:511-23. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000410>
- 2 Vetrano M, Oliva F, Bisicchia S, et al. I.S.Mu.L.T. first-time patellar dislocation guidelines. *Muscles Ligaments Tendons J* 2017;7:1-10. <https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.1.001>
 - 3 Longo UG, Rizzello G, Ciuffreda M, et al. Elmslie-Trillat, Maquet, Fulkerson, Roux Goldthwait, and other distal realignment procedures for the management of patellar dislocation: systematic review and quantitative synthesis of the literature. *Arthroscopy* 2016;32:929-43. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.10.019>
 - 4 Erdemir A, Sibole S. Open knee: a three-dimensional finite element representation of the knee joint. User's Guide. Version 1.0.0 ed2010.
 - 5 Sibole S, Bennetts C, Maas S, et al. Open knee: a 3D finite element representation of the knee joint. 34th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, August 18-21, 2010; Providence, RI.
 - 6 Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J Orthop Res* 1998;16:136-43. <https://doi.org/10.1002/jor.1100160123>
 - 7 Merican AM, Kondo E, Amis AA. The effect on patellofemoral joint stability of selective cutting of lateral retinacular and capsular structures. *J Biomech* 2009;42:291-6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.003>
 - 8 Fulkerson JP. Editorial commentary: medial patellofemoral ligament reconstruction alone works well when the patient has normal alignment, but don't forget to move the tibial tubercle when necessary! *Arthroscopy* 2018;34:1355-7. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.01.043>
 - 9 Matsushita T, Kuroda R, Oka S, et al. Clinical outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with an increased tibial tuberosity-trochlear groove distance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22:2438-44. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-2919-3>
 - 10 Mulliez A, Lambrecht D, Verbruggen D, et al. Clinical outcome in MPFL reconstruction with and without tuberositas transposition. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:2708-14. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3654-0>
 - 11 Balcarek P, Jung K, Ammon J, et al. Anatomy of lateral patellar instability: trochlear dysplasia and tibial tubercle-trochlear groove distance is more pronounced in women who dislocate the patella. *Am J Sports Med* 2010;38:2320-7. <https://doi.org/10.1177/0363546510373887>
 - 12 Schöttle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:516-21. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0659-0>
 - 13 Stephen JM, Dodds AL, Lumpaopong P, et al. The ability of medial patellofemoral ligament reconstruction to correct patellar kinematics and contact mechanics in the presence of a lateralized tibial tubercle. *Am J Sports Med* 2015;43:2198-207. <https://doi.org/10.1177/0363546515597906>
 - 14 Elias JJ, Jones KC, Cyrus Rezvanifar S, et al. Dynamic tracking influenced by anatomy following medial patellofemoral ligament reconstruction: computational simulation. *Knee* 2018;25:262-70. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.02.002>
 - 15 Elias JJ, Jones KC, Lalonde MK, et al. Allowing one quadrant of patellar lateral translation during medial patellofemoral ligament reconstruction successfully limits maltracking without overconstraining the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2018;26:2883-90. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4799-9>