

Estudi teòric i experimental del comportament del Lligament Creuat Posterior i del Tendó Patel·lar a les forces tallants del genoll caní: sa, amb escissió del Lligament Creuat Anterior i reparat amb la tècnica d'Avanç de la Tuberositat Tibial (TTA)

Elsa Pérez Guindal

Estudi teòric i experimental del comportament del Lligament Creuat Posterior i del Tendó Patel·lar a les forces tallants del genoll caní: sa, amb escissió del Lligament Creuat Anterior i reparat amb la tècnica d'Avanç de la Tuberositat Tibial (TTA)

Tesi Doctoral llegida per a l'obtenció
del grau de Doctora per la
Universitat Politècnica de Catalunya

Programa de doctorat d'Anàlisi Estructural

Elsa Pérez Guindal

Dept. de Resistència de Materials i
Estructures a l'Enginyeria de l'EPSEVG

Directors

Dr. Juan José Vázquez Solsona,
RMEE - UPC

Dra. Carmen Díaz-Bertrana,
DMCA - Fac. de Veterinària UAB

Setembre, 2013

Pròleg i Agraïments

Aquesta tesi és la culminació dels meus estudis de doctorat, cursats en els darrers tres anys, atesa la meua plaça d'ajudant a la UPC. És tot un privilegi poder dir que hom es dedica a la investigació, si a més, es tracta d'un lloc de treball. No obstant, cal reconèixer que ha estat una etapa dura de la carrera professional, amb pocs recursos i moltes tasques a realitzar en aquest petit departament de RMEE a l'EPSEVG.

La tesi va tenir un primer caire més teòric i numèric, en el que ens vam plantejar simular pròtesis destinades a la reparació de patologies recurrents del genoll caní, com a mirall del genoll humà, mitjançant programes d'elements finits. Aquesta línia és una vessant que ens fascina i des del departament la seguim treballant per a obtenir properament resultats dels MEF i contrastar-los amb els experiments de la tesi. La investigació, però, va adquirir un compromís més profund quan vam establir la col·laboració amb professors i cirurgians professionals de la Facultat de Veterinària de la UAB, que ens van plantejar els veritables problemes biomecànics del genoll caní i les mancances de coneixement en aquesta àrea. Aprofundint en la qüestió, van anar sorgint diferents nínxols d'investigació, originals i d'actual interès i necessitat. La tesi, finalment s'ha desenvolupat per dos camins. Hi consta un estudi de la biomecànica del genoll caní i dels efectes de les tècniques modificadores de la biomecànica, focalitzades a resoldre una patologia recurrent. La tesi és també el disseny i posada a punt d'una bancada d'assajos especialitzada per a detectar i analitzar in-vitro els fenòmens que es produeixen a l'interior del genoll caní. Els resultats experimentals obtinguts s'han contrastat amb dades del model biomecànic teòric.

S'ha aplicat el coneixement estructural per a crear un model simplificat, en el que les estructures òssies s'han considerat com a elements estructurals senzills. S'ha abocat tota l'experiència i coneixement per adaptar tècniques pròpies de l'enginyeria a la biomecànica canina, i crear instruments de mesura, així com, per al disseny del banc d'assajos i l'acoblament de dits instruments.

Caldria abans de concloure i donar pas al treball, agrair a tots aquells companys i companyes que han col·laborat en el projecte, i sense els quals no hauria estat possible engegar i acabar la meua investigació doctoral:

Gràcies al German i l'Oscar dels Serveis Tècnics dels Laboratoris de l'escola, per la seva col·laboració en el condicionament dels dispositius de mesura. En especial al German per al disseny específic del software de gestió i tractament de dades.

Gràcies al Jesús Lomero, per la seva inestimable amistat i simpatia, i per omplir-me d'alegria i d'ànims en les nostres trobades per l'escola i a la cuineta, on gaudia de plenes i interessants converses. Sempre les recordaré ...

Gràcies als dos col·laboradors de l'equip, Pampa i Igancio, veterinaris de la UAB, per l'aportació i condicionament de les extremitats canines, i la seva excel·lent feina en l'aplicació de la TTA.

Gràcies als directors de tesi, Juanjo i Carmen, per la seva tasca i transmissió de coneixements.

Gràcies a tots els amics i coneguts de l'EPSEVG que sempre m'han animat i escoltat durant aquest procés, en que sovint esplaiava les preocupacions en algú d'ells.

Resum

El genoll és l'articulació més gran i complexa tan en humans com en canins. Les forces internes que el governen no és coneixen amb exactitud. Les lesions dins aquesta articulació en gossos són recurrents, sobre tot, sobre el lligament creuat anterior, afecció que ha esdevingut el centre d'atenció de nombrosos grups d'investigació en els últims 20 anys i el desenvolupament de desenes de tècniques i mètodes de tractament dins la comunitat veterinària. Aquesta tesi neix per explorar la biomecànica que regeix el comportament de les forces al genoll caní, en particular, analitzar les forces causants de la ruptura de lligament creuat anterior (LCA) mitjançant un model teòric. Per altra banda, realitzarà assajos experimentals in-vitro, els resultats dels quals es contrastaran amb el model.

Primerament es revisa el marc teòric sobre la biomecànica en el genoll caní durant la fase de càrrega de la marxa del gos i es proposa un model biomecànic estàtic de les forces articulars, per conèixer la magnitud i direcció d'aquestes. La segona fase de la tesi és experimental. Per una banda, analitza els efectes de les forces causants del trencament del LCA sobre el genoll caní sa i patològic. Per altra, analitza l'eficàcia d'una de les tècniques més esteses per a la correcció de la patologia, la Tècnica d'Avanç de la Tuberositat Tibial (TTA, sigles en anglès de "Tibial Tuberosity Advancement"). Es tracta d'una de les tècniques basades en modificar la biomecànica del genoll produint una correcció dinàmica de forces i és una de les més esteses. Però a pesar del seu èxit, no aconsegueix una estabilitat igual a la situació anterior a la lesió del LCA. L'estudi de forces de l'articulació abans i després de l'aplicació de la tècnica encara no està clar, pel que hi ha variables incontrolades que podrien afectar negativament la correcta funció del genoll, per això la importància d'analitzar la tècnica des de dos enfocis: el teòric i l'experimental.

Del model sorgeixen les hipòtesis de partida prèvies a l'experimentació. Aquestes es centren en els efectes que pateix el lligament creuat posterior (LCP) i el tendó patel·lar (TP). Es creu que el LCP és un estabilitzador secundari que passa a tenir un rol protagonista quan es trenca l'estabilitzador principal i quan s'aplica la tècnica de la TTA. Per tan, és possible que el LCP es trobi sobre carregat després de la intervenció de la TTA, podent afectar al llarg termini la correcta funció del genoll. Per altra banda, hi ha poca informació sobre el comportament del tendó patel·lar. Es parteix de les hipòtesis que treballa més a majors angles de flexió de l'articulació femorotibial, i que amb la tècnica de la TTA tendeix a descarregar-se. Per verificar les hipòtesis es du a terme l'experimentació in vitro amb extremitats canines amb genolls sans, genolls amb escissió de LCA, i genolls amb reparació per la tècnica de la TTA. Durant els assajos s'apliquen forces tallants (una de les principals causes de la lesió del LCA) i es recullen les tendències de comportament del LCP i el TP. Es mesurarà l'elongació del lligament creuat posterior i la força del tendó del quàdriceps (la qual, a través d'un factor de correlació, es transformarà en força del tendó patel·lar).

Els dispositius de mesura sobre el lligament i el tendó estan basats en l'extensiometria elèctrica, una de les tècniques experimentals d'anàlisi de tensions i deformacions més precises i

àmpliament usades en el camp de l'enginyeria, capaç de mesurar deformacions de l'ordre de les micres in-situ i en temps real.

Els resultats experimentals de la tesi s'han contrastat amb les hipòtesis del model biomecànic favorablement. El lligament creuat posterior (LCP) s'ha trobat que després d'aplicació de la tècnica de reparació de la TTA es troba sobre carregat. Del tendó patel·lar s'ha trobat que es descarrega lleugerament amb la tècnica de la TTA, i augmenta la força amb l'angle de flexió del genoll.

Abstract

The knee joint is the largest and most complex both in humans and in canines. The internal forces that govern it, are not known exactly. Canine knee injuries are recurrent, especially in the anterior cruciate ligament, a disease that has become the focus of numerous research groups in the past 20 years and the development of dozens of techniques and methods of treatment within the veterinary community. This thesis was created to explore the biomechanics that govern the behavior of canine knee forces, in particular, to analyze the forces that cause the rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) with a theoretical model. Moreover, experimental tests were carried out *in vitro*, the results of which will be contrasted with the model.

First, the theoretical framework of biomechanics in the canine knee during the stance phase of the dog gait is reviewed and we propose a static biomechanical model of joint forces, to know the magnitude and direction of these. The second phase of the thesis is experimental. On one hand, it analyzes the effects of the forces that cause ACL rupture on the canine knee. On the other, it analyzes the effectiveness of the most common techniques for the correction of the disease, Tibial Tuberosity Advancement (TTA). This is one of the techniques based on changing the biomechanics of the knee and is one of the most widespread. But despite its success, the technique doesn't stabilize the knee completely. The study of joint forces before and after the application of the technique is not yet clear, so there are uncontrolled variables that could adversely affect the proper function of the knee, hence the importance of analyzing the technique from two approaches: the theoretical and the experimental.

Hypotheses emerging from the model, focus on the effects on the posterior cruciate ligament (PCL) and Patellar Tendon (PT). It is believed that the PCL is a secondary stabilizer that takes on a leading role when the main stabilizer breaks and when the TTA technique is applied. For this reason it is possible that the PCL is overloaded after the intervention of the TTA and may affect long-term knee function. Furthermore, there is little information on the behavior of the Patellar Tendon (PT). It is based on the hypothesis that the tendon works more at higher femorotibial joint flexion angles, and the TTA technique tends to transfer less load. To verify the hypotheses *in vitro* experiments are carried out on canine limbs with healthy knees, knees with ACL excision and knees repaired by the TTA technique. During the tests shear forces are applied (one of the main causes of ACL injury) and the behavior of the LCP and the PT is collected. We measure the elongation of the posterior cruciate ligament and the strength of the quadriceps tendon (which, through a correlation factor, will transform into the strength of the Patellar Tendon).

The measuring devices for the ligament and the tendon are based on the electric extensimetry technique, one of the more accurate experimental techniques to analyze stress and strain and widely used in engineering.

The experimental results of this thesis are favorable compared with the biomechanical model hypothesis. The posterior cruciate ligament (PCL) was found to be overloaded after the

application of TTA. The Patellar tendon was found to be slightly distended after the application of TTA, and the force increased with the angle of knee flexion.

Índex

1.	JUSTIFICACIÓ.....	1
2.	OBJECTIUS	3
3.	ESTAT DE LA QÜESTIÓ	5
3.1	Diagnòstic del trencament del LCA	5
3.2	Anatomia de l'articulació	5
3.3	Articulació femorotibial	6
3.4	Anatomia, histologia i funció dels lligaments creuats	7
3.5	Articulació femoropatellar	8
3.6	Musculatura	8
3.7	Biomecànica dels lligaments creuats.....	10
3.8	Trencament del lligament creuat anterior: fisiopatologia.....	10
3.9	Propietats mecàniques dels lligaments creuats.....	13
3.10	Trencament del lligament creuat posterior.....	13
3.11	Mesures de la força d'empenta cranial	14
3.12	Evolució de les tècniques de reparació del LCA	15
3.13	Tècniques modificadores de la biomecànica del genoll.....	16
3.14	Avanç de la tuberositat tibial humana	18
3.15	Avanç de la tuberositat tibial canina	18
3.16	Mesures del ATP	21
3.17	Tendó patellar i la TTA	23
4.	ESTUDI TEÒRIC: MODEL BIOMECÀNIC	25
4.1	Simplificacions del Model Biomecànic	25
4.2	Anàlisi de forces del Model	27
4.2.1	Equilibri de forces a l'articulació del tars	28
4.2.2	Equilibri de forces a l'articulació del genoll	29
4.2.3	Equilibri de forces amb l'aplicació de la tècnica de la TTA.....	31
4.2.4	Equilibri de forces en altres situacions	33
4.3	Resum de les conclusions del Model.....	35
5.	HIPÒTESIS DEL MODEL BIOMECÀNIC I OBJECTIUS EXPERIMENTALS.....	37
5.1	Objectius Experimentals	37
6.	MATERIALS I MÈTODES	39
6.1	Descripció i preparació dels espècimens	39
6.1.1	Fixació a la bancada	39
6.1.2	Rigidesa de l'encastament	40
6.2	Descripció dels assajos	41

6.3	Bancada d'assajos	43
6.4	Muntatge del sistema	43
6.5	Simulació de les forces musculars	45
6.6	Dispositius de mesura	48
6.6.1	Extensimetria elèctrica.....	49
6.6.2	Captador de la força tangencial	50
6.6.2.1	Calibratge del captador	50
6.6.3	Sensors de desplaçament tangencial	51
6.6.3.1	Calibratge dels sensors	51
6.6.4	Mesura del LCP.....	52
6.6.4.1	Calibratge del captador omega LCP	54
6.6.5	Mesura del Tendó Quàdriceps.....	55
6.6.5.1	Calibratge del captador del Tendó Quàdriceps.....	56
6.7	Equips de lectura i processament de dades	56
6.7.1	Multiplexor	56
6.7.2	Targeta d'adquisició de dades	57
6.7.3	Gestió i tractament de dades.....	57
6.8	Tècnica de la TTA.....	58
6.9	Protocol dels assajos	59
6.10	Inconvenients dels assajos	60
7.	RESULTATS DELS ASSAJOS EXPERIMENTALS	61
7.1	Caracterització del LCP	61
7.2	Deformació del LCP en assaig DCu	63
7.3	Força del Tendó Quàdriceps en assaig DCr.....	67
8.	DISCUSSIÓ DELS RESULTATS EXPERIMENTALS	73
8.1	Caracterització del LCP	73
8.2	Comportament del LCP en assaig DCu	74
8.2.1	Genoll complert	74
8.2.2	Genoll sense LCA.....	75
8.2.3	Genoll amb TTA	75
8.2.4	Resum del comportament del LCP.....	76
8.3	Comportament Tendó Quàdriceps i Patel·lar en assaig DCr.....	76
9.	CONCLUSIONS	79
9.1	Conclusions del Model Biomecànic	79
9.2	Conclusions dels Assajos Experimentals	80
10.	REFERÈNCIES	83

Llistat d'abreviatures

LCA Lligament creuat anterior

LCP Lligament creuat posterior

TP Tendó Patel·lar

TQ Tendó Quàdriceps

CTT *Cranial Tibial Thrust* (Força d'empenta cranial)

ATP Angle del tendó patel·lar

CP *Contact Point* (Punt de Contacte Instantani)

TTA *Tibial Tuberosity Advanced* (Avanç de la tuberositat tibial)

TPLO *Tibial Plateau Leveling Osteotomy* (Osteotomia d'anivellació del platet tibial)

DCu Desplaçament caudal de la tibia

DCr Desplaçament cranial de la tibia

1. JUSTIFICACIÓ

El genoll és una de las articulacions més complexes de l'organisme i el lligament creuat anterior és el principal estabilitzador d'aquesta articulació. Les lesions sobre el LCA en gossos són molt recurrents. Aquesta afecció ha esdevingut el centre d'atenció de nombrosos grups d'investigació en els últims 20 anys i el desenvolupament de desenes de tècniques i mètodes de tractament dins la comunitat veterinària. L'ortopèdia i la traumatologia representen una nova àrea d'especialització en la medicina veterinària de petits animals.

El trencament del lligament creuat anterior (LCA) o cranial, és la principal causa de coixesa de l'extremitat posterior en gossos (Hayashi, Manley i Muir 2004), a més de produir dolor, inestabilitat i canvis degeneratius a l'articulació. No obstant, les tècniques quirúrgiques de reparació del lligament creuat anterior, així com els conceptes biomecànics que les han sustentat, han variat considerablement al llarg dels últims anys. Els tractaments de trencament del LCA han presentat gran controvèrsia, doncs cap de les tècniques clàssiques, les intracapsulars i extracapsulars, detenen de forma definitiva la progressió de la malaltia degenerativa. En els darrers anys han aparegut tècniques de modificació de la biomecànica del genoll per a la reparació del trencament del LCA, com la Tècnica d'Avanç de la Tuberositat Tibial (TTA, sigles en anglès de "Tibial Tuberosity Advancement"), i l'Osteotomia d'Anivellació del platet tibial (TPLO, sigles en anglès de "Tibial Plateau Leveling Osteotomy"). Canviant la biomecànica del genoll s'espera aconseguir uns efectes millorats i més ràpids en la rehabilitació, i una precoç i millor recuperació de les funcions del pacient, sobretot, en casos d'animals d'elevat pes.

No obstant l'èxit de les tècniques modificadores de la biomecànica del genoll, cap d'elles aconseguixen una estabilitat igual a la situació anterior del trencament del LCA. Per altra banda, l'estudi de forces de l'articulació abans i després de l'aplicació de les tècniques encara no està clar, pel que hi ha variables que no es controlen i podrien afectar negativament la correcta funció del genoll. Pel que es fa imprescindible, per una banda, elaborar un model biomecànic de forces de l'articulació femorotibial per conèixer tots els paràmetres que hi intervenen, i contrastar el model amb assajos experimentals sobre extremitats canines amb i sense la intervenció de la TTA.

2. OBJECTIUS

La investigació que es du a terme té doble objectiu. Primerament revisar el marc teòric actual sobre la biomecànica en el genoll caní durant la fase de càrrega de la marxa del gos, i proposar un model biomecànic senzill de les forces articulars, per conèixer la magnitud i direcció d'aquestes. El model ha de simular la realitat, dificultat que es salva amb la simplificació de les geometries òssies i elements tous del genoll, per a tractar-los com elements estructurals simples. A partir del model teòric se'n dedueixen les hipòtesis de partida, prèvies a la segona fase de la tesi: l'experimentació in vitro amb extremitats canines amb genolls sans, genolls amb escissió de LCA, i genolls amb reparació per la tècnica de la TTA. El mètode experimental, però, encara incorre en més simplificacions que el teòric, doncs per als assajos només es conserva el sistema lligamentós dels espècimens, no el muscular. Per a imitar els músculs principals s'utilitzen molles de les quals es coneix la seva constant elàstica i per tan, la força que generen.

Les hipòtesis de partida del model es centren en els efectes que pateix el lligament creuat posterior (LCP) i el tendó patel·lar (TP) en diferents condicions del genoll, sanes i patològiques. Es creu que el LCP és un estabilitzador secundari que passa a tenir un rol protagonista quan es trenca l'estabilitzador principal i, sobre tot, quan s'aplica la tècnica de la TTA. Per tan, és possible que el LCP es trobi sobre carregat després de la intervenció de la TTA, podent afectar al llarg termini la correcta funció del genoll. Per altra banda, hi ha poca informació sobre el comportament del tendó patel·lar. Es parteix de les hipòtesis que rep més tensió a majors angles de flexió de l'articulació femorotibial, i que amb la tècnica de la TTA tendeix a descarregar-se. Per a verificar les hipòtesis es duen a terme assajos amb tres espècimens canins de diferents mides, en els quals se'ls apliquen forces tallants (deduïdes del model) i s'observen les tendències de comportament del LCP i del TP. Es vola mesurar l'elongació del lligament creuat posterior i la força del tendó del quàdriceps (que a través d'un factor de correlació es transformarà en força del tendó patel·lar), sota els efectes de forces tallants a l'articulació.

3. ESTAT DE LA QÜESTIÓ

3.1 DIAGNÒSTIC DEL TRENCAMENT DEL LCA

En veterinària la ruptura del LCA és el problema més comú en ortopèdia (Jerram i Walker 2003; Hayashi, Manley i Muir 2004), que produeix coixesa en els gossos i la causa més freqüent d'artrosi degenerativa secundària a l'articulació del genoll (Muir 2010). Més de 600 articles científics han estat publicats sobre el tema. Els gossos que presenten dolor associat amb una coixesa pot tractar-se de lesió de LCA. En funció de la cronologia de la lesió es pot observar efusió, engruiximent del teixit tou, atrofia muscular i inestabilitat. La inestabilitat entre extremitats òssies es mesura mitjançant la palpació del grau de moviment cranial o caudal entre el fèmur i la tibia, que reflexa la presència o bé parcial, o bé, total del trencament del LCA, doncs normalment no permet aquests dos moviments (exceptuant un lleuger moviment en gossos joves). Existeixen dos tests que mesuren el moviment excessiu degut a la pèrdua del lligament: l'efecte calaix i la força d'empenta cranial (CTT, sigles en anglès de *Cranial Tibial Thrust*) (Henderson i Milton 1978; Muir 1997). Però la detecció mitjançant una avaluació física pot estar emmascarada per factors tals com, la tonicitat muscular causada pel dolor i l'estrés, efusió, menisc esquinçat, o fibrosi periarticular (Flo i DeYoung 1978).

Les radiografies solen mostrar efusió de l'articulació a la vista lateral amb i distorsió de la capa de greix infra-patel·lar. Tan a les radiografies laterals, com cranio-caudals, si la lesió és crònica, es pot observa osteoartritis. L'exploració de l'articulació clínica es recomanable per a grans races, amb una artroscòpia per visualitzar no només els lligaments creuats, sinó també el menisc, i és la manera més ràpida d'actuar després del diagnòstic -meu i (Siemering i Eilert 1986; Hoelzler 2004). El diagnòstic precoç i el consegüent tractament per a la ràpida recuperació del moviment, pot ajudar a millorar els resultats fins ara obtinguts.

3.2 ANATOMIA DE L'ARTICULACIÓ

L'articulació del genoll és una articulació complexa, constituïda per tres articulacions diferents: articulació femorotibial, articulació femoropatel·lar i articulació tibioperonea proximal. Rodejant dites articulacions es troba la càpsula articular fibrosa, que és una capa gruixuda de teixit connectiu (Rojo i González 2008).

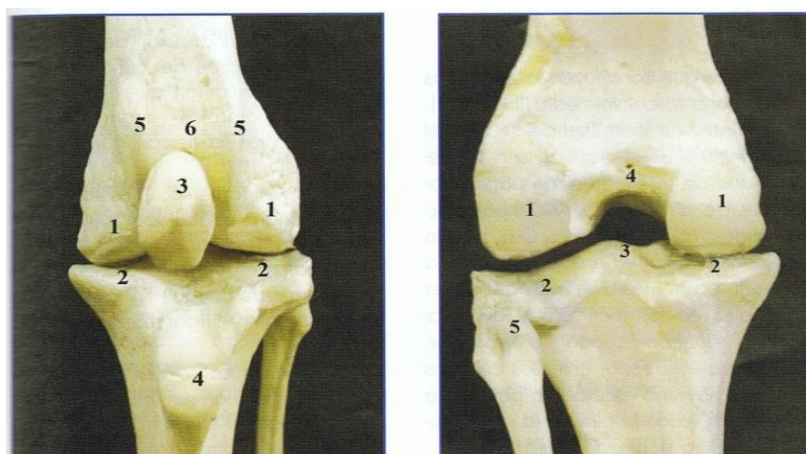
Figura 1. Vista lateral del genoll esquerre d'un gos. 1: lligament colateral lateral; 2: tendó del múscul extensor digital llarg; 3: lligament Patel·lar. 4: menisc lateral; 5: còndil femoral lateral; 6: còndil tibial lateral, 7: òs sesamoide del múscul gastronemi lateral; 8: cap del peroné; 9: tuberositat tibial; 10: ròtula a l'interior del lligament; 11: llavi lateral de la tròclea femoral. (Font de la imatge: Rojo i González 2008).



3.3 ARTICULACIÓ FEMOROTIBIAL

L'articulació femorotibial té unes superfícies articulars formades pels còndils lateral i medial del epífisis distal del fèmur, els quals estan separats per una fosa intercondílica (Rojo i González 2008). Aquesta articulació suporta el pes de l'animal i els moviments de flexo i extensió (el més comú), i de rotació, que contribueix a una major eficàcia mecànica de l'aparell extensor de la cama. La configuració de les seves superfícies articulars, ofereix una limitada estabilitat que ha de ser reforçada en part pels meniscs i, sobre tot, per un complex sistema lligamentós tant extra-capsular, com intra-capsular. El sistema lligamentós extra-capsular el formen els lligaments col·laterals (lateral i medial), que proporcionen estabilitat en el moviment var/valg (Vasseur i Arnoczky 1981), i els reforços capsulars. El lligament col·lateral lateral, uneix l'epicòndil lateral del fèmur amb el còndil lateral de la tibia i el cap del peroné. El lligament col·lateral medial, va des de l'epicòndil medial del fèmur fins el còndil medial de la tibia. El sistema lligamentós intra-capsular el formen els lligaments creuats (anterior i posterior), que actuen de guia d'acoblament entre el platet tibial, els meniscs i els còndils femorals, durant els diferents graus del moviment. El lligament creuat cranial, va de la fosa intercondílica de la cara interna del còndil lateral del fèmur fins l'àrea intercondílica cranial de la tibia. El lligament creuat caudal, va de la fosa intercondílica de la cara interna del còndil medial del fèmur fins la incisió poplítica de la tibia.

Figura 2. Esq. Vista cranial de l'articulació del genoll esquerre del gos. 1: còndils del fèmur; 2: còndils de la tibia; 3: ròtula; 4: tuberositat tibial; 5: llavis de la tròclea femoral; 6: solc de la tròclea femoral. Dreta. 1: còndils del fèmur; 2: còndils de la tibia; 3: eminència intercondílica; 4: fossa intercondílica; 5: Cap del peroné. (Font de la imatge: Rojo i González 2008).



Entre la superfície del fèmur i la tibia s'interposen dos fibrocartílags (meniscs) amb forma de C, que aporten la congruència articular a les superfícies dels còndils. Aquests es situen entre els còndils femorals i el platet tibial (part superior de la tibia) (Muir 2010). El menisc realitza diferents funcions: de cunya estabilitza l'articulació a l'evitar desplaçaments laterals anormals del fèmur tan en la flexió com en l'extensió, prevenir l'atrapament de la capsula entre els dos ossos, lubricació, i transferència de les forces compressives que travessen l'articulació (Muir 2010). Després de la ruptura del LCA, la porció caudal del menisc medial té una gran importància per a l'estabilització del genoll (Pozzi et al. 2006).

3.4 ANATOMIA, HISTOLOGIA I FUNCIÓ DELS LLIGAMENTS CREUATS

Els tendons serveixen per lligar el múscul a l'os o fàscia i transmetre així càrregues de tracció a l'os o fàscia, produint el moviment de l'articulació. La funció del lligament pot definir-se com la d'estabilitzar les articulacions, guiar el seu moviment i prevenir moviments excessius. Els lligaments creuats s'originen a la fosa intercondília del fèmur, prenen direccions divergents i es creuen. Són el lligament creuat anterior (LCA) o cranial i lligament creuat posterior (LCP) o caudal. El lligament creuat posterior és de major longitud i gruix. Proporcionen estabilitat a l'articulació, amb la funció principal d'evitar els desplaçaments cranials (LCA) i caudals (LCA i LCP) excessius de la tibia respecte al fèmur, quan el membre pelvià sosté el pes (Rojo i González 2008). El LCA té més funcions que el LCP, de fet, és el principal estabilitzador del genoll i, per tant, el que més comunament es lesiona en els cans (veure apartat 3.7 BIOMECÀNICA DELS LLIGAMENTS CREUATS). Els lligaments creuats en el moviment de rodament pur del genoll durant la flexo-extensió, obliguen a una translació entre fèmur i tibia, pel que el punt de contacte entre fèmur i tibia pel qual es transmeten les forces compressives de l'articulació, va variant en les diferents posicions (Nisell, Nemeth i Ohlsen 1986).

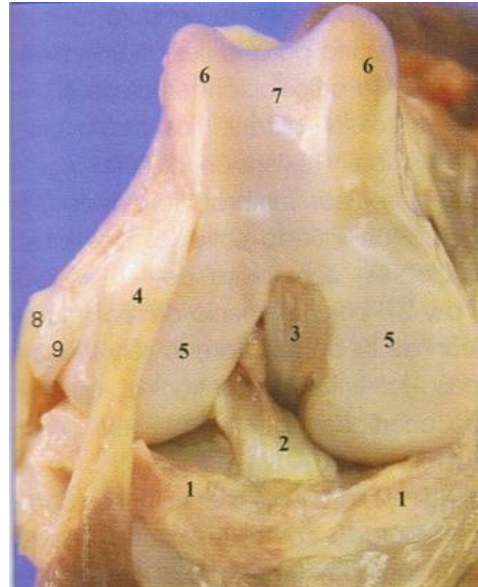


Figura 3. Vista cranial de l'articulació femorotibial dreta del gos en flexió. 1: lligament transvers del genoll unint per la part cranial els meniscs; 2: lligament creuat cranial; 3: lligament creuat caudal; 4: tendó del múscul extensor digital llarg; 5: còndils femorals; 6: llavis de la tròclea femoral; 7: solc de la tròclea femoral; 8: lligament col·lateral lateral; 9: tendó del múscul popliti. (Font de la imatge: Rojo i González 2008).

El lligament creuat anterior està compost per una banda crani-medial, la qual està tensada en extensió i flexió, i una banda caudo-lateral, la qual es tensa sols en extensió. La longitud mitjana del LCA en gossos és de 13.5 a 18.7 mm (de Rooster, de Bruin i Van Bree 2006).

Els lligaments tenen una gran complexitat estructural. És molt complex definir les propietats mecàniques i resistents dels teixits biològics, doncs el teixit viu no té una estructura uniforme i homogènia, sinó jerarquitzada i especialitzada per resistir esforços determinats en determinades direccions, és a dir, són materials especialitzats per a un funció concreta. Aquests materials doncs, mostren anisotropia al comportament mecànic, pel que és difícil caracteritzar les seves propietats mecàniques (Proubasta, Planell i Gil 1997).

La microestructura dels lligaments, consisteix en unitats de col·lagen dividides en fascicles, que al seu torn estan subdividits en sub-fascicles ondulats, fibres i fibril·les (de Rooster, de Bruin i Van Bree 2006; Muir 2010). Està compost en un 90% de col·lagen Tipus I, sent el romanent de

tipus III (de Rooster, de Bruin i Van Bree 2006). Els fibroblasts són la principal cèl·lula de suport del col·lagen. Les cèl·lules s'orienten en columnes paral·leles a i entre les fibres de col·lagen (de Rooster, de Bruin i Van Bree 2006).

Els lligaments són alimentats feblement per vasos de la capa de greix infra-patel·lar i del teixit sinovial que envolta els lligaments (Alm i Strömberg 1974; Tirgari 1978; Arnoczky et al. 1979). La major contribució vascular al centre del genoll ve donat per branques de l'artèria genicular (Tirgari 1978). L'abastament de sang és més important a la part proximal que a la part de la tibia del lligament creuat, mentre que la porció intermèdia és relativament hipo-vascular (Alm i Strömberg 1974).

L'articulació, i per tant, els lligaments s'innerven a través de branques del nervi safena, nervi peroné comú, i nervis tibials (O'Connor i Woodbury 1982). La major part dels receptors es troben en la porció proximal del LCA o del fèmur (Arcand et al. 2000). Aquests receptors mecànics contribueixen a molts reflexes musculars, els quals protegeixen activament l'LCA d'esquinçaments durant el moviment i prevenen danys articulars (de Rooster, de Bruin i Van Bree 2006).

3.5 ARTICULACIÓ FEMOROPATEL·LAR

Es troba entre la cara articular de la ròtula (o patel·la) i la tròclea del fèmur (veure **Figura 1**). Aquesta articulació proporciona l'eficàcia mecànica necessària per a la flexió i l'extensió, durant la qual la ròtula discorre pel solc troclear femoral (Rojo i González 2008). La ròtula, la qual és el major os sesamoide, actua com a braç de palanca a través de l'articulació. La ròtula està unida al fèmur mitjançant els lligaments femoropatel·lars col·laterals lateral i medial, que neixen al sesamoide del múscul gastronemi corresponent (**Figura 1**) i es dirigeixen cap a la ròtula (Rojo i González 2008). Distal a la ròtula, el mecanisme extensor del quàdriceps continua com el tendó patel·lar o lligament patel·lar, fins al punt d'inserció a la tuberositat tibial. La tuberositat tibial és una protuberància cranial a la part final proximal de la cresta tibial (veure **Figura 1 i 2**).

La flexo-extensió en moviments rutinaris va d'un angle de 160° en extensió, als 40° en flexió, en Labrador Retrievers (Jaegger et al. 2002). Durant la flexió-extensió es produeix una rotació de la tibia respecte el fèmur. Durant la marxa, la rotació màxima en flexió màxima és aproximadament uns 10° (Korvich, Pijanowski i Schaeffer 1994).

3.6 MUSCULATURA

Gran part dels músculs que actuen sobre l'articulació del genoll són músculs que normalment actuen sobre el maluc y, secundàriament, sobre el genoll. El mecanisme del quàdriceps, o extensor del genoll, consisteix en el gran muscle femoral (únic que s'insereix al ili de la pelvis) i tres muscles més petits: vastus lateral, medial i intermedi, que s'insereixen al fèmur proximal (Rojo i González 2008). Aquest mecanisme és el principal responsable de l'extensió del genoll i

l'equilibri en la posició de càrrega de pes. En la flexió participen els músculs (una part o en el seu complet) del bíceps femoral, semi-tendinós, semi-membranós, sartori, gastronemi i gracilis (Rojo i González 2008).

El múscul gastronemi és el més superficial dels músculs caudals a la tibia. El seu ventre forma una voluminosa massa muscular. Té cap lateral i medial, que s'origina en les tuberositats supracondílies del fèmur. El seu tendó s'insereix a la tuberositat del calcani, és el tendó calcani comú. El tendó o taló d'Aquil·les està format per tres tendons, el més important és el tendó calcani comú; el segon tendó més important és el que forma el múscul flexor digital superficial; i les fibres dels músculs gracilis, semi-tendinós i bíceps femoral s'uneixen a través de la fàscia crural per a formar el terces tendó.

Els músculs, només tiren, mai espitgen. En general estan posicionats en parells oposats generant accions oposades, com és el cas de la flexió-extensió. Abans es considerava que la contracció d'un, anava acompanyada de la relaxació de l'altre (agonista-antagonista). En canvi, l'estabilitat dinàmica de l'articulació per a diverses activitats ve donada per la musculatura i els lligaments. Els conjunts múscul-tendó que travessen l'articulació del genoll, el quàdriceps i els isquiotibials, és contrauen simultàniament, això és l'anomenada co-contracció (Muir 2010). Aquesta també es produeix durant la fase de càrrega de pes de la marxa, en la que els diferents grups musculars presenten l'anomenada co-contracció per a mantenir l'estabilitat de les articulacions. La contracció concèntrica d'un va acompanyat per la contracció excèntrica de l'altre: durant la contracció dels músculs extensors, que produeix l'extensió del genoll, els músculs flectors es contrauen excèntricament, produint alhora la flexió, per estabilitzar la tibia i evitar el col·lapse de l'extremitat posterior. És a dir, tots dos grups musculars estan en tensió per equilibrar el genoll. En gossos és un fenomen poc estudiat.

Els músculs que actuen sobre el genoll tenen una importantíssima funció per estabilitzar-lo. Però l'efecte específic que fa cada múscul és molt difícil de determinar. S'ha recollit informació sobre el moviment de l'articulació a través d'un anàlisi cinemàtic de la marxa (Hottinger et al. 1996). Arrel d'aquest article, Shahar va idear un model matemàtic de les forces musculars actuant al genoll caní (Shahar i Banks-Sills 2004). Degut a que no hi ha mesures en viu de les forces dels músculs actuant al genoll, el model serveix per predir aquestes, però la seva validesa en la marxa del gos no està provada. Un estudi similar del mateix autor, basat també un model matemàtic, prediu les forces musculars actuant a l'extremitat posterior canina durant la fase de càrrega de la marxa del gos. L'estudi dona les forces musculars en percentatge segons el pes corporal (Shahar i Banks-Sills 2002). La suma dels grups musculars que intervenen en l'extensió (que actuen a través del tendó patel·lar), sumen una contribució respecte el pes corporal, d'aproximadament el 48%, mentre que els músculs flectors (inserir majoritàriament al tendó d'Aquil·les) contribueixen en un 29% aproximadament.

3.7 BIOMECÀNICA DELS LLIGAMENTS CREUATS

L'articulació del genoll permet tan la rotació com la translació en els tres plans de l'espai, té sis graus de llibertat. La flexió i extensió, va dels 160° en màxima extensió, fins als 40° en màxima flexió (Jaegger et al. 2002). El moviment de flexió-extensió es dona per la combinació del rodament i el lliscament del fèmur sobre la tibia. En el moviment invers degut a la morfologia dels còndils, el contacte femorotibial es trasllada més cabdalment sobre el platet lateral que el medial, resultant en una rotació tibial durant la flexió del genoll (Vasseur i Arnoczky 1981). La translació medial i lateral i proximal i distal és estretament restringida pels lligaments col·laterals, però tot i així permeten un moviment de rotació. Aquestes rotacions de var/valg i intern/extern són aproximadament de 20°, i es produeixen al llarg del cicle de marxa del gos (Korvick et al. 1994).

A diferència de la resta d'articulacions del gos, no es produeix una congruència òssia entre fèmur i tibia, pel que són necessaris teixits tous estabilitzadors primaris i secundaris. Els músculs produeixen el moviment a les articulacions i els estabilitzadors dirigeixen el moviment de l'articulació, és a dir, el moviment relatiu entre fèmur i tibia. El LCA actua com el primer estabilitzador, tan per a la translació caudal com cranial, com per a la rotació interna-externa (moviment que també limiten els lligaments col·laterals) (Rojo i González 2008) i en menor mesura, controla en càrrega la laxitud en var/valg. És un estabilitzador també de la híper-extensió i flexió excessiva (Rojo i González 2008). El LCP té el principal rol de limitar el moviment caudal de translació de la tibia, ajuda a limitar l'excessiva rotació interna-externa (Arnoczky i Marshall 1977) i és estabilitzador secundari de la híper-extensió i flexió excessiva i del moviment var/valg en flexió.

Els meniscs actuen com estabilitzadors secundaris i el grau d'actuació depèn de la condició en que es troben els estabilitzadors primaris, sobre tot, el LCA. Quan l'LCA es trenca, el menisc mitjà pren el rol d'estabilitzador primari, actuant com una cunya que s'oposa a la translació i rotació dels còndils femorals (Pozzi et al. 2006). Però quan el menisc lateral es mou, no fa la correcta funció de cunya entre fèmur i tibia. Els altres estabilitzadors passius inclouen els lligaments col·laterals i la càpsula articular (Muir 2010).

3.8 TRENCAMENT DEL LLIGAMENT CREUAT ANTERIOR: FISIOPATOLOGIA

L'etiologia del trencament de lligament creuat anterior encara no és del tot coneguda, però sembla tenir un origen multifactorial. El LCA pot trencar per un moviment excessiu dintre de les seves tres funcions: el desplaçament cranial de la tibia, la híper-extensió i una rotació excessiva interna de la tibia en flexió (130°-160°) (Rodríguez et al. 2008). També pot trencar per traumatisme i per una degeneració continuada al genoll. De fet, recentment s'ha suggerit que la lesió sigui el producte d'una degeneració crònica del lligament degut a repetits esquinçaments de les fibres, que produeixen canvis cel·lulars dins l'articulació (Hayashi, Manley i Muir 2004), produït per una inestabilitat del genoll (Muir 2010). Slocum suggereix que la fallida mecànica

sigui conseqüència de càrregues repetitives associades a la força d'empenta tibial cranial (CTT) (Slocum i Devine 1983; Slocum i Slocum 1993), i aquesta força es produeix durant la marxa del gos.

Un possible efecte de l'angle del platet tibial en el trencament del LCA ha estat qüestionat, però no s'ha pogut confirmar cap associació entre l'increment en l'angle del platet tibial i la ruptura del LCA entre gossos sans i amb LCA trencat (Morris i Sipowitz 2001; Wilke et al. 2002; Zeltzman et al. 2005). En canvi sí s'han trobat evidències en l'angle entre el tendó patel·lar i el platet tibial (ATP). Una petita, però significant, **diferència en l'angle entre el lligament patel·lar i el platet tibial es va trobar en un estudi comparant gossos amb ruptura parcial del LCA i articulacions sanes** (Schwandt et al. 2006). Schwandt i col·laboradors van demostrar que el ATP és més gran en animals amb ruptura parcial del LCA que en animals sans. Aquest depèn de la inclinació del platet tibial i la conformació de la tuberositat tibial. Una tuberositat subdesenvolupada resultarà en un angle major, i per tant, en una major càrrega sobre el LCA. Dos nous estudis demostren aquesta correlació (Guerrero et al. 2007, Inauen et al. 2009), tot i que són necessaris més estudis per afirmar aquesta relació.

En humana s'ha observat que les dones tenen un menor braç de palanca respecte el tendó patel·lar, i per tant, majors forces articulars que els homes (Nisell 1985). I les dones precisament són més susceptibles a patir malalties degeneratives. Cal esbrinar si els gossos amb petita tuberositat tibial, i per tant, braços de palanca més curts per als moments del tendó patel·lar, faci més probable la ruptura del LCA que en gossos amb grans tuberositats tibials.

Segons un estudi cinemàtic en viu s'ha demostrat que **la majoria dels canvis després de la escissió del LCA es noten a la fase de recolzament de la marxa** (Korvick et al. 1994; Tashman et al. 2004). S'observa una considerable translació cranial mantinguda durant la marxa. No obstant, en viu no s'ha observat una excessiva rotació interna al genoll amb el LCA deficient (Tashman et al. 2004). Això suggereix que les forces musculars són les principals estabilitzadores front a l'anormal rotació axial i el LCA seria un estabilitzador secundari durant la marxa i el trot. Però aquestes forces encara no han estat analitzades en cap estudi biomecànic complet. Hi ha activitats que sobrepassen la capacitat d'estabilització muscular, provocant altes torsions axials sobre el genoll i carregant el LCA. Calen doncs, estudis que analitzin diferents activitats i postures de l'extremitat canina.

Utilitzant el model biomecànic teòric de Shahaar, van trobar que el LCA estava sotmès a un màxim d'un 12% de la força del pes corporal, mentre que el LCP no es troba pràcticament tensat (Shahaar i Banks-Sills 2004). **Mentre que quan es trenca el LCA, el LCP es troba tensat durant la major part de la marxa del gos, arribant a la magnitud del 11% del pes corporal.**

La ruptura es sol donar a la inserció del lligament (Benjamin et al. 2006).

Hi ha un seguit de factors de risc que contribueixen a la ruptura del LCA, aquests són: l'edat avançada, les races de mida gran de més de 20 kg de pes (Labrador, Rottweiler, Mastin Napolità, Boxer, etc.), races amb angle femorotibial híper-extès (Mastins, Chow-Chow;

Rottweiler, Bóixer, etc.), el sobrepès, la debilitat del lligament causat per sedentarisme, certes afeccions endocrines (hipotiroidisme), anomalies posturals congènites (valg, var, luxacions de ròtula), fractures antigues i artritis (Rodríguez et al. 2008).

Existeixen una sèrie de patologies associades al trencament del lligament creuat anterior:

- a) Trencament de menisc. Pot produir-se lesió del menisc en el mateix moment de la lesió del lligament creuat anterior o bé posteriorment, com a conseqüència del desplaçament anormal en sentit cranial i rotacional de la tibia al recolzar l'extremitat afectada (Rodríguez et al. 2008).
- b) Luxació de ròtula. En races petites el trencament del LCA és secundari a una luxació medial de la ròtula, com a conseqüència del increment de la rotació medial de la tibia, que produeix majors forces de tracció sobre el LCA. A més, la sinovitis resultant de la luxació de ròtula debilita el lligament i contribueix a la seva ruptura (Rodríguez et al. 2008).
- c) Malaltia degenerativa articular (MDA), osteo-artritis. Aquest problema es pot enfocar des d'una òptica biomecànica, en la que les alteracions de la biomecànica en genolls amb LCA deficientes sigui un dels principals motius de l'osteo-artritis. Aquest desequilibri el produeix la luxació femorotibial que causa un anormal mecanisme de contacte i increment de la força tallant femorotibial (Pozzi et al. 2006; Anderst i Tashman 2009). El cartílag articular es veu alterat a l'amortir aquests esforços, doncs el seu metabolisme depèn de l'estímul mecànic que reben els seus condrocits (Carter et al. 2004). La reducció o augment de càrregues sobre parts del cartílag poden desencadenar la degradació d'aquest. Un altre enfoc es considerar l'osteo-artritis com a conseqüència de la component immune de l'artritis. Histològicament, a la degeneració dels fibroblasts del lligament, quan hi ha ruptura del LCA, també se li afegeix la degeneració de la matriu extracel·lular (Hayashi et al. 2003). Els canvis observats en el col·lagen, la pèrdua de la seva forma i la separació de les fibres, suporten la idea que el lligament ha estat sotmès a una sobre càrrega. Probablement, la degeneració del LCA es multi factorial, incloent la inflamació articular, càrregues mecàniques, lesió de les fibres de col·lagen i isquèmia (de Rooster, Bruin i van Bree 2006). La prevenció de l'osteo-artritis en el tractament quirúrgic del LCA deficient ha d'apuntar a restaurar la funció normal de l'articulació. Per tant, no només és necessari restablir l'estabilitat en el pla crani caudal, sinó també els patrons normals de contacte de l'articulació.

Els tractaments més conservatius per a la ruptura del LCA consisteixen en l'alleujament del dolor amb medicació, antiinflamatoris, pèrdua de pes i repòs absolut. En animals petits amb pes inferior a 10 kg, aquests tractament poden funcionar. Però en grans races el sedentarisme i l'augment de pes acostumen a ser factors molt influents, pel que els tractaments conservatius no acostumen a fer efecte (Rodríguez et al. 2008).

3.9 PROPIETATS MECÀNIQUES DELS LLIGAMENTS CREUATS

La tensió es defineix com la força per unitat d'àrea. I la deformació és el canvi en la longitud d'un element. La rigidesa és una propietat mecànica que dona idea de quanta força és requerida per deformar un element, i per tan, és el quocient entre la tensió i la deformació.

No hi ha tampoc dades clares dels límits de ruptura dels lligaments. Quan la tensió a la que és sotmès el LCA és superior al seu límit de ruptura, aquest trenca i s'estima que el límit de ruptura és 4 vegades el pes de l'animal. La màxima tensió mesurada en el LCA abans de la fallida ha estat mesurada de 148 MPa (Butler, Hulse i Kay 1983). La tensió i l'elongació al moment de fallida són afectats per la rapidesa amb el que el lligament és estirat. Això és deu a la naturalesa viscoelàstica del lligament, que permet l'efecte de *creep* (elongació sota una força constant) i la relaxació (subseqüent elongació que es produeix amb el temps amb el lligament sota un mateix estirament). La força requerida per trencar els lligaments creuats, va resultar al voltant dels 1700N (Butler, Hulse i Kay 1983).

Els assajos de les rigideses de l'articulació i de lligaments han estat poc mesurats i hi ha molta dispersió de resultats.

3.10 TRENCAMENT DEL LLIGAMENT CREUAT POSTERIOR

El trencament del lligament creuat posterior o caudal és molt menys comú que el del LCA. EL trencament de manera aïllada es dona en menys d'un 2% de pacients (Harari 1993). La incisió experimental del LCP no causa una clara coïxesa i sols condueix a una lleugera rotació de la tibia respecte del fèmur; tampoc causa lesió de menisc (Harari et al. 1987). El que no està clar és si el trencament natural de forma aïllada del LCP produeix coïxesa.

Els gossos amb trencament del LCP solen tenir un historial de traumes i altres complicacions (Johnson i Olmstead 1987). El trencament complet del LCP s'ha observat en gossos amb luxacions de genoll en combinació amb la ruptura del LCA i el lligament col·lateral medial (Hulse i Shires 1986). El desgast del lligament sovint s'observa durant una artroscòpia de gossos afectats amb ruptura del LCA.

Detectar la lesió per LCP és complicat i pot confondre's amb lesions de LCA, pel que cal un diagnòstic específic amb artroscòpia (Johnson i Olmstead 1987).

Quan només es trenca el LCP, el tractament a seguir no està clar, sobre tot, perquè la incisió experimental no condueix a coïxesa. Amb tot, s'han proposat diferents mètodes d'estabilització extra-capsulars i intra-articulars, però no s'han avaluat a llarg termini els seus efectes objectivament (Harari 1993).

El procediment de la TPLO està contraindicat en cas de danys al LCP, doncs aquesta tècnica augmenta l'estrès sobre el lligament (Zachos et al. 2002). **S'ha observat que el LCP es sotmet a marcats canvis morfològics en genolls amb deficiència del LCA, cosa que pot comprometre**

les seves propietats (Zachos et al. 2002). En un estudi recent detectaren que hi ha un alt percentatge de danys en el LCP després de l'escissió del LCA. Es trobà una correlació directa entre en el grau de sinovitis present i l'abast en el dany al LCP (Sumner, Markel i Muir 2010).

Quan el LCA es trenca el LCP passa a ser el principal estabilitzador del genoll, pel que calen més estudis per avaluar els riscos que pateix el lligament amb el temps. No hi ha encara estudis clínics que hagin avaluat el comportament del genoll després, tan de la tècnica TPLO, com de la TTA, i encara menys la funció clínica a llarg termini (Boudrieau 2009).

L'efecte de la TPLO en la translació tibial ha rebut una especial atenció en la literatura recent. En un primer estudi, es va observar una translació basada en mesures radiogràfiques d'extremitats de cadàvers subjectes d'un anivellament del platet de 0° i d'un en el punt on la força d'empenta cranial (CTT) fos eliminada (Warzee et al. 2001). Els membres van ser col·locats per a simular les forces en viu (força del 30% del pes corporal) i simular la fase de càrrega del pes de la marxa. El genoll s'assegurà a 135° aplicant tensors per simular el quàdriceps i els isquiotibials, fins al punt de mantenir l'estabilitat a l'articulació del genoll i l'articulació entre la tibia i el tars. La quantitat de CTT recollida després de l'escissió del LCA va ser de 18.9 mm. Un cop fet el platet d'anivellament, la translació caudal fou de 6.3 mm. Aproximant el mínim angle del platet per a controlar la CTT, es va descriure a un angle de 6.5° (Warzee et al. 2001). **Durant el mateix estudi, la tensió en el lligament creuat caudal es va veure augmentada després de l'anivellació, i els autors van suggerir que una sobre anivellació del platet podria sotmetre al creuat posterior a una sobre tensió perjudicial.**

El model computacional per a les forces del genoll de Shahar va ser usat per avaluar l'efecte de la TPLO en les forces sobre el LCA. Després de la TPLO amb l'angle del platet tibial de 5° recomanat, la força es va reduir, però encara hi era present, en canvi als 0°, la força sobre el LCA es va eliminar i canviar la direcció cap al creuat caudal (Shahar i Milgram 2006).

La TTA també augmenta la càrrega sobre el LCP (Boudrieau 2009), però es creu que es compensa parcialment per la reducció general de forces a l'articulació degut al major braç de palanca del lligament patel·lar.

3.11 MESURES DE LA FORÇA D'EMPENTA CRANIAL

Algunes investigacions s'han centrat en mesurar la força d'empenta cranial (sigles en anglès, CTT) en gossos vius. En un estudi cinemàtic històric de veterinaris de la universitat d'Illinois van descriure el moviment en tres dimensions del genoll del gos abans i després de l'escissió del LCA (Korvick, Pijanowski i Schaeffer 1994). Van observar durant una palpació manual un increment des de menys d'1mm fins a 11 mm després de l'escissió del lligament. Els gossos semblaven mantenir en una major flexió l'articulació per evitar la translació cranial, que es produeix durant l'extensió completa. Quan van fer l'avaluació cinemàtica, la translació cranial de la tibia es va observar que augmentava solament des de menys d'1 fins a 2 mm (Korvick, Pijanowski i Schaeffer 1994). Els autors van suggerir que en la realitat la CTT es redueix gràcies

a la compressió en l'articulació i a les forces dels músculs, sense poder fer-ne una teoria sòlida, tot i que la deducció va pel mateix camí que els estudis de Tashman (Tashman et al. 2004). En aquests es va mesurar un increment de la CTT de 0.4 mm a 10.1 mm després de tallar el LCA.

Hi ha molts estudis que mesuren la CTT, però en tots ells hi ha una gran variació en els mètodes experimentals. Les extremitats s'han sostingut a 105°, 130°, 135° i 145° en extensió. El consens dels estudis cinemàtics és que l'angle durant la marxa de recolzament o càrrega de pes és de 135° (Korvick, Pijanowski i Schaeffer 1994; Hottinger et al. 1996). Però els **estudis cinemàtics senyalen un angle d'extensió del genoll a l'inici de la fase de càrrega major, alguns d'ells de fins a 150°. Un d'aquests fa l'anàlisi cinemàtic amb gossos al trot** (Decamp et al. 1993). **Per tant, no s'ha estudiat si la TTA neutralitza la CTT en un extensió total de la pota.**

La quantitat de força aplicada a les extremitats cadavèriques també varia àmpliament d'uns a altres estudis: 20%, 30% del pes corporal, etc. En altres estudis les forces aplicades en direcció cranial o caudal sobre el LCA són de 40 fins a 80N. Aquesta falta d'estandardització fa difícil comparar resultats entre estudis

3.12 EVOLUCIÓ DE LES TÈCNiques DE REPARACIÓ DEL LCA

S'han proposat centenars de tècniques quirúrgiques pel trencament del lligament creuat posterior. Però es poden classificar àmpliament en intra-capsulars, consistents en la col·locació d'un teixit o implant a través de l'articulació, en la mateixa direcció que ocupava el lligament original per a complir la seva funció; extra capsulars, inclouen la col·locació de sutures fora de l'articulació o el canvi de direcció del lligament col·lateral lateral, i les modificadores de la biomecànica del genoll.

Clínicament les tècniques d'estabilització intra-capsulars proporcionen bons resultats al mig termini, en canvi, a llarg termini, els propietaris informen d'un declivi de les funcions del membre operat (Innes et al. 2000). A més, les tècniques intra-articulars, tot i presentar un millor moviment normal del genoll per l'ús de l'empelt que imita l'orientació i la funció del lligament creuat cranial, l'empelt sol fallar degut factors mecànics o propietats biomecàniques inadequades (Muir 2010). L'afegit de la dificultat de la tècnica ha conduït a un major ús de tècniques alternatives, les extra-capsulars i d'estabilització biomecànica pel tractament del LCA.

Les tècniques extra articulars eliminen, més que limiten, la rotació interna de la tibia durant la flexió del genoll; això altera la cinemàtica normal del genoll augmentant la comprensió sobre les superfícies articulars, que al seu torn, pot provocar dany cartilaginós i de menisc. També tenen l'inconvenient que confien en una fibrosis periarticular per a l'èxit a llarg termini, i l'implant pot fatigar-se i fallar amb el temps (Dupuis i Harari 1993). Això i el necessari exercici postoperatori, va conduïr a desenvolupar tècniques que no es basessin en la fibrosis de teixit tou, i permetés al gos tornar ràpidament a recuperar les funcions després de l'operació.

La primera tècnica que canviava la biomecànica del genoll va ser presentada pel Dr. Slocum l'any 1993, consistent en l'anivellació del platet tibial TPLO (sigles en anglès de "Tibial Plateau Leveling Osteotomy") (Slocum i Slocum 1993). El fonament de la tècnica es basa en evitar la força d'avançament tibial que es produeix durant la marxa del gos, en posició de càrrega de pes, que és suportada pel LCA. La quantitat d'aquesta força depèn de la força sobre la tibia, però sobre tot, segons Slocum, de la inclinació del platet tibial. Mitjançant una osteotomia circular es posa el platet tibial perpendicular a la força de contacte de l'articulació, o a l'eix funcional de la tibia, per eliminar les forces tallants. El Dr. Slocum va presentar 394 casos amb resultats excel·lents, un 94% dels gossos tornaven a les funcions normals (Slocum i Slocum 1993). El mecanisme de la TPLO ha estat validat en 2 models experimentals (Warzee et al. 2001; Reif, Hulse i Hauptman 2002). Durant els 90 i principis dels 2000, la TPLO va esdevenir molt popular, fins a ser la tècnica més usada (Conzemius et al. 2005). Però va començar a tenir crítiques, sobre si l'angle d'inclinació tenia o no significança (Morris i Lipowitz 2001). Diferents estudis mostren que no és rellevant un angle excessiu del platet tibial respecte del fèmur per al trencament del LCA i no s'han trobat diferències en aquest angle entre gossos amb RLCA i gossos sans (Wilke et al. 2002; Zeltzman et al. 2005).

Les complicacions associades a la TPLO són diferents a les típiques associades a altres mètodes d'estabilització del LCA i han estat llargament discutides. Aquestes poden ser per infecció incisiva, osteomielitis, fractura de la tuberositat tibial (tot i que en molt baix grau) (Priddy et al. 2003; Pacchiana et al. 2003), i altres. Una de les causes podria ser que la rotació de la superfície tibial pel suport del pes causa una tensió major sobre el tendó patel·lar a cada contracció del quàdriceps durant la càrrega (Carey et al. 2005). La tècnica també produeix un augment de la component caudal amb menys de 6.5° d'anivellació (Warzee et al. 2001). Un dels conflictes importants que es planteja amb la TPLO és si s'ha d'extreure o no el menisc mitjà.

3.13 TÈCNiques MODIFICADORES DE LA BIOMECÀNICA DEL GENOLL

En els últims anys, la tendència es reparar el genoll del gos amb trencament del LCA a través de tècniques que modifiquen la biomecànica del genoll amb la finalitat d'estabilitzar-lo dinàmicament i evitar el desplaçament cranial de la tibia durant la marxa. Aquestes tècniques són les que donen majors resultats. Les dues tècniques desenvolupades són l'Osteotomia per a l'Anivellació del Platet Tibial, TPLO, i l'Avançament de la Tuberositat Tibial, TTA (sigles en anglès de "Tibial Tuberosity Advancement"). Són tècniques encaminades a neutralitzar dinàmicament la força tallant femorotibial en genolls amb trencament del LCA durant la fase de càrrega de la marxa. La TPLO ho aconsegueix a través d'una reducció de l'angle del platet tibial mitjançant una osteotomia de l'aspecte proximal de la tibia i rotant-lo (Slocum i Slocum 1993). La TTA avança la tuberositat tibial (Montavon, Damur i Tepic 2002; Tepic, Damur i Montavon 2002; Tepic i Montavon 2004), mitjançant una osteotomia de la tuberositat en el pla frontal i un avançament del fragment. L'èxit de reparació d'ambdues tècniques s'ha documentat ser superior al 90%.

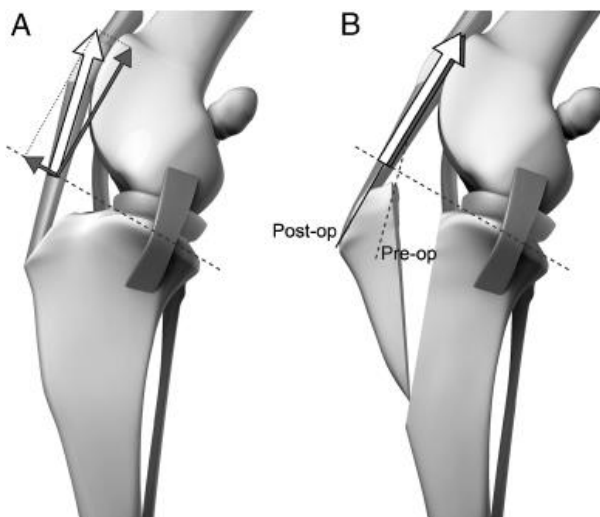


Figura 4. Representació de les forces al genoll segons Tepic abans (A) i després (B) de l'avanç de la tuberositat amb la TTA. La força resultant de compressió a l'articulació (fletxa blanca) és paral·lela al tendó patel·lar, i es pot descompondre en 2 components ortogonals respecte el platet tibial: normal i tallant (que representa la força tallant). Si l'avançament produeix un angle del tendó patel·lar respecte el platet tibial de 90° , aleshores la força tallant es fa zero. (Font de la imatge: Boudrieau 2009).

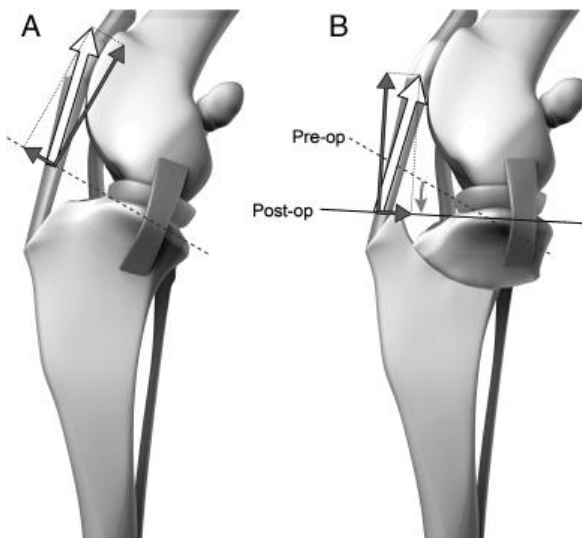


Figura 5. Representació esquemàtica de forces femorotibials de compressió a l'articulació segons Slocum, abans (A) i després de la TPLO (B). La força compressiva és paral·lela a l'eix tibial (fletxa blanca), té dues components ortogonals, paral·lela al platet tibial (representant la força tallant) i perpendicular al platet tibial (força compressiva). Si l'angle del platet tibial es redueix a zero la component tallant es redueix a zero. (Font de la imatge: Boudrieau 2009).

Tot i que la tendència dels cirurgians europeus és l'adopció de la tècnica de la TTA, la tècnica escollida depèn de la formació i preferències del cirurgià. No obstant, hi ha proves d'una recuperació més ràpida i retorn a la funció completa del genoll en un període més curt amb el sistema de reparació de TTA que amb el sistema de TPLO. Tot i no haver encara prou dades definitòries, sembla que la TTA proporciona major millores al llarg termini de les funcions del genoll. Les dues tècniques han estat àmpliament comparades, la culminació d'això es recull en un article de Boudrieau (Boudrieau 2009). Algunes diferències que posicionen a la TTA en avantatge sobre la TPLO són principalment les següents:

- La TPLO augmenta les forces internes i disminueix el braç de palanca; la TTA les redueix allargant el braç de palanca del tendó patel·lar, pel que es requereix menys força per produir el mateix moment.
- La TTA no canvia la geometria de l'articulació.
- La TTA és menys invasiva i més simple quirúrgicament
- La TTA restableix els patrons de contacte femorotibial similar als obtinguts abans de l'escissió de l'LCA, mentre que la TPLO no ho fa.

Cal dir també que les tècniques modificadores no estableixen 100% el genoll, podent produir estrès sobre les superfícies articulars i la progressió de l'osteo-artritis (Chaillex et al. 2007, Kim et al. 2008). A més, aquestes tècniques només garanteixen estabilitat del genoll pel moviment crani-caudal de la tibia, però cap de les dues tècniques estabilitza el genoll per a la rotació, i per tan, aquestes no garanteixen l'estabilitat del genoll en els girs (canvis de direcció sobtats, moviments de rotació, etc.) i les luxacions de ròtula.

3.14 AVANÇ DE LA TUBEROSITAT TIBIAL HUMANA

Maquet va teoritzar que en la contracció del quàdriceps, el lligament patel·lar es tensa, i s'incrementa la força entre la ròtula i el solc troclear del fèmur (Maquet 1976). Reduint aquesta força, el dolor femoropatel·lar es pot reduir. Quan la tuberositat tibial, o l'extrem distal del tendó patel·lar, es mou cranialment, l'eficiència del múscle quàdriceps incrementa perquè pot fer el mateix treball amb menys esforç (Maquet 1976). Basat en un model teòric, Maquet proposa que un avançament de 20 mm reduiria la força femoropatel·lar un 50% al començament de la càrrega de pes. En un estudi amb cadàvers humans, els autors van veure una significant reducció en la força entre la ròtula i el fèmur, la qual decreixia a mida que augmentava la longitud de la TTA i l'angle de flexió. Els autors van concloure que 10 mm de TTA era suficient per reduir forces femoropatel·lars (Nakamura, Ellis i Seedhom 1985). Un altre estudi va deduir en base a càlculs matemàtics i l'anatomia de les radiografies, que la TTA augmentava el braç de palanca del lligament patel·lar i reduïa les forces femoropatel·lars, incrementant l'eficiència del múscle quàdriceps, doncs amb més braç de palanca respecte l'articulació, menys força cal aplicar (van Eijden, Kouwenhoven i Weijs 1987). L'avaluació de l'efecte de la TTA en la força femoropatel·lar i en la força del LCA en humans, és un estudi recent que utilitza un model del genoll d'elements finits no-lineal en tres dimensions (Shirazi-Adl i Mesfar 2007). **Avançant 25 mm resulta en una reducció de la força femoropatel·lar del 76% en extensió completa. Aquesta reducció disminueix a mida que el genoll es flecta entre els 10° i 90° de flexió.** També es va observar que les forces tallants femorotibials varien en funció de l'angle de flexió, i segons la quantitat d'avançament es produeix major o menor estrès sobre el lligament creuat anterior o posterior. **A majors angles de flexió, el lligament creuat posterior es veu sotmès a majors forces després de 25 mm de TTA.**

Per tant hi ha importants relacions entre la TTA, la flexo-extensió del genoll, la força tallant femorotibial, la pressió retro-patel·lar, les forces de contacte femorotibials, i la força i inclinació del tendó patel·lar.

3.15 AVANÇ DE LA TUBEROSITAT TIBIAL CANINA

A l'any 2003 els doctors Slobodan Tepic i Perre Montavon van desenvolupar a la Universitat de Zürich un nou procediment quirúrgic (Tepic, Damur i Montavon 2002). Tepic va aplicar el model teòric de Maquet al genoll de gossos i va introduir l'avanç de la tuberositat tibial (Tepic,

Damur i Montavon 2002; Montavon, Damur i Tepic 2002). La TTA, segons el raonament de Maquet, limita la translació cranial de la tibia (CTT), incrementant el braç de palanca del múscle quàdriceps per resistir la CTT. Però, el raonament de Tepic sobre els efectes de la TTA es basen en un estudi biomecànic d'un model humà de les forces al genoll (Nisell 1986). Les dues principals forces a l'articulació són la de compressió entre fèmur i tibia i la força del tendó patel·lar, activada pel múscle del quàdriceps i que contraresta l'anterior. Nisell planteja un model isomètric per trobar les forces dins l'articulació del genoll en tots els angles de la flexo-extensió, i adverteix que la magnitud de la força de compressió femorotibial (o força de l'articulació) és de la mateixa magnitud que la força exercida pel tendó patel·lar. També troba una força tallant femorotibial variable, que apunta anteriorment amb el genoll en extensió y posteriorment, en flexió. La posició per a la qual la força tallant tibio-femoral és neutre és un punt d'inflexió (en anglès l'anomenen el *crossover point*), i en el model humà és produeix a un angle entre el tendó patel·lar i el platet tibial de 90° (ATP). La flexió del genoll a la qual el ATP és 90° , en humans s'ha trobat aproximadament que és de 100° (Nisell 1985).

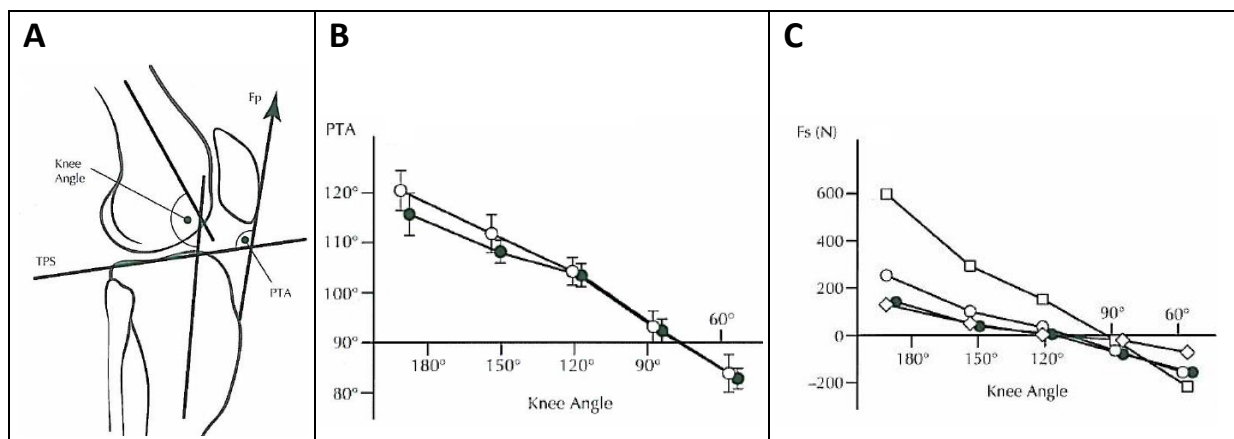


Figura 6. Estudi biomecànic del genoll humà. A: angle entre el platet tibial y el tendó patel·lar (ATP). B: relació entre el ATP (eix y) i l'angle de flexió (eix x) per homes (cercles plens) i dones (cercles buits). C: la força tangencial tibio-femoral (F_s , eix y) durant una extensió isomètrica del genoll a varis angles de flexió (eix x) per homes (cercles plens) i dones (símbols buits). Valors positius de F_s indiquen que la tibia tendeix a desplaçar-se cranialment respecte el fèmur, aquesta situació es dona en l'extensió. (Font de la imatge: Nisell 1985).

Segons aquestes dades es pot afirmar que la tibia tendirà a sofrir l'“efecte calaix”, després del trencament del LCA, per angles ATP majors a 90° , això és en la posició d'extensió, per tant, durant la fase de càrrega de la marxa la tibia es desplaça cranialment. Al contrari, per angles TPA menors a 90° , la força tallant té una component caudal i es suportada per LCP.

Tepic adopta de la teoria humana el fet que per a un ATP de 90° , la força tallant és zero, també en el gos, i teoritza que la força de compressió tibio-femoral de l'articulació, actua en un pla paral·lel al lligament patel·lar (Nisell en canvi afirma que les dues forces principals a l'articulació són similars en valor). Si les dues forces principals a l'articulació, la de contacte femorotibial i la del tendó patel·lar, són paral·leles, quan el ATP és a 90° , les forces estan perpendiculars al platet tibial i no hi haurà component tallant. Per altres angles, la força de contacte articular és descomposta en dues components, una perpendicular al platet tibial (que

anomèna força de compressió tibial, tot i no tenir una direcció axial a la tibia), força que és neutralitzada pel quàdriceps; i una força tallant variable, neutralitzada pels lligaments creuats (cranialment pel lligament anterior i caudalment pel posterior). La magnitud de la força tallant depèn de l'angle del tendó patel·lar amb el platet tibial, el ATP.

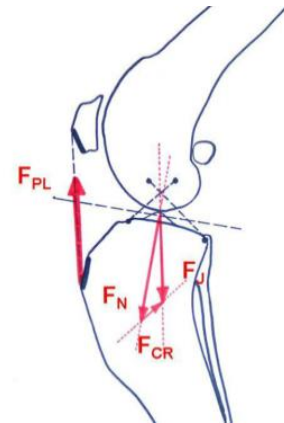


Figura 7. Forces a l'articulació proposat per Tepic. Les forces femorotibial de contacte i del tendó patel·lar són paral·leles. La força articular la descompon en dues components, una perpendicular al platet tibial, i una força tallant en la direcció del LCA. (Font de la imatge: "TTA principles" de www.kyon.ch. Últim accés 30-6-13).

La TTA proposa l'avançament de la tuberositat tibial per alterar la direcció de la força del tendó patel·lar i canviar el ATP perquè sigui sempre inferior o igual a 90° per a totes les posicions de la flexo-extensió, i així **mantenir sempre neutral o caudal la força tallant durant la fase de càrrega de pes de la marxa, assolint una estabilització dinàmica del genoll i fent prescindible el LCA. Això té l'efecte secundari de generar una component caudal molt major que en un genoll sa** (Tepic, Damur i Montavon 2002).

Tepic i col·laboradors utilitzen una tècnica simplificada per analitzar l'estàtica de l'articulació, documentada en biomecànica humana (Frankel i Nordin 1980). La tècnica utilitza el diagrama de cos lliure de l'extremitat i les 3 principals forces coplanars, que es troben al pla sagital (pla on es produeix la flexo extensió), aquestes són: força del tendó patel·lar, força de contacte de l'articulació i força de reacció amb el terra. Al considerar-se només les principals forces a l'articulació, amb aquesta tècnica s'obtenen forces mínimes aproximades (Frankel i Nordin 1980). Si es coneixen els punts d'aplicació de les 3 forces i la direcció de dues d'elles (la del tendó patel·lar i la de reacció amb el terra), es poden resoldre les incògnites restants (magnituds de les forces i direcció de la força de compressió articular) utilitzant el teorema del paral·lelogram o del polígon, que consisteix en la suma de vectors de forces concurrents (Frankel i Nordin 1980). Tepic utilitza aquesta tècnica per demostrar que la força a l'articulació del genoll és aproximadament paral·lela al tendó patel·lar i de la mateixa magnitud (TTA principles, www.kyon.ch).

La planificació de la tècnica d'intervenció de la TTA es realitza amb l'avaluació radiogràfica de la posició del platet tibial en relació al tendó patel·lar a un angle d'extensió del genoll de 135° . Aquesta posició de referència està basada en observacions clíniques i experimentals de l'articulació del genoll caní durant la càrrega de pes (Montavon, Damur i Tepic 2004). Es tracta de la fase mitja del recolzament del cicle de marxa, com determinen diversos anàlisis cinemàtics (Hottinger et al. 1996; DeCamp et al. 1993; Schaefer et al. 1998). En aquesta fase l'articulació del taló es troba aproximadament a 145° (Hottinger et al. 1996; DeCamp et al. 1993; Schaefer et al.

1998). La tècnica d'intervenció és dissenyada per moure la inserció del tendó patel·lar i de la cresta tibial cranialment per reduir el TPA respecte al platet tibial a un màxim de 90° amb una extensió del genoll de 135° (Montavon, Damur i Tepic 2002). L'osteotomia es practica a una porció de la tibia que no suporta pes, caudal a la tuberositat. La tuberositat s'avança mitjançant implants metàl·lics. Mesures basades en plantilles quantifiquen la quantitat de l'avanç i la mida de l'implant apropiat per aconseguir un angle perpendicular entre el tendó patel·lar i el platet tibial segons la mida i anatomia de cada gos.

Varis estudis in vitro recolzen els fonaments teòrics de la TTA (Apelt, Kowaleski i Boudrieau 2007; Miller et al. 2007; Kipfer et al. 2008). Aquests models s'encaminen a avaluar la força d'empenta cranial (CTT), alguns sota diferents condicions de pes (Hoffmann et al. 2011). Un dels estudis demostra que la TTA elimina la CTT en genolls amb trencament del LCA (Apelt, Kowaleski i Boudrieau 2007). Van simular en cadàvers amb tensors la força del quàdriceps i el múscul gastronemi, per assegurar el genoll a 135°. Aplicaren una força del 30% del pes corporal i mesuraren la CTT mitjançant radiografies. Després de l'escissió del LCA, la CTT va ser d'11mm, mentre que el ATP va variar de 106° a 80°. Es va assajar amb distàncies variables de TTA per trobar el ATP en el qual la CTT fos zero. A un ATP de 90° i una TTA de 10 mm, el CTT fou de 2.3 mm però estabilitzava l'articulació. A majors TTA la tibia es traslladava caudalment (Apelt, Kowaleski i Boudrieau 2007).

Un altre estudi experimental in vitro demostra que un LCA deficient afecta a les forces de pressió, tan femoropatel·lars, com femorotibials. S'ha observat disminució en l'àrea de contacte femorotibials quan LCA es trenca. La TTA sembla que restableix el contacte femorotibial normal i la pressió (Kim et al. 2009).

Un altre estudi demostrava l'efectivitat de la TTA per neutralitzar la força tallant en sentit cranial de la tibia i canviar aquesta per una component caudal en una posició de flexió de 135° (Kipfer et al. 2008). **S'adverteix que una sobre correcció de la TTA en el pla de treball pre-operatiu, produiria una excessiva càrrega sobre el LCP i la seva subseqüent degeneració.** El mètode experimental utilitzava marcadors radiodensos i mesures radiogràfiques de les seves posicions (Kipfer et al. 2008). **No hi ha referències d'estudis que mesurin la deformació real que pateixen els lligaments. Kipfer remarca la necessita de realitzar nous estudis en altres posicions i seguiments postoperatoris a llarg termini per avaluar la repercussió que té la tècnica sobre el LCP, al induir una força caudal.**

Segons sigui la tècnica de mesura de la TPA pot donar-se un sobre avançament de la TTA. Hi ha dos mètodes de mesura, el clàssic i el de la tangent comú.

3.16 MESURES DEL ATP

Les dues tècniques per a la mesura de l'angle entre el tendó patel·lar i el platet tibial, són la tècnica tradicional i la tècnica de la tangent comú.

Mesura tradicional del ATP, per a referenciar el platet tibial s'agafa la línia que uneix els punts d'inserció dels lligaments creuats, (Dennler et al. 2006; Schwandt et al. 2006), i respecte aquesta es mesura l'angle amb el tendó patel·lar. Per tant, el platet tibial és fixe i no té en compte el punt de contacte entre les extremitats òssies que ve determinat per la forma convexa dels còndils.

Mesura del ATP amb la tangent comú, mètode que pren com a referència el punt instantani de contacte femorotibial entre les dues superfícies articulars, pel que té en consideració el moviment de rodament i lliscament dels còndils femorals durant la flexió i extensió. La forma anatòmica dels còndils femorals del genoll canvien de posició durant la flexió i extensió i per tant, el seu punt de contacte és variable a cada instant. Si el LCA és deficient el fèmur pot desplaçar-se per sobre del platet tibial. La tangent comú es troba dibuixant dos cercles, un representant la superfície articular del còndil i l'altre la del platet tibial. Es traça una línia entre els centres dels cercles, i es determina el punt de contacte instantani tibio-femoral. En aquest punt es traça una línia perpendicular a la primera i es mesura l'angle que forma amb el tendó patel·lar (Henderson i Milton 1978; Dennler et al. 2006)

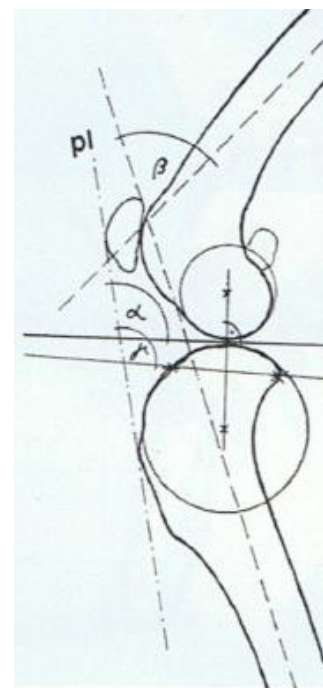


Figura 8. Mesures del platet tibial amb el mètode tradicional (angle γ) i amb el mètode de la tangent comú (angle α). (Font de la imatge: Dennler et al. 2006).

Els lligaments creuats en el moviment de rodament pur del genoll durant la flexo-extensió, obliguen a una translació entre fèmur i tibia, pel que el punt de contacte entre fèmur i tibia pel qual es transmeten les forces compressives de l'articulació, va variant en les diferents posicions (Nisell 1985). Usant el mètode de la tangent, es té en compte aquest fenomen. Per tan, el ATP depèn de la flexió del genoll i el seu punt de contacte instantani, així com de la posició del tendó patel·lar dirigit per la seva inserció al fèmur. L'angle ATP ha estat mesurat tan en humana com en veterinària, en canvi, la variació del punt instantani de contacte respecte l'angle de flexió, només es troba a la bibliografia mèdica.

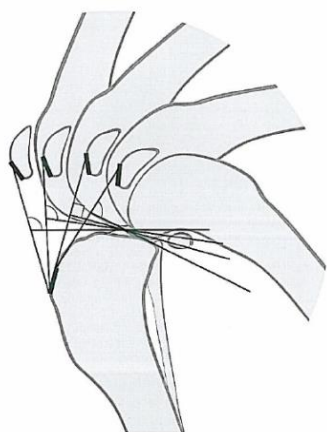


Figura 9. Variació de la tangent comú i del ATP en funció de la flexo-extensió del genoll. S'observa com el ATP augmenta amb l'extensió i disminueix amb la flexió. (Font imatge: Guerrero i Rodríguez 2008)

Entre tots dos mètodes existeixen diferències substancials en la mesura del ATP. L'angle per al qual la força tallant és neutre, és a un ATP de 90°. **Amb el mètode clàssic el ATP és de 90° amb una flexió de 90°, en canvi amb el mètode de la tangent el ATP és 90° amb una flexió de 110°** (Dennler et al. 2006). Dennler i col·laboradors van mesurar valors mitjos del ATP. Valors de 107,3+4,6° en màxima extensió i de 70,9+2,7° en màxima flexió, s'obtingueren amb el mètode tradicional. Valors del TPA de 104,3+3,3° i de 82,3+2,9°, s'obtingueren amb la tangent comú (Dennler et al. 2006). Superposant les gràfiques de la variació de l'angle ATP en funció de la flexió, dels dos mètodes, les dues tendències es creuen, i per a un angle de flexió de 135° la ATP és menor en el mètode de la tangent comú. Això significa que si s'utilitza el mètode clàssic (amb major angle ATP per aquesta posició), s'estaria produint una sobre correcció de l'avançament tibial. **Un sobre avançament produeix una major força caudal i per tant, podria afectar el lligament posterior. Aquesta sobre correcció ha estat observada en dos estudis** (Butler et al. 2011; Hoffman et al. 2011).

3.17 TENDÓ PATEL·LAR I LA TTA

Mentre que els efectes de la TTA en la biomecànica i mecanisme de contacte de l'articulació femorotibial ha estat extensivament estudiada (havent-se comprovat que recompon l'alineació i la pressió de contacte de dita articulació – Kim et al. 2009), l'articulació patel·lofemoral després de la TTA no ha estat estudiada.

L'osteo-artritis en l'articulació patel·lar apareix en gossos amb deficient LCA. En un intent de disminuir el dolor retro-patel·lar que causa l'artritis, el 1976 Maquet (Maquet 1976), descriu la tècnica de l'avanç de la tuberositat (veure apartat 3.14 AVANÇ DE LA TUBEROSITAT TIBIAL HUMANA). Degut a que el braç de palanca és major, les forces per estendre la cama i que actuen en l'articulació femoropatel·lar disminueixen. **Però l'elongació del tendó patel·lar no s'ha mesurat mai sota l'acció de forces al genoll**, sí en canvi la pressió femoropatel·lar (Guerrero et al. 2009, Hoffmann et al. 2009). La pressió de contacte femorotibial ha estat mesurada in vitro utilitzant un model experimental de l'articulació del genoll amb LCA deficient (Kim et al. 2009), pel que la TTA restableix el contacte normal i la pressió entre cares articulars.

Per altra banda, s'ha observat que a avanços majors es poden trobar canvis en el tendó patel·lar al postoperatori. Això és perquè l'angle d'inserció del lligament, com l'orientació de les fibres, depenen de la magnitud d'avanç. Això pot induir a noves àrees de contacte entre el tendó i l'os, a l'àrea proximal de la tuberositat tibial, i sobre tot, amb la flexió del genoll (Kühn et al. 2011).

La relació entre la tècnica TTA i l'augment del braç de palanca del tendó respecte el punt de contacte femorotibial, que produiria una major eficiència en el mecanisme extensor de la cama i per tant, disminució de la força al tendó patel·lar, no s'ha mesurat experimentalment encara (Boudrieau 2009).

4. ESTUDI TEÒRIC: MODEL BIOMECÀNIC

La biomecànica del genoll caní encara és una incògnita a resoldre. A més, les bases teòriques actuals sorgides de les tècniques modificadores de la biomecànica del genoll per al trencament del LCA, donen lloc a contraposats postulats, alguns d'aquests són els següents:

- La tècnica de la TPLO i de la TTA raonen diferents direccions per a la força de contacte femorotibial. La TPLO proposa que aquesta és paral·lela a l'eix de la tibia (Slocum i Slocum 1993) i la TTA que és paral·lela a la força del tendó patel·lar (*TTA principles, www.kyon.ch*).
- Dennler també raona que la força de compressió femorotibial és en direcció a l'eix funcional de la tibia (Dennler et al. 2006).
- Encara no es coneix amb exactitud l'acció muscular al voltant del genoll, és a dir, l'efecte simultani sobre l'articulació dels músculs flectors i els extensors.

Atesa la necessitat de resoldre incògnites es planteja un model biomecànic que descriu el comportament de les forces a l'extremitat posterior canina. Es demostrarà teòricament que les dues components de força principals al genoll són de diferent magnitud i direcció i només quan la força tallant és zero, aquestes són paral·leles.

Per a realitzar un estudi biomecànic complet cal abandonar la tècnica de les forces concurrents en un punt (fins ara usada per la seva simplicitat) i analitzar membre per membre de l'extremitat inferior del gos, amb totes les forces que els envolten. Es consideraran les forces provocades tan pels elements tous, com durs del genoll (les extremitats òssies, els lligaments i els tendons de l'articulació). Es considerarà tota acció muscular mitjançant el mecanisme de la co-contracció. Caldrà prendre punts de referència per al càlcul dels moments, atès que no totes les forces que intervenen al genoll són concurrents.

4.1 SIMPLIFICACIONS DEL MODEL BIOMECÀNIC

S'analitzaran les forces de dues de les articulacions de l'extremitat posterior canina, l'articulació del tars i l'articulació femorotibial, per obtenir les seves magnituds i direccions. L'estudi calcularà i representarà les forces al damunt de radiografies a escala d'extremitats, mitjançant el dibuix assistit per ordinador amb l'eina CAD d'Autodesk (Autocad). L'anàlisi biomecànic de forces obliga a elaborar un model que s'aproximi el més possible a la realitat. Les característiques del model i les seves simplificacions són les següents:

- a) Model estàtic per a una sola posició: de la fase de càrrega del cicle de la marxa (135°), quan l'extremitat està recolzada al terra. Posició per a la que el lligament creuat anterior (LCA) pateix les majors forces d'empenta cranial (sigles en anglès, CTT). L'extensió a 135° correspon a la fase mitja de la càrrega de pes en el cicle de la marxa, és una posició recurrent i inestable (Korvick, Pijanowski i Schaeffer 1994; Hottinger et al. 1996). El model utilitzarà les

equacions de l'estàtica: $\sum_i \vec{F}_i = 0$ i $\sum_i \vec{M}_{oi} = 0$ (F_i són totes les forces vectorials del sistema i M_{oi} són els moments de les respectives forces des del punt de referència o).

- b)** Es consideraran totes les forces principals que actuen a l'extremitat inferior, aquestes són: del tendó patel·lar, de compressió articular entre la tibia i el fèmur, forces al voltant de l'articulació del taló o tars, del LCA (principal estabilitzador del genoll) i del lligament creuat posterior (LCP) (estabilitzador secundari). No es consideren altres estabilitzadors tous secundaris com els lligaments laterals i la càpsula articular.
- c)** S'analitzaran les forces en el pla sagital, pel que el model és en 2D. El moviment real dins l'articulació és tridimensional i el centre de rotació instantani resulta en un eix amb una inclinació determinada a l'espai tridimensional. No obstant, el principal moviment en la fase de recolzament de la marxa és la flexo-extensió i aquest es produeix en el pla sagital (Muir 2010). Per tan, la força tallant que resisteix el LCA també es considerarà que actua en el pla sagital.
- d)** El valor de la força de reacció amb el terra pel recolzament de l'extremitat canina es considerarà del 30% del pes de l'animal. Es pren la hipòtesi que les potes del darrere suporten el 60% del pes. Es considera una situació de marxa normal, pel que es menysprea el cop de taló contra el terra, que elevaria la força de reacció considerablement. Es menysprea el pes propi de la tibia per ser insignificant davant la magnitud de les forces articulars.
- e)** El valor de l'angle del tendó patel·lar i la tangent comú del platet tibial (ATP), per a cada angle de flexió, es mesurarà directament a les radiografies.
- f)** Es consideraran els músculs principals sobre el genoll i l'efecte de la co-contracció muscular. Això són els músculs extensors i els flectors. Els flectors es consideraran en la direcció del gastronemi, un dels principals músculs flectors, el tendó del qual s'insereix a la tuberositat del calcani, i és el tendó principal dels tres que formen el tendó calcani comú (taló d'Aquil·les dels animals). Segons Slocum, el tendó del calcani comú és paral·lel a la tibia, (Slocum i Devine 1983), direcció en la que es dibuixarà la força del tendó d'Aquil·les.
- g)** Es considerarà el moviment de rodament i translació real que es produeix entre el fèmur i la tibia, pel que no es prendrà com a referència la pendent fixa del platet tibial, sinó que s'utilitzarà el mètode de la tangent comú, basat en el punt de contacte instantani (PC) entre fèmur i tibia durant el rodament d'ambdós. La situació del punt de contacte instantani (PC) entre fèmur i tibia no està analitzat en veterinària, sí en humana (Nisell, Németh i Ohlsen 1986). Per al l'estudi biomecànic es trobarà mitjançant el dibuix trigonomètric sobre radiografia de la tangent comú.
- h)** La força de compressió femorotibial que passa pel punt de contacte instantani (PC), es dibuixarà perpendicular a la tangent comú. Això segueix el principi físic pel qual quan dues superfícies cilíndriques roden mútuament amb una determinada pressió, la força de contacte es transmet a través dels seus centres de rotació passant pel punt de contacte instantani on es

troba la tangent comú a les dues trajectòries de rotació. Es prendran com a eixos funcionals de la tibia la direcció proximal/distal i la cranial/caudal (direcció longitudinal i direcció perpendicular a aquesta), ja que els ossos treballen principalment a compressió i flexió a través dels seus eixos longitudinals. La direcció longitudinal de la tibia es traçarà amb una recta des del centre de l'articulació del tars, al límit cranial del platet tibial (Slocum i Devine 1983).

Sobre radiografies es mesuraran els diferents paràmetres i variables necessaris per als càlculs de l'equilibri estàtic. Aquestes dades són les següents:

- L'angle de flexió.
- Eix funcional de la tibia.
- Direcció del tendó d'Aquil·les.
- Centre de l'articulació del tars.
- Angle del tendó patel·lar amb la tangent comú (ATP).
- Punt instantani de contacte i rotació femorotibial (PC).
- Tangent comú a les superfícies articulars en el PC (dibuixant els cercles instantanis de rotació de la tibia i el fèmur).
- Distàncies dels braços de palanca entre les forces actuant i els punt de referència escollits per a l'anàlisi.

S'ha de tenir en compte que per a cada tipus d'animal (raça, pes, etc.) aquests paràmetres varien, pel que s'obtidrien forces lleugerament diferents en funció de la seva anatomia i pes.

4.2 ANÀLISI DE FORCES DEL MODEL

El primer pas de l'estudi és aïllar l'extremitat inferior del gos en bloc per a fer l'equilibri estàtic, alliberant-la del seu suport (el maluc), i dibuixant-hi les forces que la sostenen. La radiografia per a l'anàlisi correspon a un Golden Terrier de 40 kg i 7 anys d'edat. L'extremitat la formen el fèmur, la tibia y el peroné, el tars, el metatars i el peu. És necessari suposar una alineació entre l'articulació del maluc i la reacció amb el terra perquè el model sigui isostàtic, això és, un diagrama de cos lliure de forces resoluble (sense incògnites). Sense alineació es produiria una excentricitat entre les dues forces (del maluc i el terra), i per tant, un parell o moment de forces, l'absorció del qual es repartiria de forma desconeguda entre les tres articulacions (maluc, tars i genoll) i el sistema esdevindria hiperestàtic. Els càlculs s'expressaran en funció del pes de l'animal. Del sumatori de les dues forces (reacció amb el terra i força a l'articulació del maluc), que ha de ser nul, es dedueix la força de reacció amb el terra (R): **R = 30%Pes**.

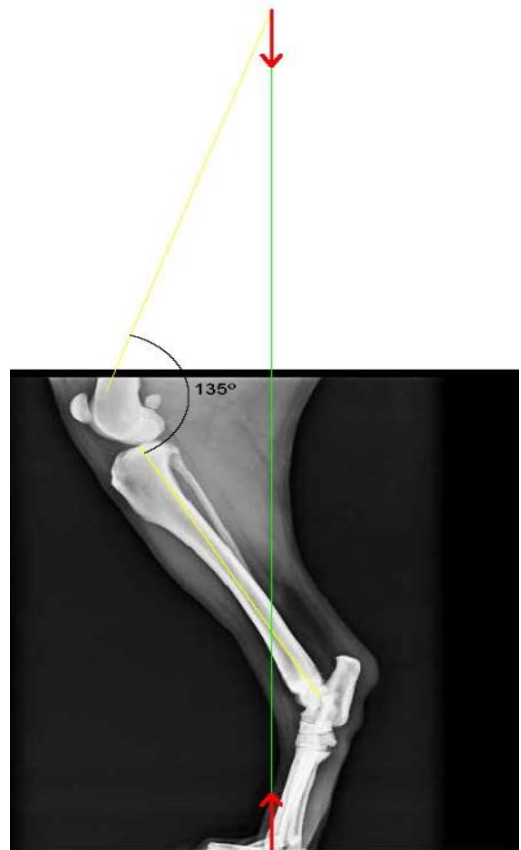


Figura 10. Diagrama de cos lliure de forces de l'extremitat posterior de Golden Terrier de 40kg pes sobre radiografia. S'aïlla l'extremitat i es dibuixen les forces que actuen sobre aquesta per mantenir-la en equilibri estàtic. De l'equilibri estàtic s'obté el valor de la força de reacció (R) amb el terra, que ha de ser igual a la força a l'articulació del maluc.

A continuació s'aïlla cada membre de l'extremitat inferior i se li aplica l'equilibri estàtic per conèixer les forces a les que estan sotmesos.

4.2.1 EQUILIBRI DE FORCES A L'ARTICULACIÓ DEL TARS

S' aïlla l'articulació del taló o del tars amb el metatars i el peu. Aquesta articulació té tres forces en joc: la reacció amb el terra (R), de direcció i magnitud coneguda; la força que fa el tendó d'Aquil·les (F_A), paral·lela a la tibia, i la força al centre de l'articulació (F_{Tars}), de direcció i magnitud desconegudes (veure **Figura 11**).

L'equació de plantejament dels moments, prenent com a punt de referència el centre de l'articulació del tars, és la següent:

$$\sum M_{Tars} = 0 \rightarrow R \cdot d_{R-Tars} = F_A \cdot d_{A-Tars} ,$$

on d_{R-Tars} i d_{A-Tars} són les mínimes distàncies (perpendiculars) de les dues forces respecte el punt de referència (veure **Figura 11**). Així trobem la magnitud de la força d'Aquil·les $F_A = 1.22R$.

Després trobem la magnitud i direcció de la força a l'articulació mitjançant el teorema del paral·lelogram o del polígon, on per definició la suma dels seus vectors és igual a zero (veure **Figura 11**), i es troba $F_{Tars} = 2,15R$.

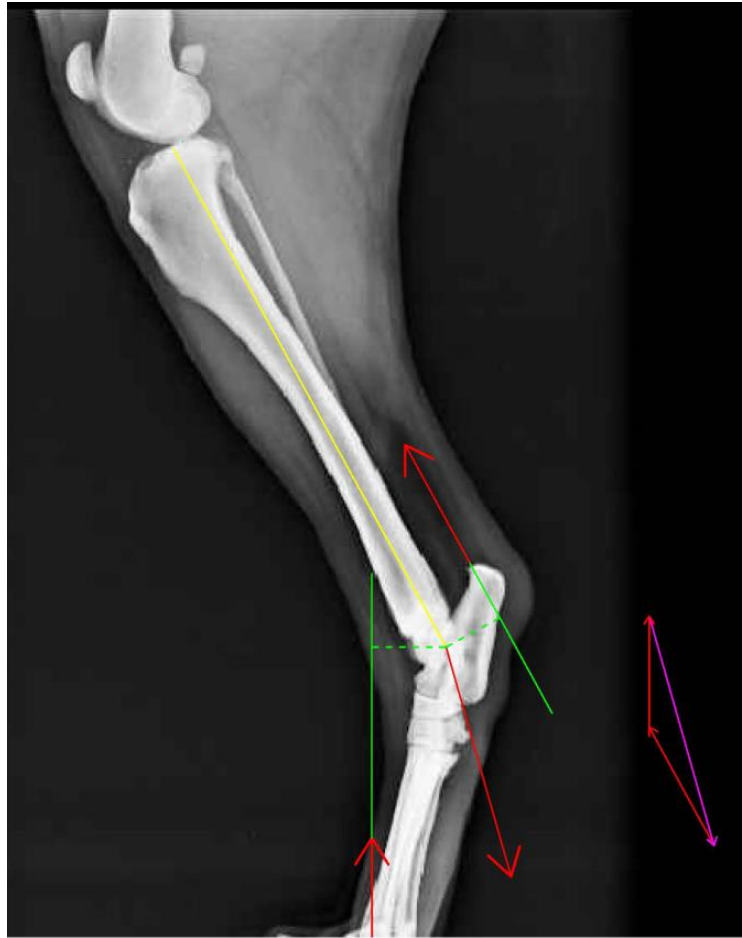


Figura 11. Diagrama de cos lliure de forces a l'articulació del tars i metatars (fletxes vermelles). L'equació de moments dona la magnitud de la força d'Aquil·les: $F_A = 1,22R$, i el sumatori (gràfic) de forces (polígon de la dreta) dona la direcció i magnitud de la força al tars: $F_{Tars} = 2,15R$ (fletxa lila). Les línies verdes auxiliars puntejades són les excentricitats de les forces al punt de referència de moments. En groc l'eix funcional de la tibia.

4.2.2 EQUILIBRI DE FORCES A L'ARTICULACIÓ DEL GENOLL

S'aïlla la tibia per a realitzar el seu equilibri estàtic. Les forces que intervenen són força del tars (F_{Tars}) coneguda, força del tendó patel·lar (F_{TP}), només es coneix la direcció (inserció de la tuberositat tibial a la ròtula); força de compressió femorotibial (F_{FT}), desconeguda; i força del lligament creuat anterior (F_{LCA}), de direcció coneguda (les seves insercions a la tibia i el fèmur). Per a l'equilibri de moments s'escull el punt de contacte instantani de rodament entre tibia i fèmur (PC) per diferents motius. Els estabilitzadors "tous" secundaris (LCP, menisc, lligaments colaterals, i càpsula articular) suporten també part de la força d'empenta cranial (sigles en anglès CTT), en un percentatge desconegut. Per anul·lar durant el càlculs els seus efectes desconeguts sense cometre error, s'apliquen moments referents al punt de contacte (PC), tan proper als estabilitzadors secundaris, que aquests no produeixen moments o són tan petits (pels curts braços de palanca), que es podem menysprear. Si s'agafés un punt allunyat, per exemple, a l'articulació del taló, els braços de palanca augmentarien i seria erroni no considerar-los per al càlcul. Els elements secundaris interessa que no apareguin en els equilibris estàtics, doncs comptabilitzar-los suposaria enfrontar-nos a un problema hiperestàtic. Però, considerar que principalment és el LCA que suporta la força d'empenta cranial (sigles en anglès CTT) és una aproximació realista, doncs és l'estabilitzador principal del genoll. Per altra banda, la força

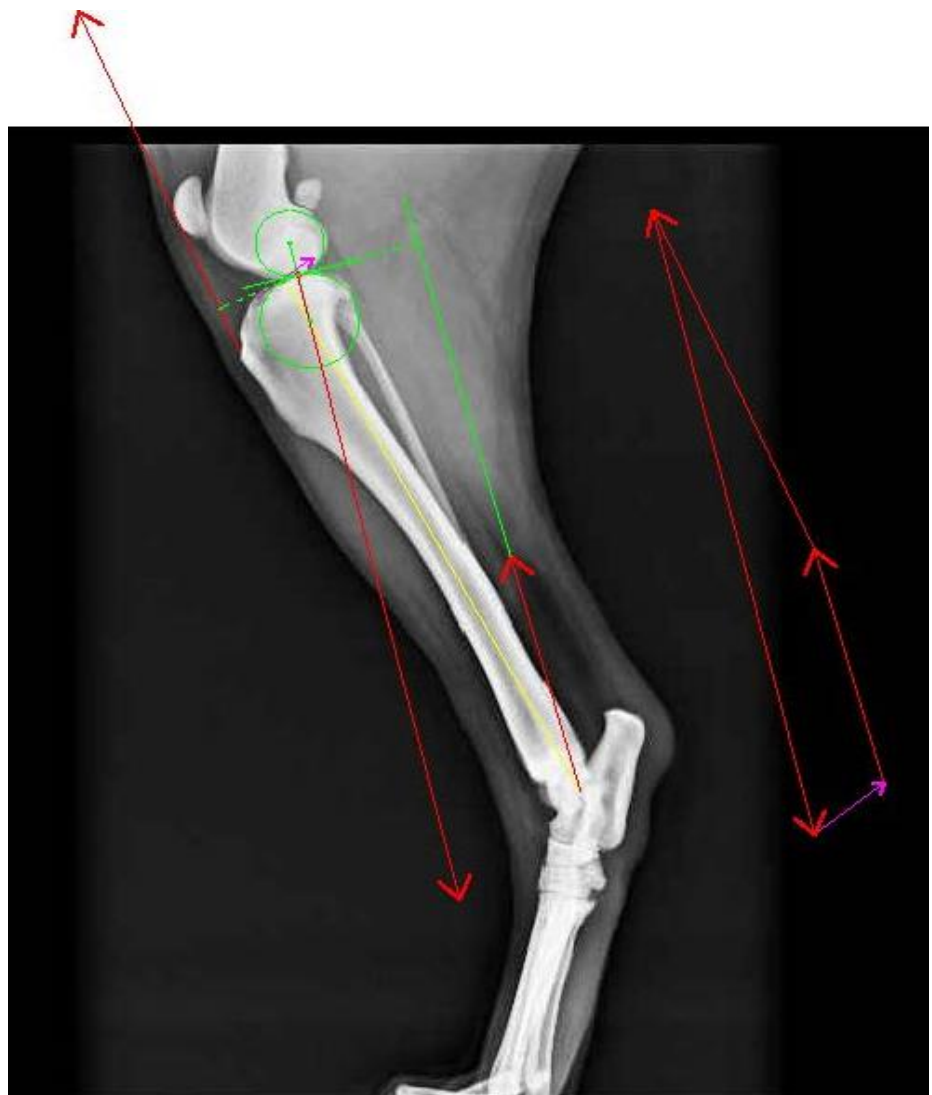
femorotibial, a priori desconeguda, neix justament en el PC pel que no cal comptabilitzar-la (és una incògnita) en el càlcul de moments a priori, i així trobar primer les altres incògnites, i finalment la força femorotibial i la del LCA amb el sumatori de forces igual a zero.

L'equació de plantejament dels moments respecte el punt de contacte instantani (PC) entre tibia i fèmur, és la següent:

$$\sum \mathbf{M}_{PC} = 0 \rightarrow \mathbf{F}_{TP} \cdot \mathbf{d}_{TP-PC} = \mathbf{F}_{Tars} \cdot \mathbf{d}_{Tars-PC} ,$$

on \mathbf{d}_{TP-PC} i $\mathbf{d}_{Tars-PC}$ són les excentricitats de la força del tendó patel·lar i la força a l'articulació del tars respecte el PC. Es troba que la força exercida pel tendó patel·lar és $F_{TP} = 3.3R$. Del sumatori de forces (veure **Figura 12.**) s'obté la direcció i magnitud de la força de contacte femorotibial: $F_{FT} = 5.69R$. Per tancar el polígon de forces cal la intervenció del LCA, la força del qual és $F_{LCA} = 0.74R$, un 13% de la F_{FT} .

Figura 12. Diagrama de cos lliure de forces a l'articulació del genoll (fletxes vermelles). De l'equació de moments s'obté $F_{TP} = 3.3R$. La tangent comú es troba dibuixant els centres de rotació de les superfícies articulars de tibia i fèmur i unint-los. Es traça una perpendicular a l'anterior, en el punt comú de contacte (PC), que és tangent als dos cercles de rodament (línies verdes auxiliars). La direcció de la F_{FT} és perpendicular a la tangent comú. Les excentricitats (línies verdes puntejades auxiliars) es mesuren a partir del PC. El diagrama de forces de la dreta dona les magnituds de $F_{FT} = 5.69R$ i $F_{LCA} = 0.74R$ (fletxa lila).



Les forces patel·lar i de compressió articular no poden tenir la mateixa magnitud per a complir amb l'equilibri estàtic, doncs hi ha una tercera força, la del taló (F_{Tars}), que ho impossibilita. A més, la F_{Tars} no té una direcció paral·lela a la del tendó patel·lar, pel que les forces principals no

poden tenir direccions paral·leles. La força de compressió femorotibial és major a la del tendó patel·lar.

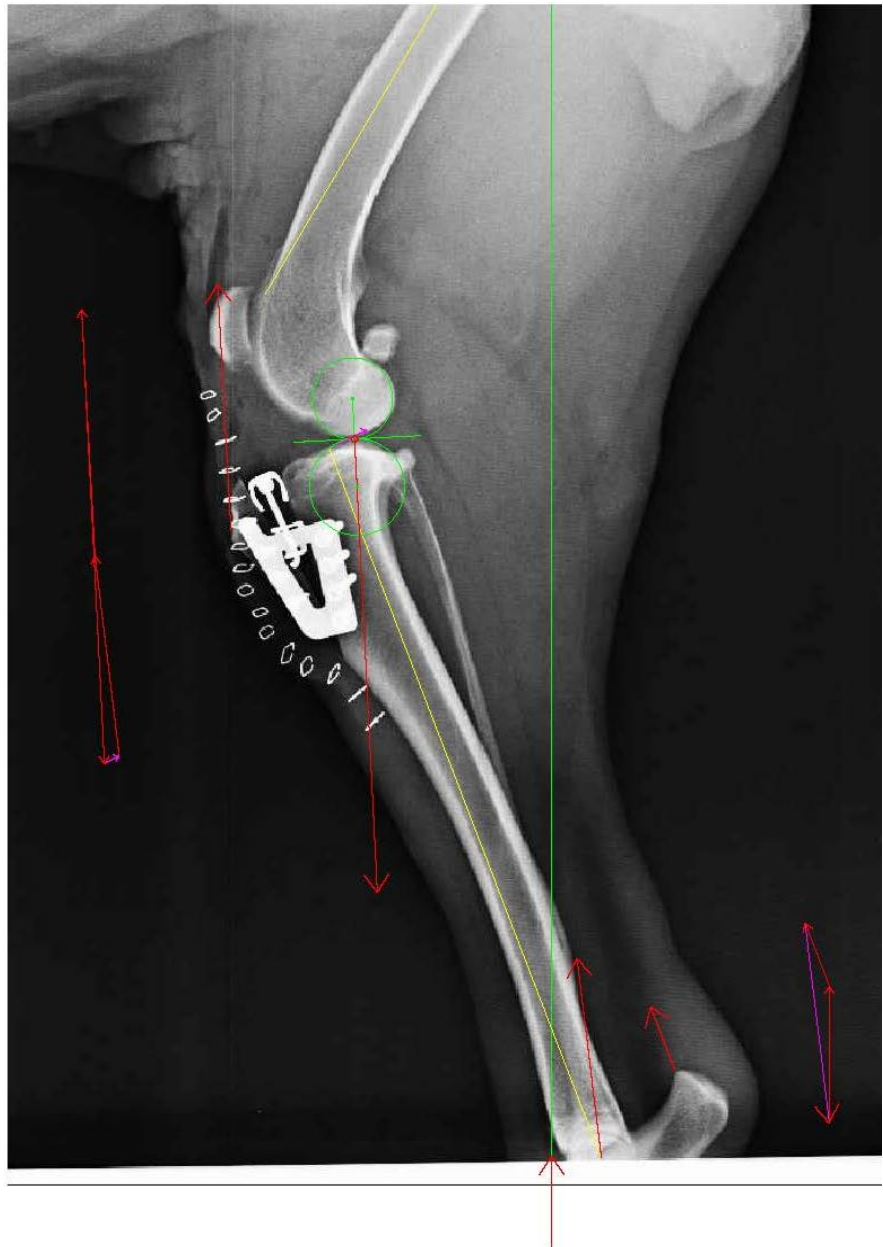
Les forces tallants depenen en gran mesura de la inclinació del tendó patel·lar, i aquest es funció de l'angle del tendó patel·lar (ATP). Aquesta relació que s'ha trobat experimentalment entre el trencament del LCA i el TPA (veure apartat 3. ESTAT DE LA QÜESTIÓ).

Utilitzant el model biomecànic teòric de Shahaar, van trobar que el LCA estava sotmès a un màxim d'un 12% de la força del pes corporal (Shahaar i Banks-Sills 2004). I quan es trenca el LCA, el LCP es troba tensat durant la major part de la marxa del gos, arribant a la magnitud del 11% del pes corporal. En aquest estudi s'ha trobat que el LCA treballa aproximadament al 22% del pes corporal.

4.2.3 EQUILIBRI DE FORCES AMB L'APLICACIÓ DE LA TÈCNICA DE LA TTA

Quan s'aplica la tècnica d'avanç de la tuberositat tibial (sigles en anglès TTA) s'observa com la força d'empenta cranial (sigles en anglès, CTT) disminueix considerablement, fent prescindible el lligament creuat anterior (LCA). La **Figura 13**. mostra l'equilibri de forces de l'articulació del tars i del genoll d'un Pastor Alemany femella de 37 kg, de dos anys d'edat, intervinguda amb TTA per trencament del lligament creuat anterior (LCA) a l'extremitat posterior dreta. Es considera de nou que la reacció amb el terra absorbeix el 30% del pes ($R = 30\%P$).

Figura 13. Diagrama de cos lliure de forces (fletxes vermelles) a l'articulació del tars i a l'articulació femorotibial intervinguda de TTA a Pastor Alemany de 2 anys. De l'equilibri estàtic al tars obtenim: $F_A = 1.34R$ i $F_{Tars} = 2.5R$ (fletxa lila del polígon de forces de la dreta). Fent l'equilibri a la tibia un cop trobat el punt de contacte (PC) i la tangent comú, s'obté: $F_{TP} = 3R$ i $F_{FT} = 5.8R$. La TTA fa pràcticament prescindible el LCA, la força del qual és: $F_{LCA} = 0.12R$ (fletxa lila del polígon de l'esquerra). Les línies verdes auxiliars puntejades són les excentricitats perpendiculars al punt de referència (PC). En groc els eixos funcionals de tibia i fèmur.



La força tallant depèn de varis factors. El ja conegut angle del tendó patel·lar, però també, encara que en menor mesura, de l'equilibri al tars. No obstant, la inclinació de la força del tars no varia gaire durant la flexo-extensió, com tampoc la seva magnitud. L'articulació del tars es flecta poc durant la marxa: d'entre $130/35^\circ$ per una flexo-extensió de 110° , a $140/45^\circ$, per una flexo-extensió de 135° (Hottinger et al. 1996). El diagrames demostren que la inclinació de la F_{Tars} es troba lleugerament per sobre de l'eix funcional de la tibia, i bastant paral·lela a la força de compressió articular.

Quan el genoll es flexiona existeix una posició en la que es produeix un triple paral·lelisme entre les tres forces actants sobre la tibia, això passa quan l'ATP (angle entre el tendó patel·lar i la tangent comú) és de 90° (i angle de flexo de 110°). Amb un ATP de 90° el tendó patel·lar es troba paral·lel a la força femorotibial (F_{FT}), que sempre es troba a 90° de la tangent comú. Com s'ha observat abans la força al tars és quasi paral·lela a la força de compressió articular. Per tan,

quan F_{TP} i F_{FT} són paral·leles, també ho seran amb la F_{Tars} , tot i no haver-se fet l'estudi estàtic en aquesta posició. Aquest paral·lelisme comportaria que no hi ha component tallant, tal i com preveuen nombrosos assajos experimentals (veure apartat 3.15 AVANÇ DE LA TUBEROSITAT TIBIAL CANINA).

El recorregut que fa el tendó patel·lar durant la flexo-extensió és la clau que determina la intervenció o no del LCA. Això és perquè la variació dels graus del ATP és molt important (més que els canvis d'inclinació de la F_{Tars} i la F_{FT}), i determina el sumatori de forces de l'estàtica. El tendó patel·lar varia considerablement des de la posició d'extensió, on el ATP és superior a 90° (i té una direcció més paral·lela a l'eix funcional de la tibia), fins a la posició on l'ATP és 90° , i pràcticament la seva direcció és paral·lela a la força al tars i a la força de compressió femorotibial.

En quan a les magnituds, les forces articulars del genoll augmenten amb la flexió, doncs el braç de palanca de la força del tars augmenta, disminuint el del patel·lar, això produeix que en el sumatori de moments: $\sum M_{PC} = 0 \rightarrow F_{TP} \cdot d_{TP-PC} = F_{Tars} \cdot d_{Tars-PC}$, la força del patel·lar augmenta, i per tan, també ho farà la força de compressió articular. Aquestes dades concorden amb la tesi de Nisell, on es demostra que per un moviment de Squad de les cames, la força del tendó patel·lar i de compressió tibia-fèmur augmenten amb la flexió (Nisell 1985).

Quan es col·loca la TTA es produeix de manera forçada el triple paral·lelisme de forces actuant a la tibia per a una posició de 135° de flexió, fent quasi nul·la la força del LCA (3.6% del pes corporal). Per altra banda, com el braç de palanca del tendó patel·lar fins al punt de contacte (PC) augmenta quan s'avança la tuberositat, el mecanisme de l'articulació patel·lar es fa més efectiu i es disminueix la força patel·lar. De fet, passa de tenir un valor de 3.3R (**Figura 12.**) a 3R (**Figura 13.**), tenint en compte que es tracten de potes diferents, però animals similars en pes, així que la tendència és a la baixa.

4.2.4 EQUILIBRI DE FORCES EN ALTRES SITUACIONS

Quan avancem la tuberositat forcem el triple paral·lelisme entre les principals forces a la tibia i s'anul·la la força d'empenta cranial que és frenada principalment pel LCA. Però, amb un pronunciat avançament, la una força tallant canvia la seva direcció i magnitud, prenent una direcció caudal. Si a més, la posició és d'hiperextensió, la força de compressió femorotibial varia la seva direcció (degut a la inclinació de la tangent comú), direcció que promou encara més l'augment d'aquesta força caudal. La **Figura 14.** mostra la combinació d'aquestes dues situacions.

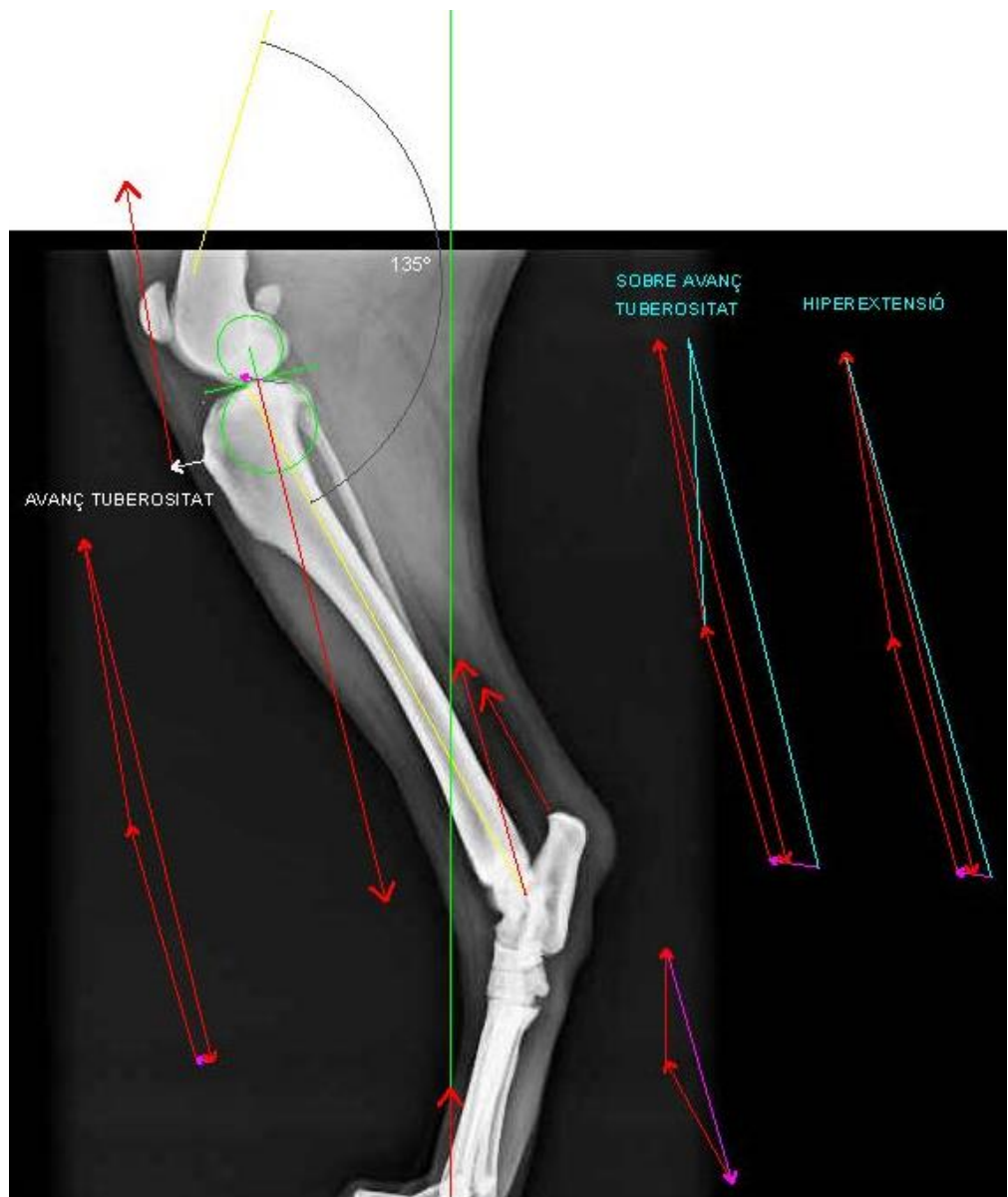


Figura 14. Diagrama de cos lliure de les forces a l'articulació del tars i del genoll suposant un avançament de la tuberositat de 11.5 mm (fletxa blanca), al mateix Golden de les figures 10, 11 i 12. El polígon de forces del genoll a l'esquerra mostra l'aparició d'una petita component caudal (fletxa lila). A la dreta del membre es mostren dues noves situacions partint de la inicial (fletxes blaves): cas de sobre avançament de la tuberositat, on la nova inclinació del tendó patel·lar produeix un augment de la component caudal; i un cas de posició en hiperextensió; la inclinació de la força femorotibial afavoreix l'augment de la component de força caudal .

Amb això queda demostrat de forma teòrica que la tècnica d'avançament de la tuberositat tibial (sigles en anglès TTA), pot canviar la biomecànica del genoll de manera que la tibia durant la marxa del gos inverteixi la seva tendència natural de desplaçament cranial a caudal (possiblement la col·locació de la TTA ja situa la tibia més caudal que en situació de genoll sa). Un sobre-avançament de la TTA (com s'adverteix que pot succeir amb la tècnica, veure apartat 3.16 MESURES DEL ATP I DE LA FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL), donaria lloc a una major força

caudal, i per tant, una sobrecàrrega del LCP. Aquesta sobre correcció ha estat observada en dos estudis (Butler et al. 2011; Hoffman et al. 2011).

4.3 RESUM DE LES CONCLUSIONS DEL MODEL

El resum de les principals conclusions i altres deduccions que s'extreuen del model són les següents:

- Les forces patel·lar i femorotibial no són paral·leles (només ho serien per a un ATP, angle del tendó patel·lar amb la tangent comú, de 90°).
- La força articular actua perpendicularment a la tangent comú en el punt de contacte instantani (PC), i la seva direcció varia en funció de la pendent de la tangent que depèn de cada posició de la flexo-extensió.
- Les forces patel·lar i de compressió femorotibial no són de la mateixa magnitud (en humana, segons Nisell, sí tenen magnituds similars). Les forces per a un gos d'uns 40 kg han estat de: força del tendó patel·lar, $F_{TP} = 3.3R$, força de contacte femorotibial, $F_{FT} = 5.69R$, força del LCA, $F_{LCA} = 0.74R$, un 13% de la F_{FT} .
- L'angle ATP és el principal responsable de la direcció i magnitud de la força tallant femorotibial, suportada pels lligaments. Aquesta és cranial en una posició de 135°, de gran magnitud, i va disminuint amb la flexió.
- La tècnica d'avanç de la tuberositat (sigles en anglès, TTA) fa prescindible el lligament creuat anterior (3.6% del pes corporal), disminuint la força tallant gràcies a un triple paral·lelisme entre les tres forces principals en l'equilibri de la tibia (la del tendó patel·lar, de compressió femorotibial i la força del tars).
- Les forces articulars augmentarien a major flexió, doncs els braços de palanca respecte el punt de contacte instantani (PC), varien.
- La força del tendó patel·lar disminueix amb l'avançament de la tuberositat, es passa de $F_{TP} = 3.3R$ per a un exemplar de 40kg, a $F_{TP} = 3R$ en un de 37 Kg.
- Un sobre avançament de la tuberositat tibial produeix una força tallant caudal que recau sobre el lligament creuat posterior (LCP). Aquest efecte es veu incrementat amb la posició d'hiper-extensió.

Comentar que segons Slocum la força d'empenta cranial (CTT de "*cranial tibial thrust*") es produeix degut a les forces compressives entre fèmur i tibia. Aquest model també ho preveu. Tot i que sigui la inclinació del tendó patel·lar que faci aparèixer o no una força tallant, quan apareix és perquè l'equilibri entre les tres principals forces no és zero, i la component tallant de

la força de compressió femorotibial, que és la més elevada, produeix l'empenta de la tibia cranialment.

Una variable a tenir en compte és l'excentricitat de les forces respecte el punt de contacte (PC) des d'on es prenen els moments. Aquest punt varia degut al moviment entre tibia i fèmur, que és de rodament i de translació alhora.

El principal inconvenient del model teòric és que només s'analitza l'estàtica en una posició determinada (radiogràfica), i s'han deduït per altres posicions l'evolució de les principals forces. Per altra banda, no considera l'activació de tots els músculs flexors (protagonistes de la co-contracció).

5. HIPÒTESIS DEL MODEL BIOMECÀNIC I OBJECTIUS EXPERIMENTALS

Les hipòtesis de partida deduïdes a partir del model i prèvies a la fase experimental són les següents:

- a) **Hipòtesi I:** quan es practica la tècnica de l'avançament de la tuberositat tibial (TTA), el lligament creuat posterior (LCP) pateix tensions més elevades de les que es produeixen de forma natural.
- b) **Hipòtesi II:** el tendó patel·lar es descarrega lleugerament amb la tècnica TTA, doncs canvia la biomecànica de forces al genoll.
- c) **Hipòtesis III:** les forces a l'articulació femorotibial augmenten amb la flexió i disminueixen amb l'extensió. Per tan, la tensió del tendó patel·lar augmenta amb la flexió.

5.1 OBJECTIUS EXPERIMENTALS

Havent confirmat que les forces tallants, causants de les càrregues sobre els lligaments, varien en funció de les condicions de l'articulació: angle de flexió, ATP i avançament tibial; els objectius experimentals s'encaminen a simular aquestes forces i verificar les hipòtesis deduïdes del model. Els assajos consistiran s'encaminaran a aconseguir el següent:

- a) induir forces tallants crani-caudals a l'articulació femorotibial en tres situacions: genolls sans, amb escissió del LCA i amb aplicació de la tècnica TTA
- b) enregistrar el comportament del LCP per a una força tallant caudal (desplaçament posterior de la tibia respecte el fèmur, moviment que frena en gran mesura el lligament creuat posterior), en els tres tipus d'articulacions abans descrites. Es mesura l'elongació del LCP en mil·límetres. L'angle de flexió de l'assaig es fixa a 135° per comparar el comportament del lligament amb genoll sa, patològic i reparat.
- c) enregistrar el comportament del tendó patel·lar per a una força tallant cranial (desplaçament anterior de la tibia respecte el fèmur), en els tres tipus d'articulacions abans descrites. Es mesura la força a la que treballa el tendó del quàdriceps en Newtons, i a través d'un factor de correlació es deduirà la força del tendó patel·lar. Només es fixa l'angle inicial de l'assaig, a 135°, i es permet la flexió del fèmur a 90° per conèixer el comportament en vèries posicions, així com comparar comportaments amb genoll sa, patològic i reparat.

6. MATERIALS I MÈTODES

L'objectiu de la tesi és estudiar el comportament del genoll sota els esforços tallants, en especial atenció del lligament creuat posterior i el tendó patel·lar. Per a tal fi, s'ha dissenyat una bancada d'assajos experimentals a mida, on s'induiran directament sobre extremitats canines preparades, forces tallants a l'articulació en sentit cranial i caudal, i s'analitzaran l'efecte sobre els elements d'estudi mitjançant instruments de mesura i software de tractament de dades dissenyats també a mida.

Aquest apartat descriurà els espècimens utilitzats i la seva preparació, els materials i muntatge de la bancada, els instruments de mesura i captura de dades dels elements tous a mesurar, els software de recollida de dades i els protocols d'assaig.

6.1 DESCRIPCIÓ I PREPARACIÓ DELS ESPÈCIMENS

S'assajaran a l'EPSEVG tres mostres de cadàvers de gossos que contenen articulacions femoro-tibials, cedides per la Facultat de Veterinària de la UAB. La preparació consisteix en desarticular els ossos a nivell de l'articulació coxofemoral, preservant-se el cap femoral, mentre que distalment es secciona la tibia a nivell del terç distal. S'extreuen tots els teixits tous, excepte la ròtula i el tendó patel·lar, càpsula articular del genoll, lligaments col·laterals i els ossos sesamoides dels gastronemis. Les mostres es congelen fins al moment de realitzar els assajos.

Els espècimens pertanyen a animals d'entre 3 i 10 anys d'edat i pesen entre 25 i 35 kg. Cada extremitat és assajada amb el genoll complet, amb escissió del lligament creuat anterior (LCA) i amb intervenció amb la tècnica d'avanç de la tuberositat tibial (sigles en anglès, TTA). Segons requeriment radiològic es practica un avanç de 9.0 mm, d'acord amb les mesures descrites per la tècnica (veure apartat 3.15 AVANÇ DE LA TUBEROSITAT TIBIAL CANINA)

6.1.1 FIXACIÓ A LA BANCADA

Els espècimens s'inclouen per l'extrem distal de la tibia-peroné en un recipient dins el qual s'hi afegirà un material compost (composite) format per una matriu de resina i un material de reforç, ferralla metàl·lica. Aquesta unió forma un material amb propietats resistents superiors a la resina per separat. Es tracta d'un mètode que s'ha anat utilitzant en assajos per a la investigació en medicina humana (Hussain 1993; Cabello 2010; Vilaró 1994). Hussain i Cabello van fixar amb el mètode vèrtebres lumbars humanes i Vilaró tibies humanes.

Figura 15. La resina és “Araldite Ràpid Ceys”, un adhesiu epoxídic denominat estructural per la seva capacitat d'absorbir alts esforços mecànics. Resisteix temperatures entre -60 i +65°C i traccions de fins a 32 MPa. La càrrega metàl·lica està formada per peces cilíndriques de llautó de 11 mm de diàmetre i 3 mm d'espessor.



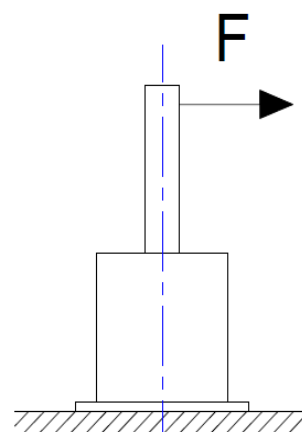
Els pots són d'acer S235, formats per un tub cilíndric de 76 mm de diàmetre exterior, 3 mm de gruix i 80mm de longitud, i una base quadrada de 100 mm de costat i 5 mm d'espessor (volum total del recipient de 308 cm³). A la placa es practiquen 4 forats de diàmetre 8 mm per a fixar-la a la bancada d'assajos.

Els espècimens es col·loquen amb la tibia inclinada uns 30° endavant respecte la vertical, per a simular l'angulació real del gos durant la marxa (l'angle entre fèmur i tibia es fixa durant els assajos).

6.1.2 RIGIDESA DE L'ENCASTAMENT

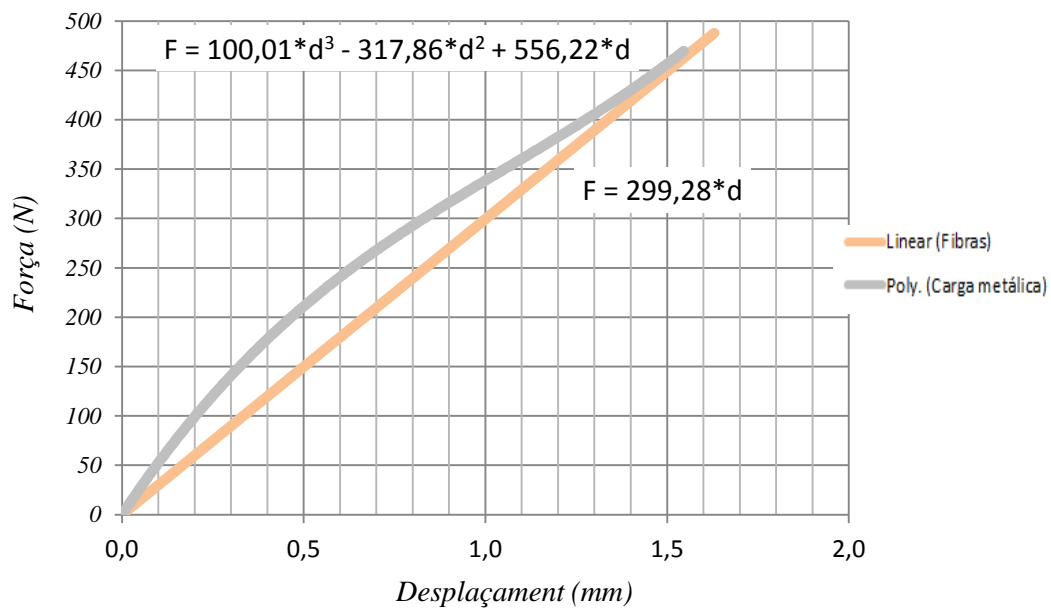
Els recipients que contenen les extremitats han de garantir la seva completa subjecció. És molt important que els espècimens es trobin en condicions de màxim encastament per a la validesa de les mesures. Per a verificar que el composite escollit garanteix propietats mecàniques superiors a altres mesclures, es realitzen assajos de rigidesa de dos tipus de composite. Es practicarà un assaig de flexió a dos recipients amb una barra d'acer inclosa verticalment en composites diferents: resina + càrrega metàl·lica i resina + fibres sintètiques.

Figura 16. Esquema de l'assaig de flexió dels pots amb composites diferents i amb una barra vertical per practicar una flexió i comparar les rigideses d'encastament.



Durant l'assaig es registren els valors de força i desplaçament del punt d'aplicació de la força amb els mateixos instruments de mesura descrits a l'apartat 6.6 DISPOSITIUS DE MESURA. El **Gràfic 1** mostra la relació entre força (Newtons) i desplaçament (mil·límetres) per a les dues fixacions amb composites diferents.

Rigideses composite amb càrrega metàl·lica i amb fibra



Gràfic 1. Diagrama força-deformació dels pots amb composite de resina més càrrega metàl·lica i resina més fibres.

La gràfica mostra que la combinació resina i càrrega metàl·lica té major rigidesa que la de fibres, doncs el pendent de la corba a cada instant és major que el pendent amb fibres. Cal posar especial atenció al fet que a més força, menor és la diferència entre ambos materials. Per a un valor de 450N la variació entre la rigidesa d'ambos composites és del 1% únicament. No obstant, per un valor de força de 200N, valor mitjà que s'aplicarà als assajos, la rigidesa amb càrrega metàl·lica supera a la rigidesa amb fibres en un 29%.

6.2 DESCRIPCIÓ DELS ASSAJOS

El banc d'assajos es dissenya per a poder aplicar esforços en sentit horitzontal o de cisalla al genoll. Per a tal fi, s'encasta la tibia i es fa desplaçar el fèmur en sentit caudal i cranial respecte aquesta. Uns assajos es faran en un angle d'extensió fixe, i altres permetent la flexió a l'articulació. Vista la necessitat de conèixer el comportament rígid dels lligaments (que manca a la bibliografia canina) també es faran assajos de caracterització del LCP de cada espècimen assajat. Els tres tipus d'assajos són:

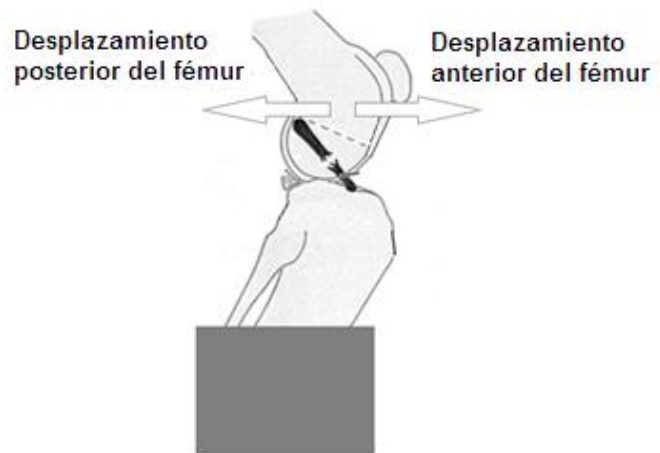
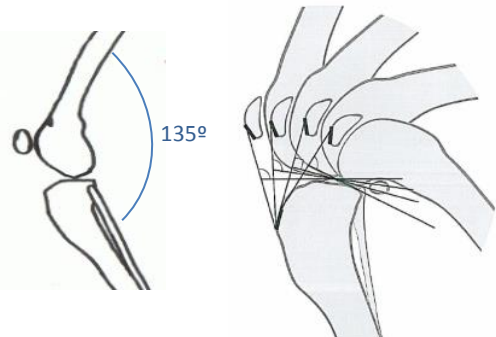


Figura 17. Esquema del moviment al que es sotmet l'articulació femorotibial: fixant la tibia s'aplica el desplaçament anterior i posterior del fèmur respecte la tibia.

- a) **DCu:** desplaçament caudal de la tibia. S'aconsegueix produint un desplaçament anterior del fèmur respecte la tibia. El principal lligament afectat és el posterior (LCP). Posició fixe de l'assaig a 135° de flexió de l'articulació (angle de la fase de càrrega de pes durant la marxa del gos).
- b) **DCr:** desplaçament cranial de la tibia. S'aconsegueix produint un desplaçament posterior del fèmur respecte la tibia. La força s'aplicarà permetent la flexió del fèmur, des de la posició inicial a 135°, fins als 90° de flexió (que es mesuren amb goniòmetre). Es vol el comportament de l'articulació en diferents posicions.

Figura 18. Els assajos DCu es faran en una posició fixe (figura esquerra), 135° de flexió, mentre que els assajos DCr es permetrà la flexió dels 135° als 90°, deixant el fèmur flectar lliurement (figura dreta). Instruments específics enregistren: la força tallant aplicada (Newtons), el desplaçament relatiu a l'articulació i l'elongació del LCP (mil·límetres) i la força a la que treballa el tendó del quàdriceps (Newtons, amb un factor de correlació es passarà a força del tendó patel·lar).



- c) **Caracterització del lligament creuat posterior (LCP):** assaig de tracció en estat de força uniaxial sobre el lligament. S'obté un patró de comportament en uns gràfics de força-desplaçament del lligament. Per a l'assaig s'aprofiten les pròpies insercions naturals del lligament a les extremitats òssies, i es tallen la resta d'elements tous que mantenen unida l'articulació, deixant com a únic element d'unió resistent el lligament creuat posterior (LCP). El fèmur, que conté una barra travessera, a la que s'uneix el sistema d'aplicació de força es fixa a la bancada (veure 6.4 MUNTATGE DELS INSTRUMENTS DE MESURA I ESPÈCIMENS) i a través d'una politja es deixa caure per gravetat l'extremitat amb la tibia inclosa en el pot de resina, el lligament com a únic element d'unió i el fèmur penjat del cable. El pot que inclou la tibia es sotmet a uns esforços verticals i el LCP comença a tensar-se. El captador de força, que es troba unit al sistema d'aplicació de força, enregistra la força aplicada longitudinalment al lligament, i el captador del lligament,

enregistra els desplaçaments (veure apartat 6.6 DISPOSITIUS DE MESURA). El lligament abans de començar l'assaig es troba pre-tensat pel pes del pot metàl·lic amb la resina, això és aproximadament 2 kg.

6.3 BANCADA D'ASSAJOS

El banc d'assaig consta d'una bancada en forma d'L (**Figura 19**). Sobre la superfície horitzontal es recolza una placa de fixació d'acer S275, de 200 mm de costat i 15 mm d'espessor, que es fixa a la bancada amb 4 cargols passants mitjançant volanderes i femelles. Els recipients amb les extremitats es col·loquen al damunt de la placa de fixació, doncs tenen orificis coincidents.

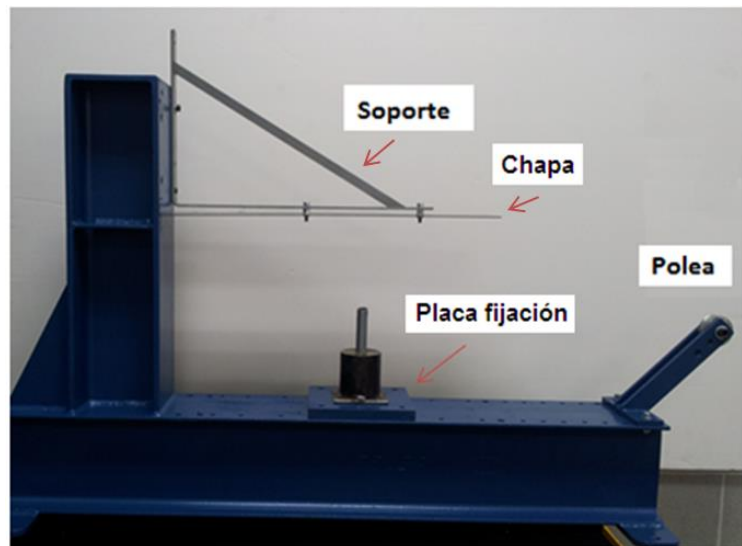


Figura 19. Banc d'assajos experimentals dissenyat a mida. Consta de dues bigues soldades, una placa de fixació per al posicionament dels espècimens, una poliça per a l'aplicació dels esforços tangencials i un topall superior per a fixar l'angle de l'extremitat.

A la banda dreta hi ha una poliça de la que es penjen els pesos per produir els esforços tallants a l'articulació. La poliça es troba a l'alçada de l'articulació per l'aplicació correcta dels esforços.

A la part vertical s'hi encasta una esquadra que sosté una xapa d'alumini horitzontalment. Té la finalitat de limitar la posició d'extensió del fèmur en l'assaig d'angle fixe.

6.4 MUNTATGE DEL SISTEMA

El muntatge de l'extremitat i de tots els instruments de mesura i el sistema d'aplicació de força consisteix en els següents elements, comentats d'esquerra a dreta segons la **Figura 20**·:

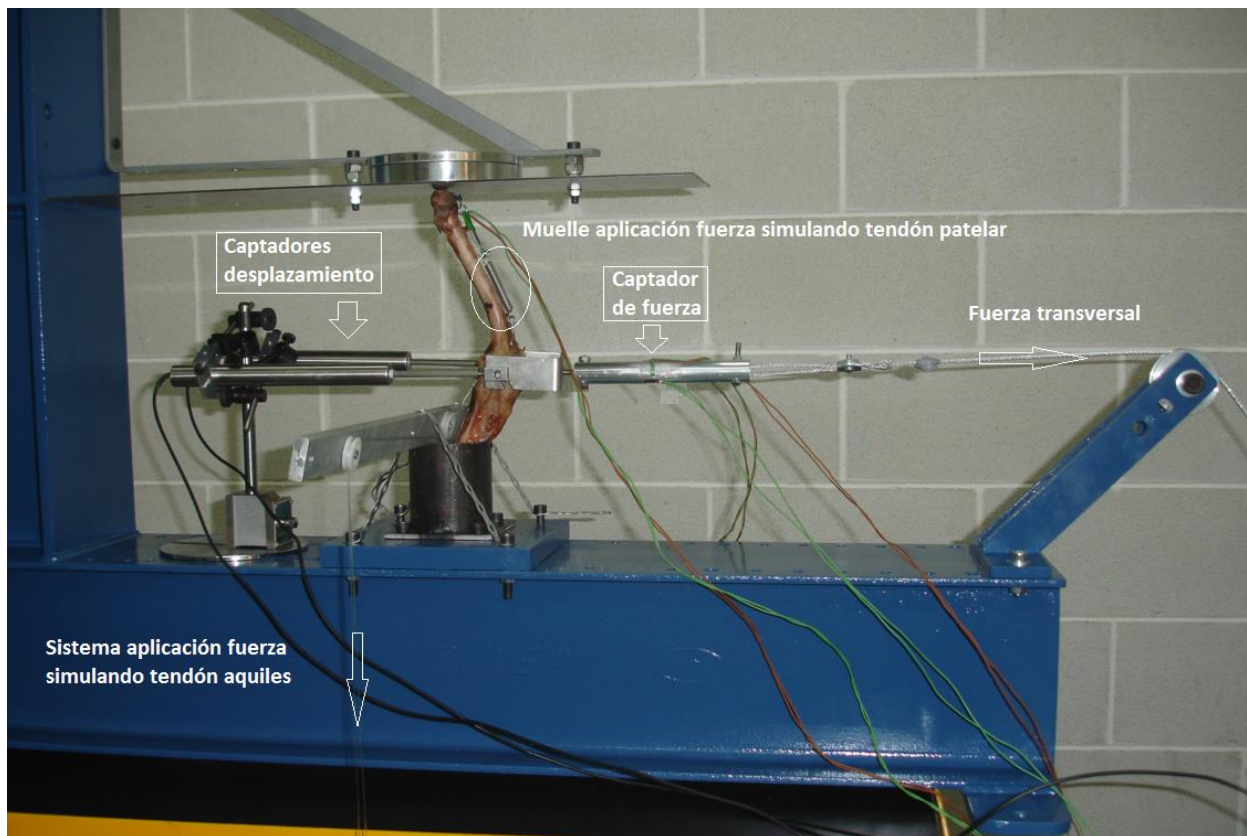


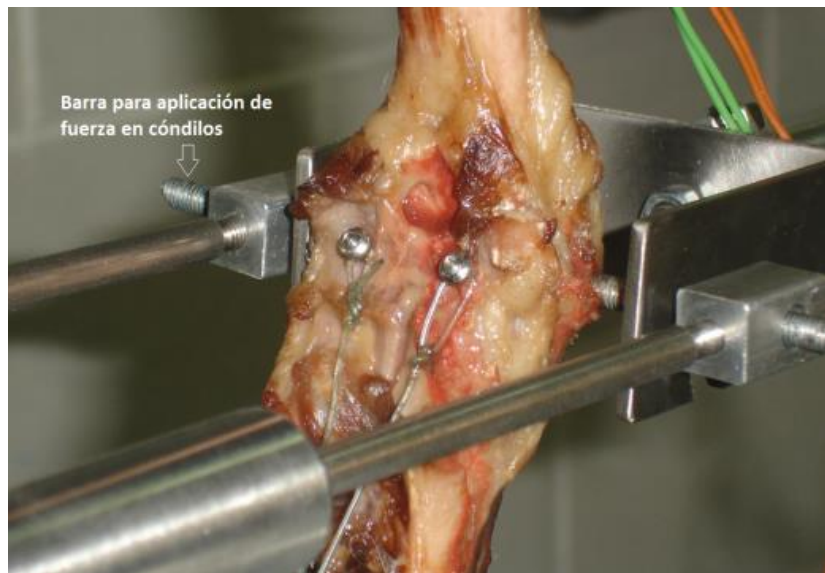
Figura 20. Banc d'assajos amb l'espècimen, els instruments de mesura i l'aplicador de força tallant.

Sensors de desplaçament: instruments que mesuren el desplaçament horitzontal que es provocarà. Els sensors es sustenten en un suport vertical amb base magnètica fixada a la bancada. Aquests sensors van acoblats pel seu extrem a la barra que travessa el fèmur, veure la **Figura 21.**, i es desplacen amb aquesta barra travessera.

Recipient amb espècimen subjecte a la placa de fixació. L'espècimen consta de sistemes de simulació de la musculatura. Els extensors amb una molla paral·lela al fèmur. Els flexors mitjançant un pes penjat per un sistema de politges sobre la barra horitzontal rectangular que es recolza al pot de la tibia i es fixa amb brides metàl·liques a la placa de fixació.

Sistema d'aplicació de la força tangencial: adaptador metàl·lic en forma d'U (xapa d'acer de 3 mm de gruix) fixat a la barra que travessa el fèmur (M5x150 mm). Aquesta última es passa per un orifici trepat amb broca de 5 mm per la part distal a l'alçada superior dels còndils. L'adaptador U també s'uneix per l'altre extrem a un tirant metàl·lic d'on es penjaran pesos per produir la força tallant. A la barra travessera també s'hi acoblen els sensors de desplaçament.

Figura 21. Sistema d'aplicació de forces i mesura dels desplaçaments. La peça metàl·lica U es posiciona sobre una barra (M5) que travessa transversalment el fèmur a l'alçada dels còndils, i per l'extrem oposat s'uneix al tirant que produeix la força. Sobre la barra travessera també es col·loquen els sensors de desplaçament.



Captador de la força tallant: dispositiu que mesura les forces tangencials que s'apliquen. Es troba entre l'aplicador U i el cable tirador de la força.

Politja per aplicació dels pesos: la politja és el millor sistema per aplicar horitzontalment una força penjant pesos verticalment sotmesos a la força de la gravetat, a través d'un cable tirador.

El posicionament vertical de l'extremitat a 135°, el garanteix l'esquadra fixada a la bancada vertical, d'on es suspèn una xapa rígida que fa de topall superior del fèmur.

L'articulació no té restriccions de moviment. Es vol deixar la màxima mobilitat per tal que el genoll es comporti com ho faria a la realitat. No obstant, es dirigeix amb precisió la direcció dels esforços tallants aplicats.

Els dispositius que mesuren la força tallant, el desplaçament del LCP i la força del tendó del quàdriceps, es basen en la tècnica de l'extensiometria elèctrica. Aquesta permet mesurar directament en temps real i amb una precisió de l'ordre de les micres (veure 6.6 DISPOSITIUS DE MESURA).

6.5 SIMULACIÓ DE LES FORCES MUSCULARS

Donat que a les extremitats se'ls extreu la musculatura, s'han de simular els músculs extensors i els flexors que actuen al voltant de l'articulació.

L'efecte de la musculatura del quàdriceps es simula amb una molla, suposant que s'insereix al fèmur, al nivell del pont ossi que uneix el trocànter amb el cap femoral on es perfora un orifici de 2.0 mm. L'altre extrem de la molla s'insereix a la ròtula, fent-li un trepant a la part superior per subjectar la molla amb un ganxo metàl·lic.



Figura 22. Simulació de la musculatura extensora amb molla elàstica (de força coneguda), col·locada paral·lela al fèmur. S'insereix a la part proximal del fèmur amb cargol roscat i per l'altre extrem, a la patel·la, prèviament trepada, amb un ganxo.

Dels músculs flexors el més important és el gastronemi, originat a les tuberositats supracondílies del fèmur, amb cap lateral i medial. El seu tendó, el calcani comú, s'insereix a la tuberositat del calcani, i és un dels tres més importants que forma el tendó d'Aquil·les (en endavant es parlarà del tendó d'Aquil·les per ser el nom més comunament conegut). El simularem amb un pes constant que es penja, amb dos cargols roscats de 3.5 mm, al nivell dels sesamoides (on s'insereix el gastronemi) amb una volandera per a la subjecció dels cables. El cable tensor es fa passar paral·lel a la tíbia (tal i com s'ha simulat al model biomecànic la força del tendó d'Aquil·les) mitjançant una politja. Una segona politja serveix per a penjar el pes que es vol simular (veure **Figura 23**).

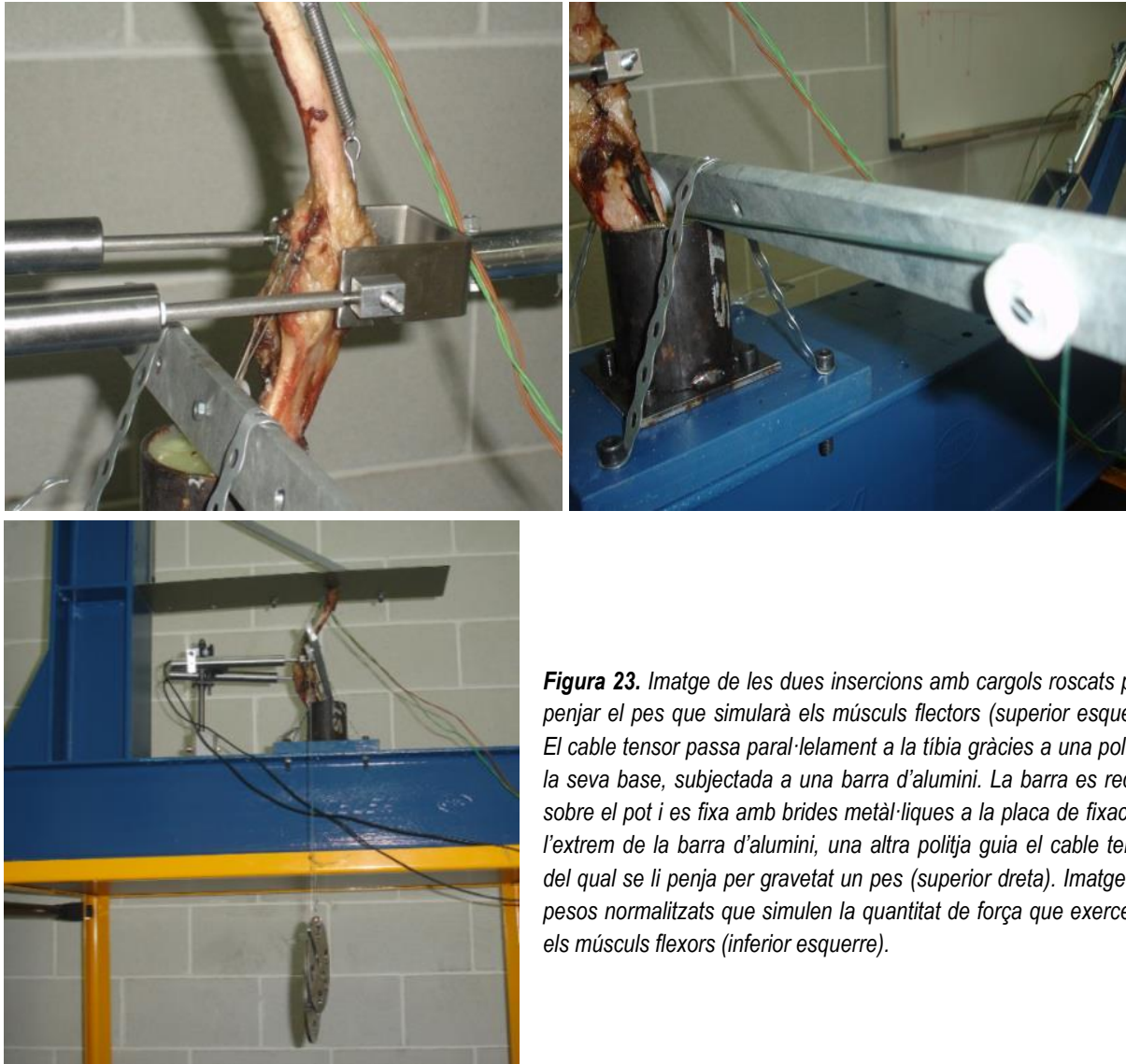
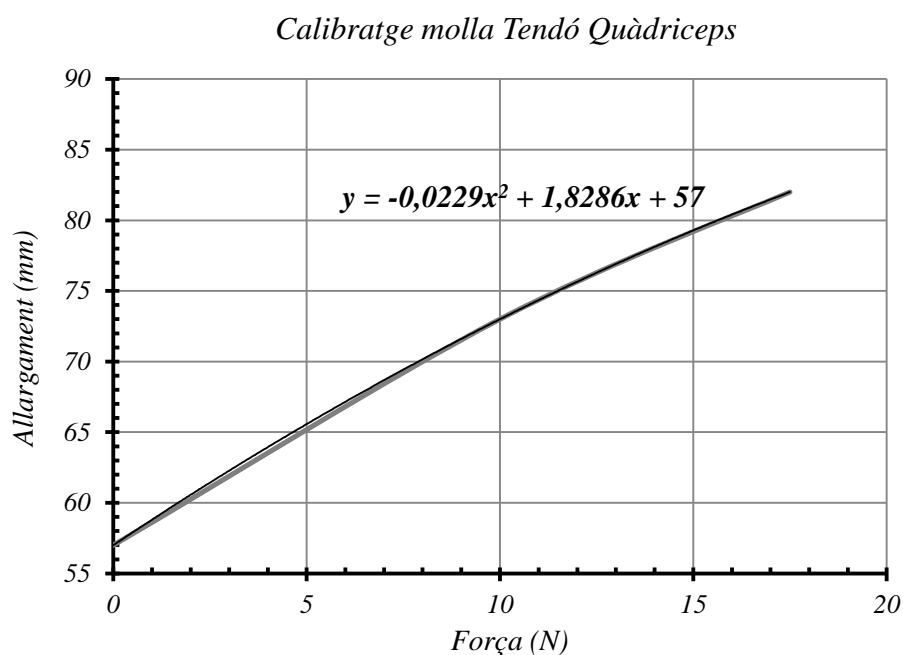


Figura 23. Imatge de les dues insercions amb cargols roscats per a penjar el pes que simularà els músculs flectors (superior esquerre). El cable tensor passa paral·lelament a la tibia gràcies a una polijja a la seva base, subjectada a una barra d'alumini. La barra es recolza sobre el pot i es fixa amb brides metàl·liques a la placa de fixació. A l'extrem de la barra d'alumini, una altra polijja guia el cable tensor, del qual se li penja per gravetat un pes (superior dreta). Imatge dels pesos normalitzats que simulen la quantitat de força que exerceixen els músculs flexors (inferior esquerre).

Es simula la força muscular segons un article que es basa en un model matemàtic per predir les forces musculars actuant a l'extremitat posterior canina durant la fase de càrrega de la marxa del gos (Shahar i Banks-Sills 2002). La suma dels grups musculars que intervenen en l'extensió (a través del tendó del quàdriceps), sumen una contribució d'aproximadament el 48% del pes de l'animal. Mentre que els músculs flectors (inserir majoritàriament al tendó d'Aquil·les) contribueixen en un 29.09% del pes del gos.

Es considera que els músculs flectors inserits al tendó d'Aquil·les contribueixen aproximadament en un 30% del pes de l'animal. Atès que els espècimens de cadàvers de gos que s'assajaran ronden uns pesos d'entre 25 i 35 kg, per a un gos de 30 kg, la força del tendó s'estima en 9 kg. Si considerem també que els assajos s'efectuen en espècimens exempts de musculatura i teixits, s'aplica un factor de reducció 1:10. Finalment es simularà la força d'un Kg, penjant 2 pesos normalitzats de 0,5 kg.

Els músculs extensors (recte femoral i els tres vastos), que s'insereixen al tendó quàdriceps (TQ), es considera que sumen aproximadament el 50% del pes del gos. Per a una mitja de 30 kg dels cadàvers de les extremitats, la força del tendó s'estima en 15kg. Altra cop s'aplica el mateix factor corrector de 1:10 per no tenir musculatura. Finalment s'aplica una pretensió a la molla de 15 N. Aquesta força de la molla manté l'extremitat en extensió sense necessitat de ser subjectada. La molla en repòs té 57 mm de longitud i cal calibrar-la per saber quan s'ha d'estirar. El calibratge dóna la relació entre força i allargament i s'obté una funció de segon grau que s'ajusta amb un coeficient de regressió de $R^2=1$.



Gràfic 2. Calibratge de la molla que simula la musculatura extensora del quàdriceps.

Per a que la pretensió a la molla sigui de 15 N, caldrà allargar-la una longitud de 79 mm.

6.6 DISPOSITIUS DE MESURA

Els dispositius de mesura sobre les extremitats són 4: tres dispositius extensiomètrics per mesurar la força del tendó del quàdriceps, el desplaçament del LCP i la força tallant que s'aplica sobre el genoll; i uns sensors per als desplaçaments horitzontals.

6.6.1 EXTENSIOMETRIA ELÈCTRICA

Es tracta d'una de les tècniques experimentals d'anàlisi de tensions més precises i àmpliament usades en el camp de l'enginyeria, capaç de mesurar deformacions de l'ordre de les micres. És habitual el seu ús en l'àmbit industrial per a mesurar les deformacions de materials extremadament rígids, com per exemple l'acer.

Es basa en un dispositiu anomenat galga extensiomètrica. Les galgues es basen en un principi elèctric, pel qual al deformar un material, la seva resistivitat elèctrica varia proporcionalment a través d'una constant. Les galgues mesuren canvis de voltatge, una senyal fàcil i precisa de mesurar amb aparells senzills. Mitjançant unes transformacions senzilles es transformen els volts en la unitat que es vulgui mesurar, deformacions o força.

La seva forma més comú consisteix en una reixeta metàl·lica fixada a una base flexible i aïllant que s'adhereix a l'element a mesurar. Quan aquest és deformat, la galga ho percep emetent el senyal elèctric corresponent.

Idealment les galgues haurien de ser puntuals per així mesurar deformacions en un punt concret. A la pràctica les dimensions de la galga són apreciables, per tant, es suposa que el punt de mesura és el centre de la galga.

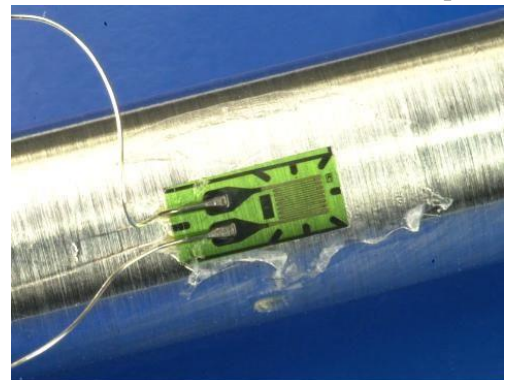


Figura 24. Galga extensiomètrica sobre àrea a mesurar.

El mètode utilitzat per a mesurar la variació de resistència d'una galga és el Pont de Wheatstone, inventat pel físic anglès Charles Wheatstone el 1843. La **Figura 25.** mostra l'esquema bàsic del circuit. Entre els punts 1 i 3 s'aplica una tensió d'entrada (V_E) contínua o alterna, però de valor constant en el temps. Les galgues es comporten com resistències elèctriques, varien el senyal en funció de la seva resistivitat quan són deformades. Mitjançant les lleis d'Ohm i de Kirchhoff, es troba la tensió de sortida (V_S) que és proporcional a la deformació experimentada per les galgues. Per tant, es calibra el voltímetre del pont en unitats de deformació.

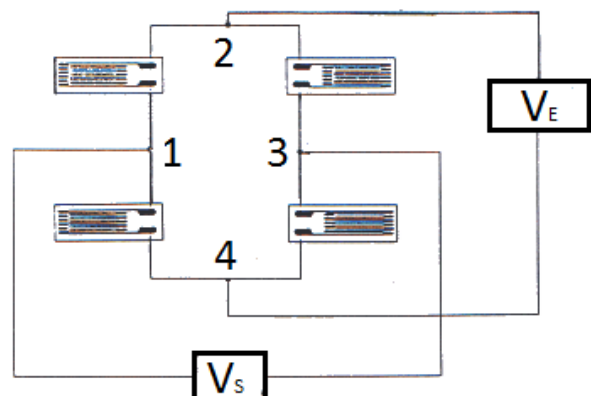


Figura 25. Pont de Wheatstone: circuit per a mesurar la variació de voltatge que capten les galgues (V_S), segons un voltatge d'entrada (V_E).

6.6.2 CAPTADOR DE LA FORÇA TANGENCIAL

A l'articulació femorotibial s'aplica, de manera controlada, una força tangencial mitjançant un cable metàl·lic que passa per una politja de la qual pengen pesos. La força l'enregistra un captador de força. El captador és un tub circular d'acer inoxidable AISI 316 de diàmetre exterior 20 mm, espessor de paret 1 mm i 158 mm de longitud, a la superfície del qual s'hi han encolat 2 galgues (firma Tokyo Sokki Kenkyujo, model FLA-10-17), situades longitudinalment a la meitat de la barra i en cares oposades. El captador es troba entre l'adaptador metàl·lic en U, agafat al fèmur, i el cable tirador de la força horitzontal (veure **Figura 26**).

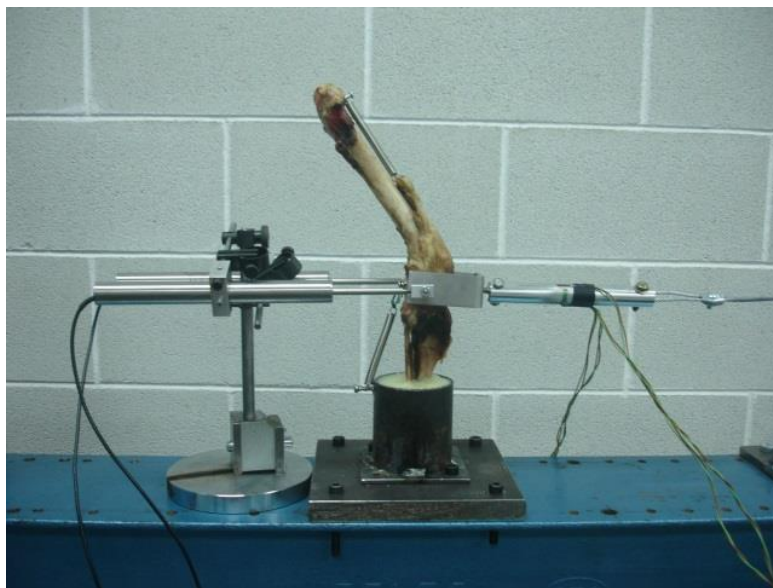


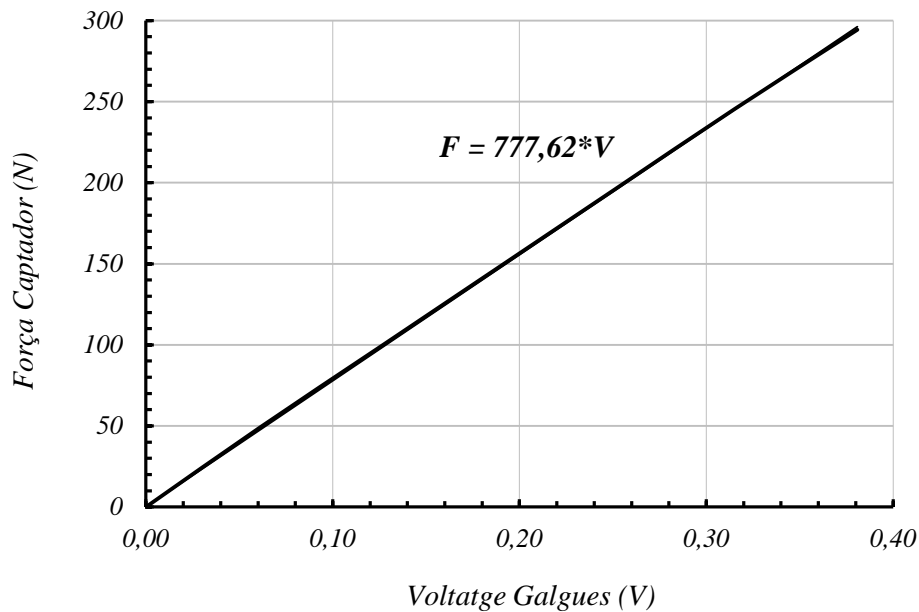
Figura 26. Sistema d'enregistrament dels esforços i els desplaçaments tangencials. El captador de força és el tub d'acer de la dreta, amb galgues extensiomètriques incorporades que mesuren longitudinalment la deformació del tub quan s'aplica la força. Un cop calibrat indicarà la força a la que està sotmès sistema. Els captadors de desplaçament es posicionen a l'esquerre de l'extremitat canina i enregistren els desplaçaments aplicats sobre el fèmur.

Les galgues es connecten en el canal 1 del multiplexor (veure apartat 6.7.1 MULTIPLEXOR) en mig pont (a les branques del pont 1-2 i 3-4). La connexió en rames positives i oposades fa que els senyals de les dues galgues es sumin, pel que cal fer la mitja d'aquest. Aquest muntatge del pont es fa per evitar possibles flexions i deformacions del propi tub, que seria detectat per les galgues i pertorbarien les mesures de l'assaig al genoll. El pont de Wheatstone es tenca amb dues resistències de precisió de $120\ \Omega$ connectades internament entre les branques 1-3 i 2-4.

6.6.2.1 CALIBRATGE DEL CAPTADOR

Per calibrar és assignar al senyal que emet el dispositiu de mesura, un valor d'una magnitud que es vol conèixer. En aquest cas relacionem el voltatge enregistrat per les galgues adherides al captador (valor de sortida del pont de Wheatstone), a un valor de força. És a dir, quan el tub es sotmet a uns esforços determinats es deforma i les galgues emeten un senyal. Aquest senyal, o bé es pot relacionar amb la deformació (segons les lleis que s'han comentat abans), o bé, es pot relacionar amb la força que s'aplica si aquesta és coneguda. Per això es sotmet el tub a una prova de tracció mitjançant uns pesos normalitzats i coneguts. Com durant els assajos el tub treballarà a tracció, emetrà el valor de força quan estigui calibrat.

Calibratge del captador de força tangencial



Gràfic 3. Corba de calibratge del captador de força tangencial on es relaciona una força coneguda amb el senyal elèctric emès per les galgues. L'equació de la recta de regressió servirà per a transformar el senyal elèctric en unitats de força.

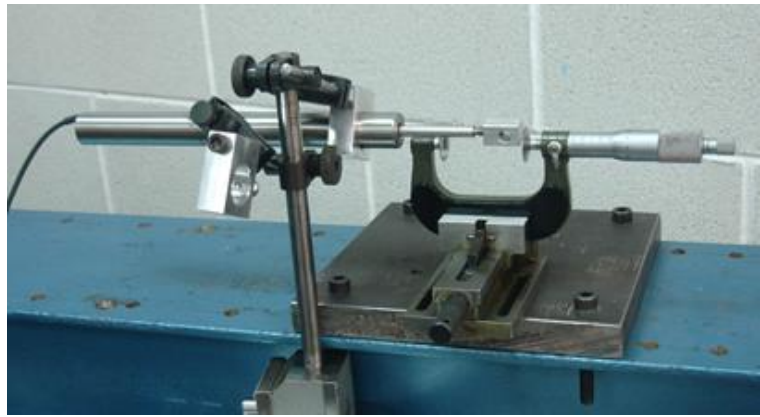
6.6.3 SENSORS DE DESPLAÇAMENT TANGENCIAL

Dos sensors de desplaçament es connecten a la barra travessera del fèmur i enregistren els desplaçaments caudals o cranials de fèmur respecte la tibia (veure **Figura 26**). Són sensors de desplaçament tipus inductiu, també coneguts com LVDT, de les sigles en anglès “*Linear Variable Differential Transformer*”. Basen el seu funcionament en la inducció magnètica d'una corrent elèctrica, la intensitat de la qual depèn de la posició del nucli respecte de la bobina. La senyal de tensió de la corrent elèctrica generada és directament proporcional a la distància recorreguda pel nucli del transductor, pel que proporcionen una relació entre la tensió en volts i el desplaçament en mil·límetres. Es connecten a la part posterior del multiplexor.

6.6.3.1 CALIBRATGE DELS SENSORS

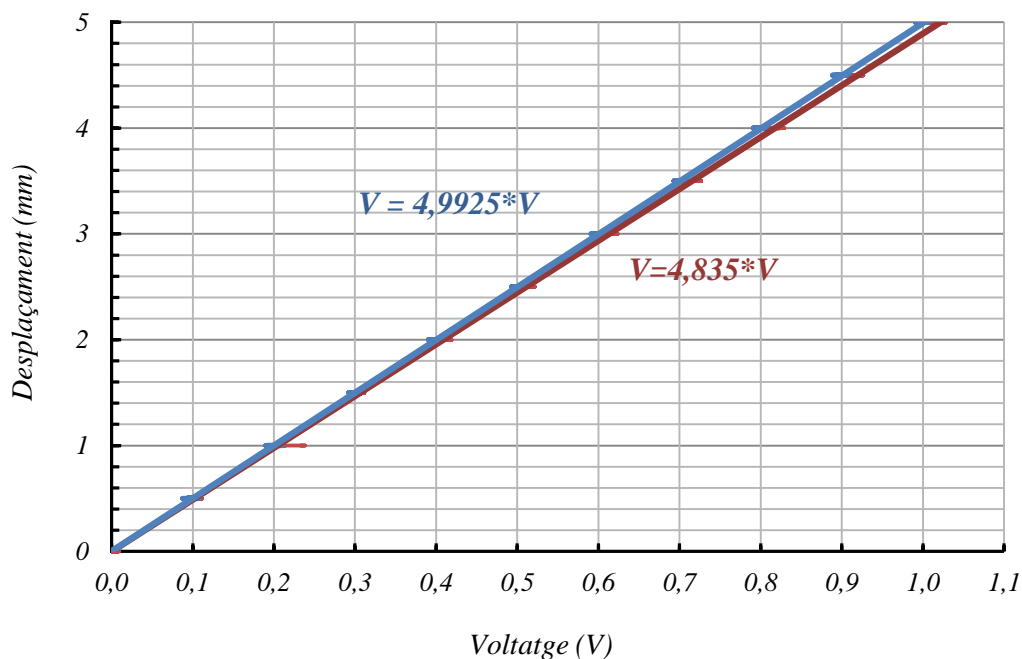
Per a calibrar els sensors es connecten els seus cables al multiplexor. Amb l'ajut d'un suport mantenim suspens el sensor amb la meitat del nucli extret de la bobina. A l'extrem del sensor és col·loca un palmer que avancem de 0 a 5 mm en esglaons de 0,5 mm d'avanç. A l'ordinador observem la senyal de sortida del sensor de desplaçament.

Figura 27. Calibratge d'un sensor de desplaçament de la firma Monitran (MTN/EUG025-10 S/N 437583 i MTN/EUG025-10 S/N 437584) amb un rang de desplaçament de -50 mm a 50 mm. El pàlmer indica el desplaçament, que relacionem amb el senyal elèctric del sensor.



S'obté una relació lineal entre el desplaçament i el senyal elèctric del sensor.

Calibratge sensors LVDT1 (blau) i LVDT2 (vermell)



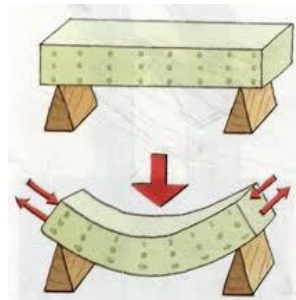
Gràfic 4. Corba de calibratge dels sensors de desplaçament on es relacionen mil·límetres recorreguts - senyal elèctric induït. Les equacions de les rectes de regressió s'usaran per transformar les dades del senyal elèctric en unitats de desplaçament.

6.6.4 MESURA DEL LCP

El dispositiu per mesurar els canvis de longitud del lligament creuat posterior (LCP) s'ha dissenyat específicament per als assajos. Consisteix en un fleix d'acer amb forma d'omega, amb una galga extensiomètrica a la seva part interior. La forma en omega fa que el tram recte on està la galga col·locada, treballi a flexió produïda per un moment constant que actua en tot el tram

quan els extrems de l'omega són estirats (la distància lateral és invariant). Quan els punts de fixació es separen, la galga s'allarga, doncs es troba a les fibres de tracció del fleix quan es flexiona; i quan s'apropen, la galga es comprimeix, doncs ara és a les fibres a compressió del fleix. La fibra neutra de la flexió pura està al mig del gruix de la làmina que forma l'omega.

Figura 28. Captador en forma d'omega per a mesurar elongacions al LCP (dreta). La galga treballa a flexió: si les extremitats de l'omega s'allunyen la galga treballa a tracció, la deformació és similar a la que pateix una biga sotmesa a flexió (figura esquerra, les fletxes vermelles indiquen les fibres que es troben a tracció i a compressió). Si les extremitats de l'omega s'apropen la deformació és a la inversa i la galga es comprimeix.



L'omega es col·loca amb cargols roscats prop de les insercions naturals del lligament creuat posterior als ossos, això és prop de la cara interna del còndil medial del fèmur (en aquest cas, s'enclava una mica més extern per la part posterior del còndil); i a la incisió poplítica de la tibia.

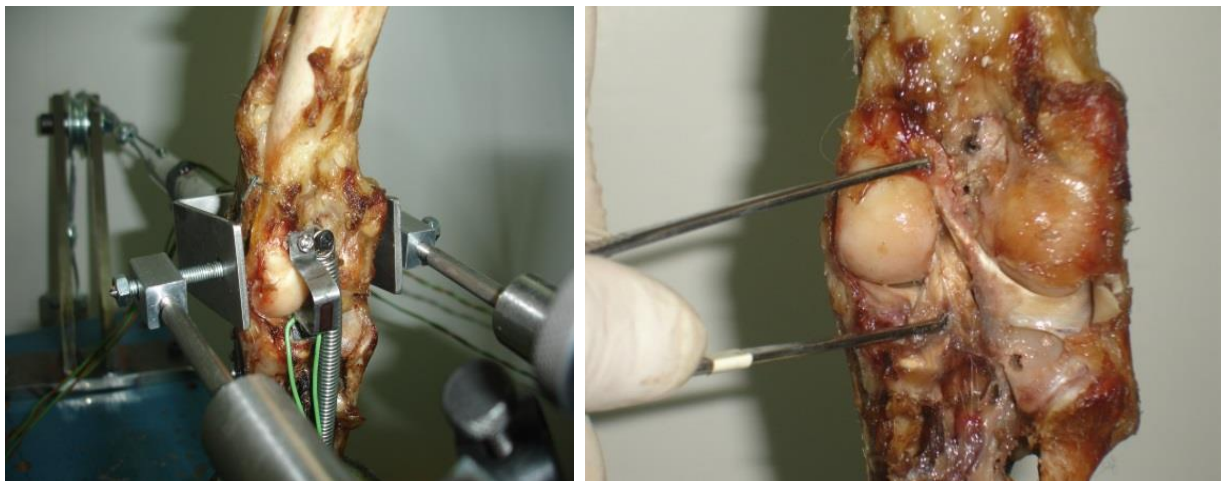


Figura 29. Dispositiu omega de mesura del LCP (esquerra) col·locat a la part posterior de l'articulació prop de les insercions naturals del lligament posterior. A la dreta, vista posterior de l'articulació, les pinces senyalen el recorregut del LCP, des del còndil medial del fèmur fins a la tibia. S'aprecia el lligament del menisc femoral superposant-se al LCP.

Tot i la falta de precisió per arribar a la inserció del fèmur, el moviment relatiu entre les extremitats òssies no varia, donat que es tracta de cossos rígids. Per tant, els desplaçaments entre dos punts situats sobre dos cossos rígids en moviment relatiu, es manté invariable. Així

que podem afirmar que els desplaçaments relatius entre fèmur i tibia, prop de les insercions del LCP, seran captats amb precisió pel captador omega.

6.6.4.1 CALIBRATGE DEL CAPTADOR OMEGA LCP

El calibratge relaciona el senyal elèctric (variació de voltatge) de la galga amb el desplaçament entre els extrems de l'omega. Per a això, es fixa l'omega entre els extrems d'un pàlmer i aquest es fa girar en voltes micromètriques que produeixen 0.5 mm d'avançament (pas de rosca). La galga es connecta al multiplexor en $\frac{1}{4}$ de pont de Wheastone per enregistrar els volts.

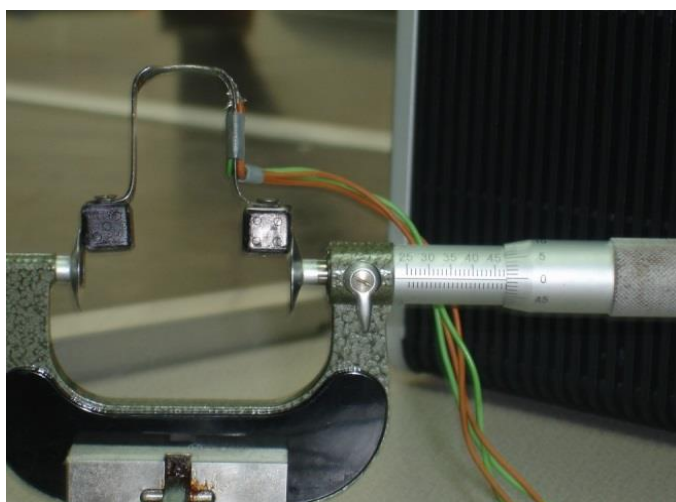
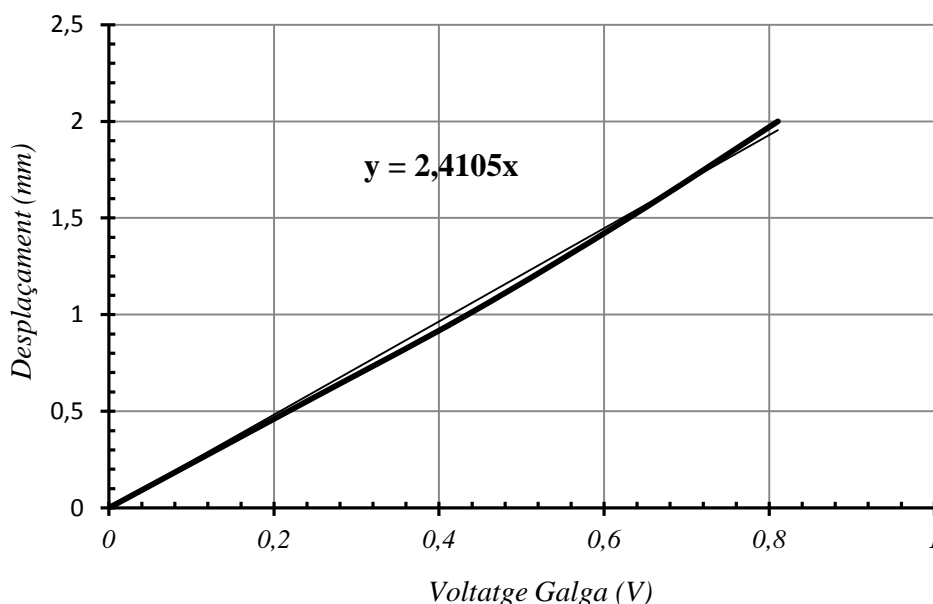


Figura 30. Calibratge del dispositiu omega per a captar les deformacions del LCP. Cada volta micromètrica del palmer, es correspon a una pas de rosca (longitud de 0.5 mm) i a un senyal elèctric que emet la galga a la part horitzontal del captador.

Calibratge captador omega LCP



Gràfic 5. Corba de calibratge del dispositiu de mesura del LCP. Relaciona mil·límetres recorreguts (obertura o tancament de l'omega) amb el senyal elèctric de la galga. L'equació de la recta de regressió s'usarà per transformar les dades del senyal elèctric en unitats de desplaçament.

6.6.5 MESURA DEL TENDÓ QUÀDRICEPS

Busquen conèixer la força a la que es sotmet el tendó patel·lar. Per a fer les mesures amb veritable precisió, es mesura la força que rep el sistema de simulació de la musculatura extensora amb la molla elàstica, que es coneix amb exactitud, per tant, es mesurarà la força del tendó quàdriceps (TQ). Posteriorment, i amb un factor de correlació, s'obindrà la força del tendó patel·lar. Per a tal fi, s'ha dissenyat un captador de força amb un fleix metàl·lic rectangular d'alumini, amb una galga extensiomètrica adherida longitudinalment. Aquest és col·loca en sèrie amb el sistema de simulació dels músculs extensors. Quan el dispositiu es tracciona la galga captarà aquesta deformació longitudinal a la que es sotmet el fleix.

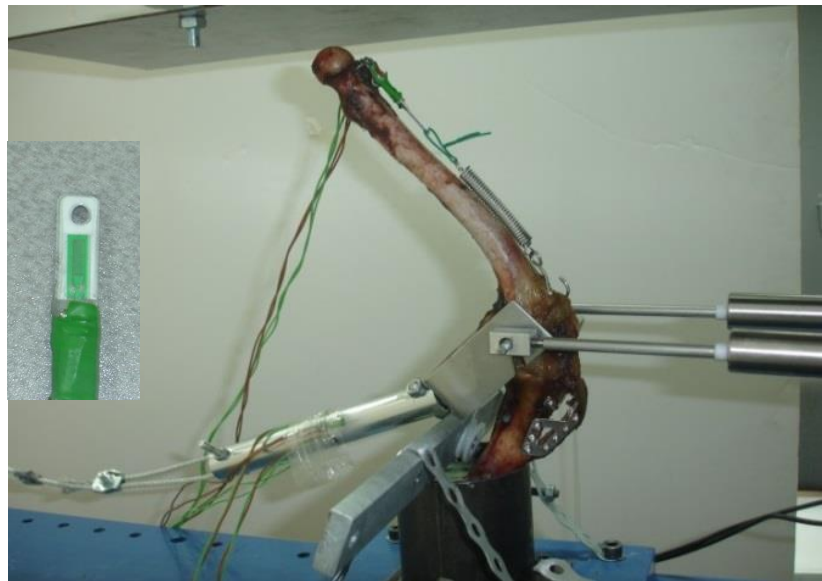


Figura 31. Vista de perfil del sistema de mesura de la força del quàdriceps. El captador (detall del fleix a l'esquerra de la imatge) es connecta en sèrie a la molla que simula els músculs extensors. Per tan, la mateixa tensió a la que està sotmesa la molla, és la tensió del fleix.

Un cop tenim la mesura del tendó del quàdriceps apliquem el factor de correlació. Això es pot fer, atès que el comportament d'ambdós tendons és similar (Nisell 1985). Segons una tesi de la biomecànica del genoll humà, la relació entre la força del tendó patel·lar (F_{TP}) i la força del tendó quàdriceps (F_{TQ}) és dels 0.7 als 0.8 (Nisell 1985). Per al present estudi es pren el factor següent: $F_{TQ} = 1.2 F_{TP}$. S'ha pres un valor una mica inferior que en humana, doncs la diferència entre les seccions transversals dels dos tendons no és tan important en el gos, com en un humà, i, per tant, la transferència de forces entre ambdós a través de la ròtula no varia tan.

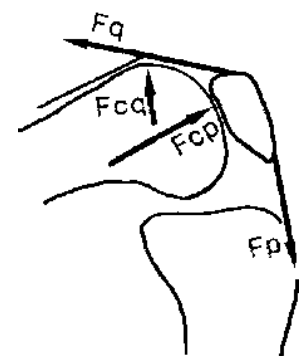
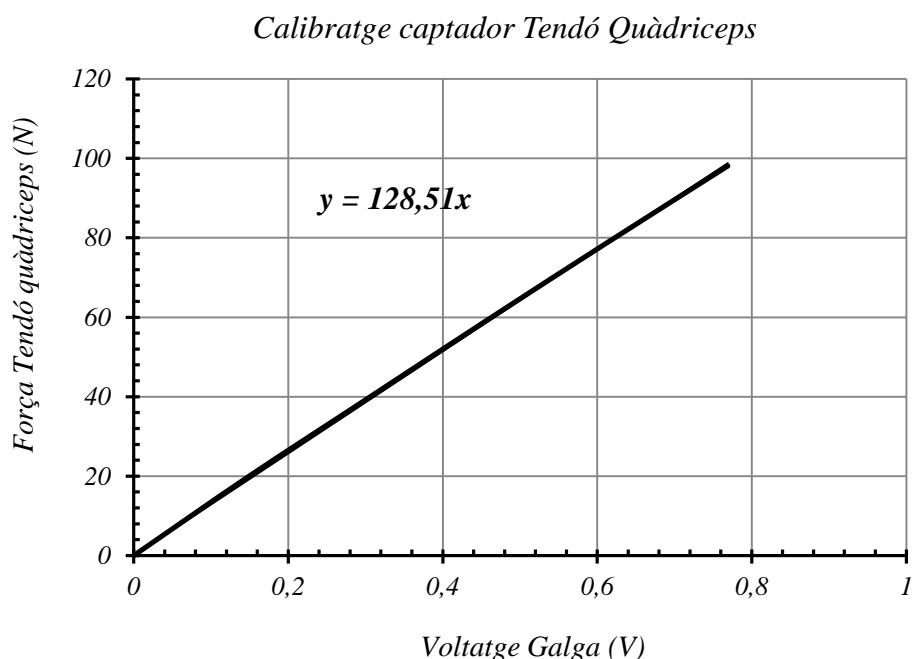


Figura 32. Segons la tesi de Nisell la relació entre F_p/F_q és de l'ordre del 0.7 – 0.8. F_q : força del tendó quàdriceps; F_{cq} : força compressiva entre el tendó i el solc de la tròclea femoral; F_{cp} : força a l'articulació femoropatel·lar i F_p : força del tendó patel·lar. (Font de la imatge: Nisell 1985).

6.6.5.1 CALIBRATGE DEL CAPTADOR DEL TENDÓ QUÀDRICEPS

El captador de força del quàdriceps va connectat en sèrie a la molla que simula la musculatura extensora. Ambdós dispositius van paral·lels al fèmur i treballen a tracció. Pel que el calibratge consisteix en un assaig de tracció aplicant pesos normalitzats coneguts sobre el fleix.



Gràfic 6. Corba de calibratge del captador de força del tendó quàdriceps. Relaciona força de tracció coneguda amb el senyal elèctric de la galga. L'equació de la recta de regressió s'usarà per transformar les dades del senyal elèctric en unitats de força.

6.7 EQUIPS DE LECTURA I PROCESSAMENT DE DADES

Els equips d'adquisició i processament de dades estan formats pel hardware i el software. La part del hardware la configuren el multiplexor, que recull els senyals elèctrics de tots els dispositius de mesura sobre la bancada, i la targeta d'adquisició de dades. La part del software s'ha dissenyat expressament per aquests assajos.

6.7.1 MULTIPLEXOR

El multiplexor és l'equip per a les entrades analògiques de tots els captadors (força o desplaçament) en 8 canals de lectura. Els canals de lectura utilitzen com a circuit de connexió el pont de Wheatstone. Degut a que la senyal de sortida d'aquest circuit és de molt baix nivell, requereix d'un condicionament previ que l'amplifiqui per a poder ser correctament llegida i tractada. Cada canal disposa d'un amplificador de rang variable independent. Dels canals disponibles, 4 tenen una configuració en $\frac{1}{2}$ pont amb connexió en rames oposades (per

dispositius amb dues galgues simètriques), i 4 canals amb una configuració en pont senzill (per dispositius amb una sola galga de mesura). Cada canal disposa del seu propi potenciòmetre per a ajustar l'equilibri del pont. Això permet prefixar el nivell del zero o d'equilibri per a cada un i així ajustar les petites desviacions que es produeixen a cada instrument de mesura muntat. Aquest equip compta també a la seva part posterior de dos canals d'entrada per als sensors de desplaçament. Aquests no precisen de cap condicionament previ, ja que els captadors la inclouen i es connecten directament a la targeta d'adquisició.



Figura 33. Els 8 canals del multiplexor amb les connexions del pont de Wheatstone de cada canal.

6.7.2 TARGETA D'ADQUISICIÓ DE DADES

La targeta d'adquisició de dades es troba a l'ordinador. Té un convertidor que s'encarrega de rebre les dades analògiques amplificades que provenen dels 8 canals i dels 2 canals per als sensors, i digitalitzar-los per a ser tractats amb l'ordinador pel programa de tractament de dades.

6.7.3 GESTIÓ I TRACTAMENT DE DADES

Per a la gestió i tractament de dades s'ha dissenyat un software utilitzant el programa de gestió LabView, una eina versàtil per al disseny de dispositius de mesura virtuals. Per una part, el programa s'encarrega de gestionar la lectura de tots els canals de la targeta d'adquisició, i per altre, de mostrar i guardar les dades de les mesures i alarmes generades.

La pantalla principal del programa, mostra mitjançant gràfics en funció del temps, els nivells de senyal de cada canal, 8 canals de lectura de força i dos canals de lectura de desplaçament (LVDT1 i LVDT2). També es mostren els valors numèrics en temps real per a ajudar a l'operador durant l'ajust.

Mitjançant un comandament de control a la pantalla principal, es pot seleccionar el nombre de mostres per segon que s'aniran capturant. Un cop començada la presa de dades dels canals, un indicador senyala el número de mostres recollides en temps real. Les dades recollides són guardades en un fitxer Excel que posteriorment servirà per a analitzar els resultats.

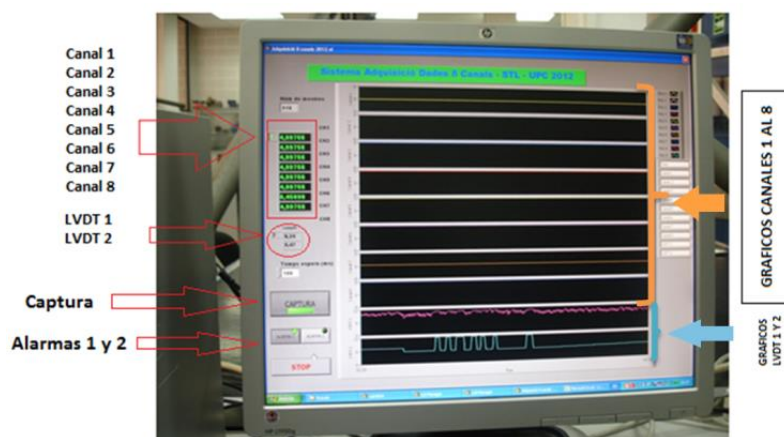


Figura 34. Software dissenyat per a la gestió i emmagatzematge de dades.

6.8 TÈCNICA DE LA TTA

Els assajos es realitzen sota les condicions d'avanç de la tuberositat amb l'aplicació de la tècnica quirúrgica de la TTA, i adopta un dispositiu per a l'avanç de la tuberositat tibial patentat a Espanya pels doctors de la Universitat Autònoma de Barcelona, Díaz-Bertrana, C., i Durall, I.

La placa per a l'avanç de la tuberositat tibial és d'acer inoxidable 316LVM de 1.0 mm d'espessor. Té un braç cranial amb 4 orificis per a allotjar cargols de cortical de 2.0 mm d'espessor, i és una mica més llarg que el braç caudal, que també presenta varis orificis per allotjar cargols de cortical, de 2.7 mm. Ambdós braços es troben units a la base de la placa que presenta forma de V. També s'uneixen per la part proximal per un braç inclinat en sentit crani-dorsal i caudo-ventral (veure **Figura 34**).



Figura 35. Vista de la placa patentada pels Drs. Durall i Díaz-Bertrana per al tractament de trencament del LCA, utilitzada durant els assajos. La placa té un braç cranial i caudal amb orificis, ambdós units per la seva base i per un braç proximal.

La caixa utilitzada en tots els casos, és una caixa d'acer inoxidable 316LVM de 1.0 mm d'espessor i 19 mm de longitud. Presenta uns orificis (finestres) a la zona de contacte amb l'os en el seu aspecte cranial i caudal. Contenen dos pestanyes doblegades aproximadament 45° cap l'exterior, amb uns orificis per a la inserció d'un cargol que permeti la seva fixació a l'os. La pestanya que hauria de fixar-se al fragment d'os que s'avança, la tuberositat, es talla amb una cisalla.

La col·locació de les plaques per als assajos consisteix en realitzar una osteotomia longitudinal a la part proximal cranial de la tibia a nivell del tubèrcul de Gerdi finalitzant distalment en un orifici de 3.5 mm, que es realitza a nivell de la zona distal de la cresta tibial. L'osteotomia no es realitza perpendicular a l'os, sinó perpendicular a la superfície de la taula quirúrgica ja que la forma triangular de la tibia obliga a fer un tall oblic. S'avança progressivament el fragment cranial i s'introdueix en tots els casos una caixa de 9.0 mm per a l'avanç de la tuberositat tibial. Es fixa la pestanya de la caixa després de doblegar-la amb unes alicates per a adaptar-la a la superfície de l'os, mitjançant un cargol de cortical de 2.0 mm. Es fixen els cargols del braç cranial de la placa (de 2.0 mm) i del braç caudal (aquests amb cargols de 2.7 mm).

6.9 PROTOCOL DELS ASSAJOS

Es posiciona el pot que conté l'espècimen amb l'articulació sana a la placa fixació amb 4 cargols de M6. La part frontal de l'articulació primerament es col·loca front el tirador de força per a realitzar l'assaig DCu. S'acobla el tirador en forma d'U a la barra travessera del fèmur (prèviament trepada), i els sensors de desplaçament. Es connecten al multiplexor el captador de força i els sensor de desplaçament. Es col·loca el captador omega a les insercions del lligament creuat posterior amb cargols de cortical de 2 mm i es connecta als canals lliures del multiplexor. S'instal·la la molla que simula el quàdriceps i el captador del tendó quàdriceps (es trepa el fèmur per la part proximal i la patella per la part superior, veure 6.6.5 MESURA DEL TENDÓ QUÀDRICEPS i 6.5 SIMULACIÓ DE LES FORCES MUSCULARS). El captador es connecta a un dels canals del multiplexor. S'aplica la pretensió de 15N ajustant la molla llegint al software el senyal de la galga connectada en sèrie. Es col·loca el sistema de simulació de la musculatura flexora amb dos cargols roscats de 3.5 mm, al nivell dels sesamoides i amb volanderes per a la subjecció dels cables d'on pugen pesos normalitzats. S'ajusta l'alçada del topall superior per a fixar l'angle de 135°. Quan tot està a punt es posa el zero a tots els canals actius que es tenen en pantalla. S'aplica la força gradualment que fa desplaçar el fèmur endavant respecte la tibia fins aproximadament els 200N. Es repeteix l'assaig tres vegades. Després es gira l'espècimen 180° i es torna a fixar el pot a la placa de fixació de la bancada amb tota la resta d'instruments de mesura connectats. Es comprova que el topall segueix mantenint un angle a l'articulació de 135°, mesurant-ho amb goniòmetre. Aquest cop quan es fa desplaçar la barra travessera es crea un desplaçament posterior del fèmur respecte la tibia (DCr) i alhora es flecta. Es permet flectar el fèmur fins als 90°, mantenint la força aplicada uns segons i mesurant amb goniòmetre la posició final. Acabats els assajos amb el genoll sa, s'obre la càpsula articular amb un incisió a la

part esquerra i es talla el lligament creuat anterior. Es sutura la càpsula i es repeteixen els assajos, el DCu i el DCr. Finalment, se li practica a l'espècimen la tècnica de la TTA amb la placa patentada i es repeteixen les mateixes operacions per a realitzar els dos assajos.

La magnitud de les forces tallants aplicades seran molt superiors a les donades durant el cicle de la marxa. D'aquesta manera es magnifiquen els efectes sobre l'articulació i s'extreuen de les dades tendències clares.

Finalment es tallen tots els elements tous al voltant de la càpsula articular, deixant únicament el LCP per a realitzar la prova de caracterització d'aquest. Ara l'espècimen agafat per la barra travessera es penja de la politja de la bancada i es deixa caure. Del pot que conté la tibia s'apliquen esforços i s'enregistra la força amb el tub de captació de força i la deformació del lligament amb el captador omega.

6.10 INCONVENIENTS DELS ASSAJOS

Els resultats es poden veure afectats per molts diversos factors: efectes incontrolables del muntatge deguts a limitacions tècniques, manca de reproducció de la realitat durant els assajos, etc. Alguns dels inconvenients i avantatges del model experimental són els següents:

- El model experimental parteix d'extremitats sanes a les que se'ls practica una posterior escissió del LCA. Aquestes mai són comparable a la patologia real, en la que normalment la ruptura del LCA va acompanyada d'una osteo-artritis i els consegüents canvis en els lligaments, la capsula articular i el cartílag.
- Els assajos tenen molt ben acotat l'esforç que es simula: el moviment tallant a l'articulació femorotibial. No s'ha intentat simular el pas de la marxa del gos per l'enorme dificultat i les variables incontrolades que això implicaria, pel que s'ha simulat una força que es produeix durant aquesta fase.
- El model experimental mostrarà tendències de comportament dels lligaments i tendons sota la força aplicada. El valor absolut de les dades no té tan valor com la comparació de tendències per a estats del genoll caní. El valor real de la tensió del lligament en viu és molt complex de determinar.

7. RESULTATS DELS ASSAJOS EXPERIMENTALS

Dels assajos experimentals se'n recullen patrons de comportament del lligament creuat posterior (LCP) i del tendó quàdriceps (que amb el factor de correlació, es passarà a força del tendó patel·lar), en gràfics. Cada espècimen té tres gràfics per les tres condicions al genoll, sense LCA i amb TTA. Això són 9 assajos pel lligament i 9 pel tendó. Els resultats es presenten dividits en tres blocs:

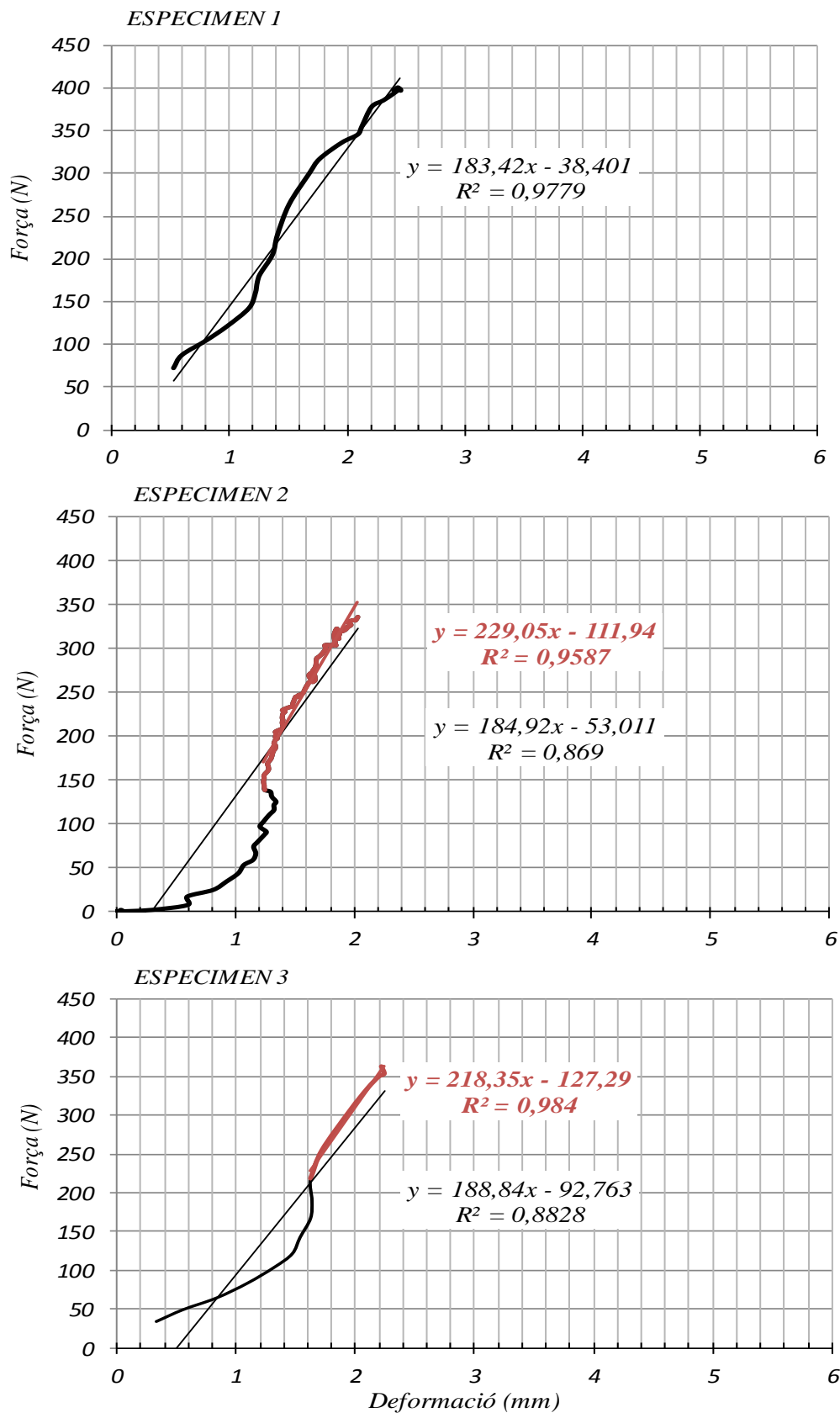
- caracterització del lligament creuat posterior (LCP),
- elongació del LCP en l'assaig DCu (desplaçament caudal de la tibia) – posició 135º
- força del tendó quàdriceps per l'assaig DCr (desplaçament cranial de la tibia) - en diferents angles de flexió.

Cada tipus d'assaig es realitza 3 vegades, de les que se'n presenten els valors mitjos.

7.1 CARACTERITZACIÓ DEL LCP

S'ha caracteritzat el lligament creuat posterior, mitjançant la corba de força-deformació, amb la que es coneix el seu comportament elàstic i la seva rigidesa. La rigidesa d'un material és la capacitat resistent d'aquest per oposar-se a ser deformat en un estat de força determinat. La zona elàstica d'un material és el rang de tensions que pot aguantar, sota el qual els canvis de forma són reversibles (Beer et al. 2010). Fora del rang elàstic, quan s'incrementa la força, es comencen a trencar fibres i el lligament no pot recuperar la seva forma inicial. La corba característica d'un material s'obté mitjançant un assaig de tracció uniaxial a l'element i registrant en un gràfic les deformacions (eix x), vers la força aplicada (eix y). El patró de comportament del lligament servirà com a referència per analitzar els assajos posteriors al lligament.

DIAGRAMES FORÇA-DEFORMACIÓ DEL LCP AMB PRETENSÍO DE 20 N



Gràfic 7,8 i 9. Corbes característiques dels lligaments creuats posteriors en assaig de tensió uniaxial. La pendent de la recta de regressió indica la rigidesa del material. En negre s'han calculat les rectes de regressió amb totes les dades registrades, en vermell és la regressió sobre la part proporcional de la corba.

La caracterització d'un lligament té un mateix patró de comportament: una primera part no lineal i una segona tendència més proporcional o lineal. Al primer interval, el lligament estira les fibres de col·lagen i al segon, s'oposa als esforços i es troba tensat. Degut a que per les condicions de l'assaig i havia a l'inici una pretensió de 2 Kg (veure 6.2 DESCRIPCIÓ DELS ASSAJOS), les fibres ja es trobaven parcialment estirades, i el comportament no lineal del primer tram no es percep en plenitud. Sobre el tram lineal es calcula la rigidesa del material, doncs el seu comportament s'adapta a una equació lineal que relaciona proporcionalment els valors de força, amb els de deformació. La rigidesa és el quocient entre la força i la deformació, és la pendent de la recta de regressió, i dona compte dels mil·límetres estirats pel lligament per un increment de força determinat. Atesa la pretensió inicial, s'ha cregut convenient calcular dos rigideses: una amb totes les dades de la corba, i l'altre, amb l'últim tram més lineal, i per tant, amb coeficients d'ajustament de la regressió majors que en el cas anterior.

Al gràfic de l'espècimen 1 s'ha prescindit de la primera part de dades degut a una alta variabilitat d'aquestes. Possiblement per les condicions de desenvolupament de l'assaig, d'on es penjaven pesos normalitzats per gravetat i produïen un efecte pèndol durant la fase d'estirament de les fibres del lligament. La rigidesa única que s'ha calculat és de 183.54 N/mm amb un coeficient de regressió de 0.978. Això significa que per a cada increment de força de 183 N, el lligament s'ha deformat de mitja 1 mm.

La corba de l'espècimen 2 mostra petites oscil·lacions. Possiblement l'elevada precisió dels dispositius de mesura, les galgues extensiomètriques, i l'alt nombre de dades recollides per segon, ha fet que es registrés qualsevol petit moviment. Les galgues, amb una sensibilitat de l'ordre de les micres, capten qualsevol petit canvi de la sol·licitació que reben. No obstant, sí és recull de forma precisa la tendència de la corba, doncs l'alt nombre de dades proporciona alts coeficients de regressió, sobre tot a la part proporcional, de 0.96, i amb una rigidesa de 229 N/mm. Una rigidesa major que en l'espècimen 1, possiblement per ser una extremitat de majors dimensions.

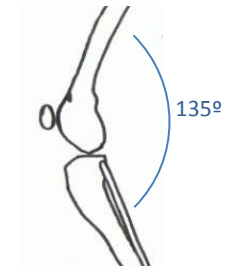
L'espècimen 3, amb una tendència més neta, té una rigidesa de 218 N/mm.

7.2 DEFOMACIÓ DEL LCP EN ASSAIG DCu

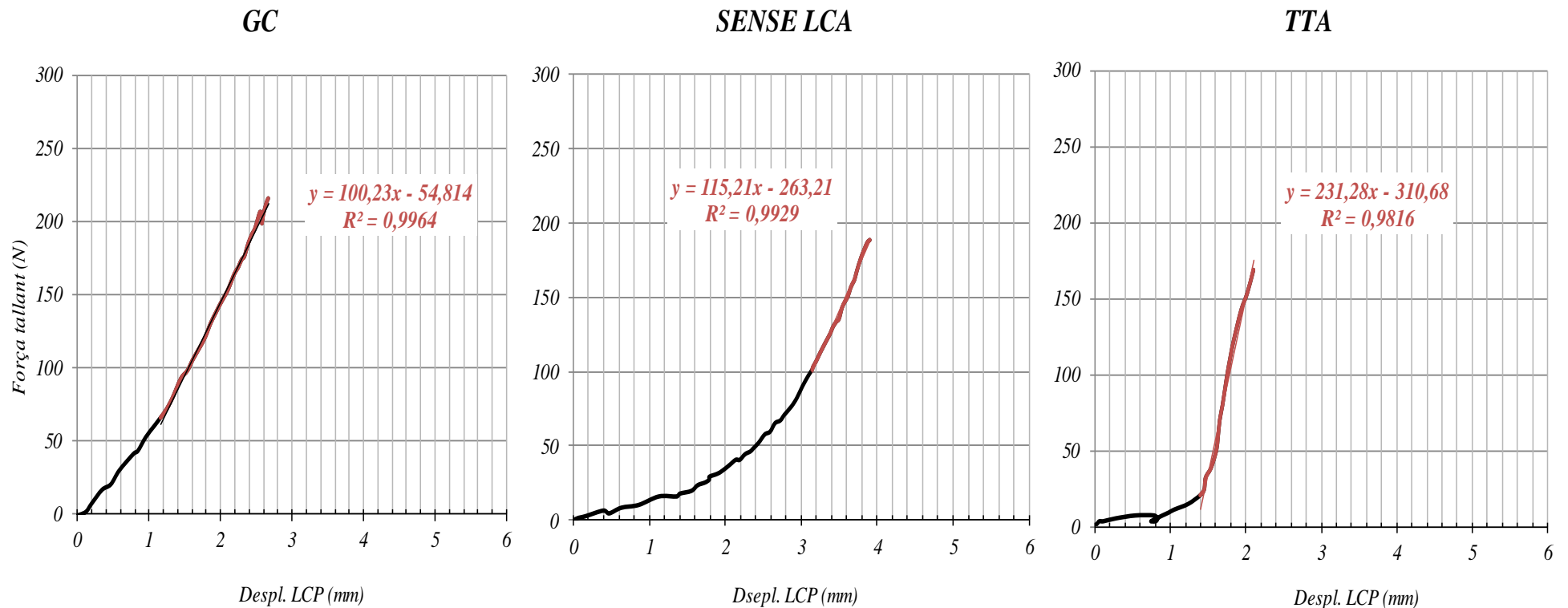
A continuació es presenten les corbes de comportament del lligament creuat posterior (LCP) per a l'assaig de desplaçament caudal de la tibia (DCu) respecte el fèmur en angle fixe de 135°. El principal estabilitzador d'aquest moviment és el lligament creuat posterior, sobre tot, en genoll patològic. Les gràfiques mostren la relació entre l'elongació del LCP en mil·límetres front la força tallant femorotibial de l'articulació en Newtons. Es mostren les gràfiques de cada espècimen per les tres condicions de l'articulació: genoll complert (*GC*), sense LCA (*SENSE LCA*) i amb reparació amb la tècnica de la TTA (*TTA*).

DIAGRAMES DEFORMACIÓ LCP-FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL

DESPLAÇAMENT CAUDAL DE LA TÍBIA (DCu). ANGLE: 135°



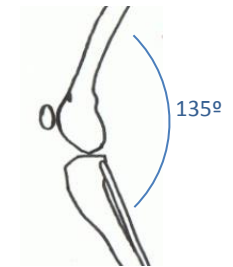
ESPÈCIMEN 1



Gràfic 10, 11 i 12. Corbes del desplaçament del LCP (mm) front la força tallant femorotibial (N). Assaig de desplaçament caudal de la tibia en espècimen 1 per a genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA. En vermell es calcula la recta de regressió de la tendència lineal de la corba amb un coeficient d'ajustament de regressió superior al 0.9.

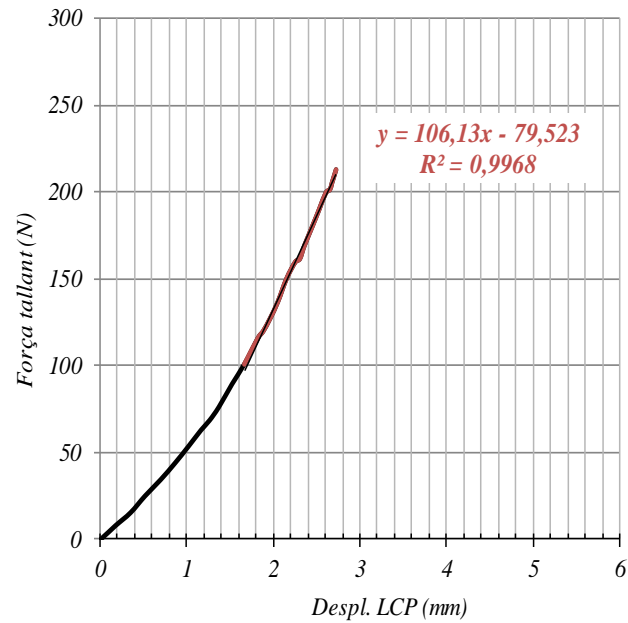
DIAGRAMES DEFORMACIÓ LCP-FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL

DESPLAÇAMENT CAUDAL DE LA TÍBIA (DCu). ANGLE: 135°

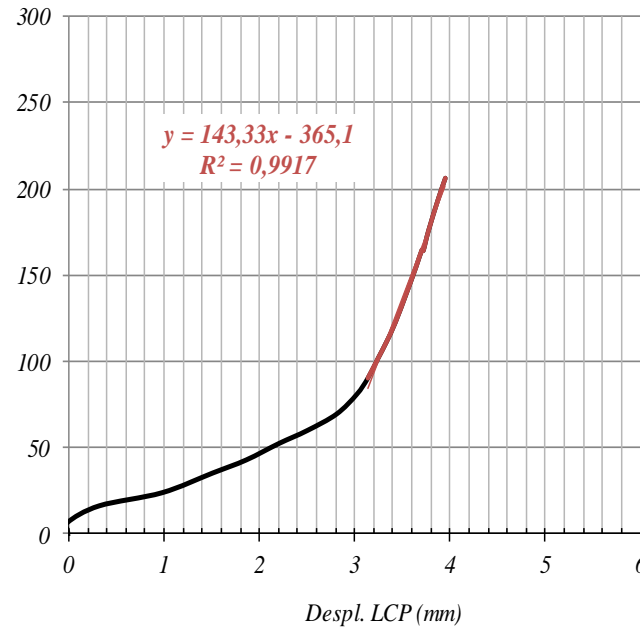


ESPÈCIMEN 2

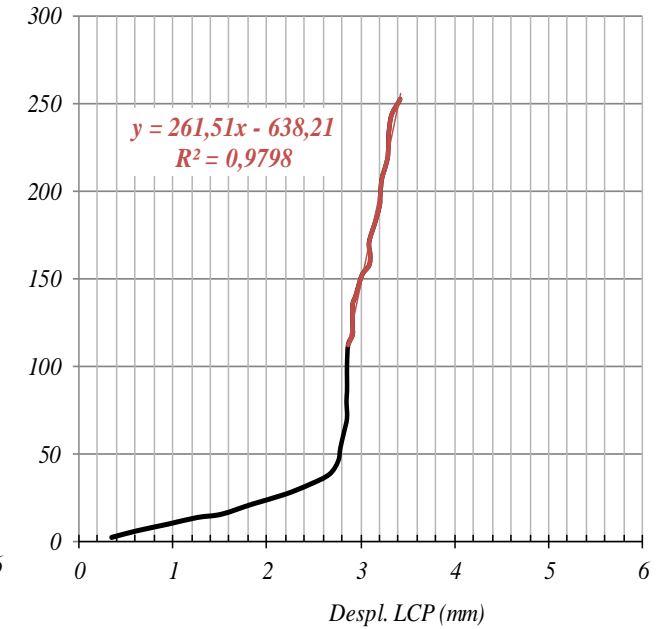
GC



SENSE LCA



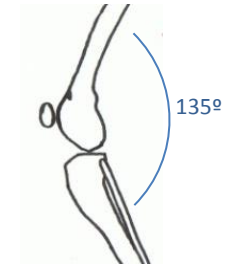
TTA



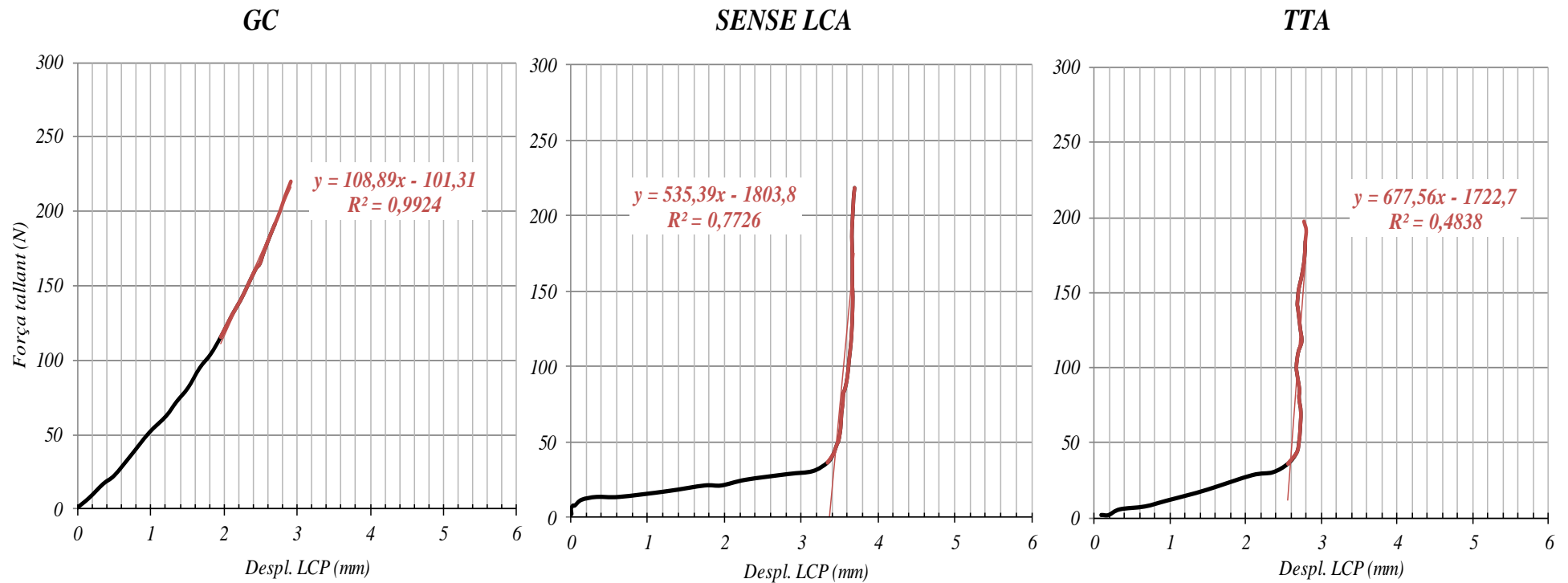
Gràfic 13, 14 i 15. Corbes del desplaçament del LCP (mm) front la força tallant femorotibial (N). Assai de desplaçament caudal de la tibia en espècimen 2 per a genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA. En vermell es calcula la recta de regressió de la tendència lineal de la corba amb un coeficient d'ajustament de regressió superior al 0.9.

DIAGRAMES DEFORMACIÓ LCP-FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL

DESPLAÇAMENT CAUDAL DE LA TÍBIA (DCu). ANGLE: 135°



ESPÈCIMEN 3



Gràfic 16, 17 i 18. Corbes del desplaçament del LCP (mm) front la força tallant femorotibial (N). Assaig de desplaçament caudal de la tibia en espècimen 3 per a genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA. En vermell es calcula la recta de regressió de la tendència lineal de la corba.

Els patrons de comportament de cada espècimen per genoll sa, sense LCA i amb la tècnica de reparació de la TTA, són similars. El lligament s'allarga amb l'increment de la força tallant, en menor o major mesura segons el tipus de genoll, fins a mostrar la seva rigidesa. Per al genoll sa, el comportament s'allunya del patró de les corbes característiques. En canvi, les tendències del genoll sense LCA i amb TTA mostren les fases típiques de comportament d'un lligament sotmès a tensió: la fase no lineal i la lineal. Això suggereix que en el cas de sense LCA i amb TTA el lligament treballa com a principal estabilitzador, mostrant a la corba les seves fases d'estirament i la seva rigidesa. En tots tres casos els desplaçaments augmenten sense LCA, però es recuperen amb la TTA, on tornen a ser similars que les deformacions del genoll sa.

La rigidesa del sistema, força tangencial femorotibial – deformació del LCP, s'ha calculat a la part de la corba lineal, tot i no existir una tendència absolutament lineal, s'ha agafat la part de la corba més proporcional possible. El rang de dades d'aquest tram s'ha fixat en funció del coeficient d'ajustament de la recta de regressió, que havia de ser superior a 0.9. Les rigideses de comportament augmenten considerablement per cada tipus de genoll, sobre tot, amb la TTA, on es suggereix que el lligament està més tensat. El rang de força que s'ha aplicat és al voltant de 200 N

Per a l'espècimen 1, els valors de la rigidesa són: 100 N/mm en genoll sa, 115 N/mm sense LCA i 231 N/mm amb la tècnica de la TTA; i les deformacions del lligament són entre 2 i 3 mm, 3 i 4 mm i 1 i 2 mm respectivament. L'espècimen 2, amb iguals tendències que l'1, té unes rigideses de 106 N/mm pel genoll sa, 143 N/mm pel genoll sense LCA i 261.5 N/mm amb TTA, i els desplaçaments del lligament són entre 2 i 3 mm, 3 i 4 mm i 2 i 3 mm respectivament. L'espècimen 3 segueix les tendències dels anteriors, passant de menor a major rigidesa segons el genoll està complet, sense LCA i amb TTA i els valors són 108.9 N/mm, 535 N/mm i 677 N/mm, respectivament amb desplaçaments de entre 2 i 3 mm, 3 i 4 mm, i 2 i 3 mm.

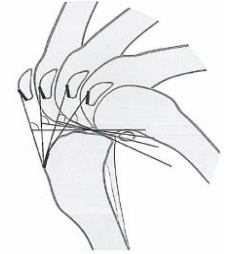
7.3 FORÇA DEL TENDÓ QUÀDRICEPS EN ASSAIG DCr

L'assaig referent al tendó patel·lar té l'objectiu d'observar l'efecte de la força d'empenta cranial a diferents angles de la flexo-extensió sobre el tendó. Per això es practica un assaig de desplaçament cranial de la tibia (DCr) on es permet que el fèmur flecti lliurement de la posició inicial de 135° a 90° de flexió. Quan el fèmur es desplaçat enrere respecte la tibia, pel propi mecanisme de rodament de l'articulació femorotibial i el lliscament de la patel·la a l'articulació femoropatel·lar, provoca que el fèmur s'anguli en flexió. No obstant, es mesura el tendó del quàdriceps aprofitant el muntatge per a la simulació de la musculatura extensora, i mitjançant un factor de correlació, descrit a 5.6.5 MESURA DEL TENDÓ QUÀDRICEPS, s'obtidran valors pel tendó patel·lar.

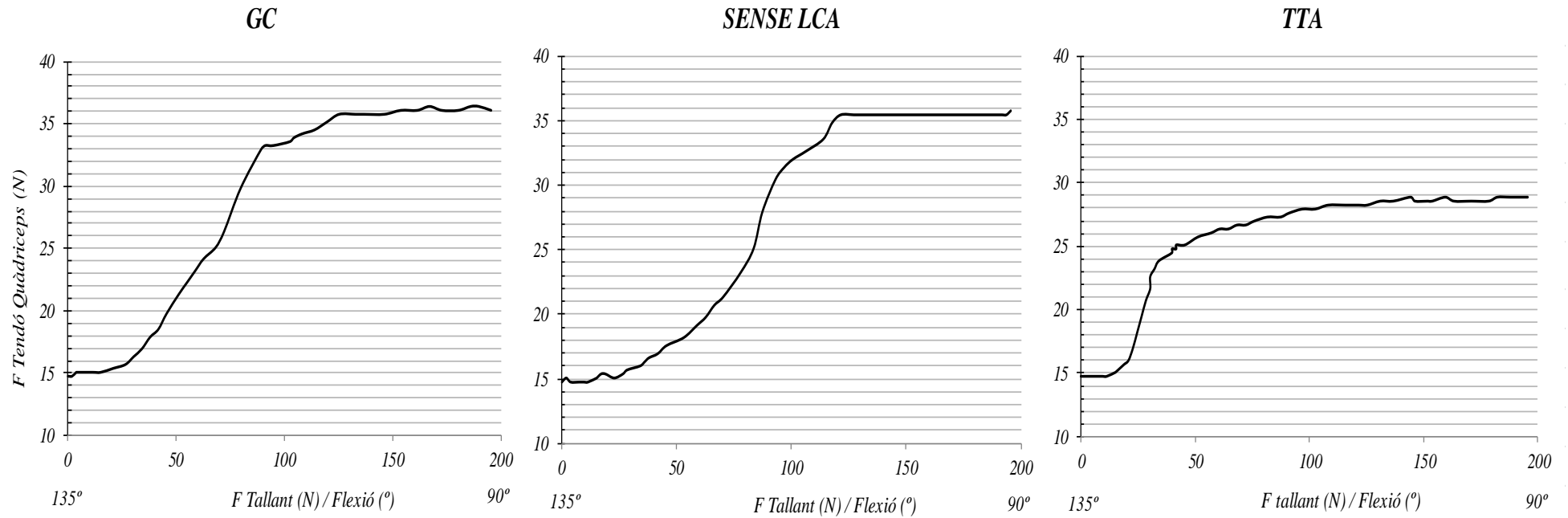
Les gràfiques mostren la relació entre la força tallant a l'articulació femorotibial en Newtons front la força del tendó quàdriceps en Newtons.

DIAGRAMES FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL – FORÇA TENDÓ QUÀDRICEPS

DESPLAÇAMENT CRANIAL DE LA TÍBIA (DCr). ANGLES DE FLEXO-EXTENSIÓ: 135° - 90°



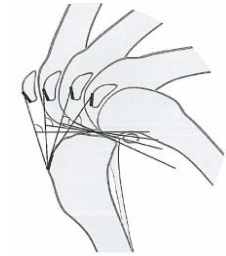
ESPÈCIMEN 1



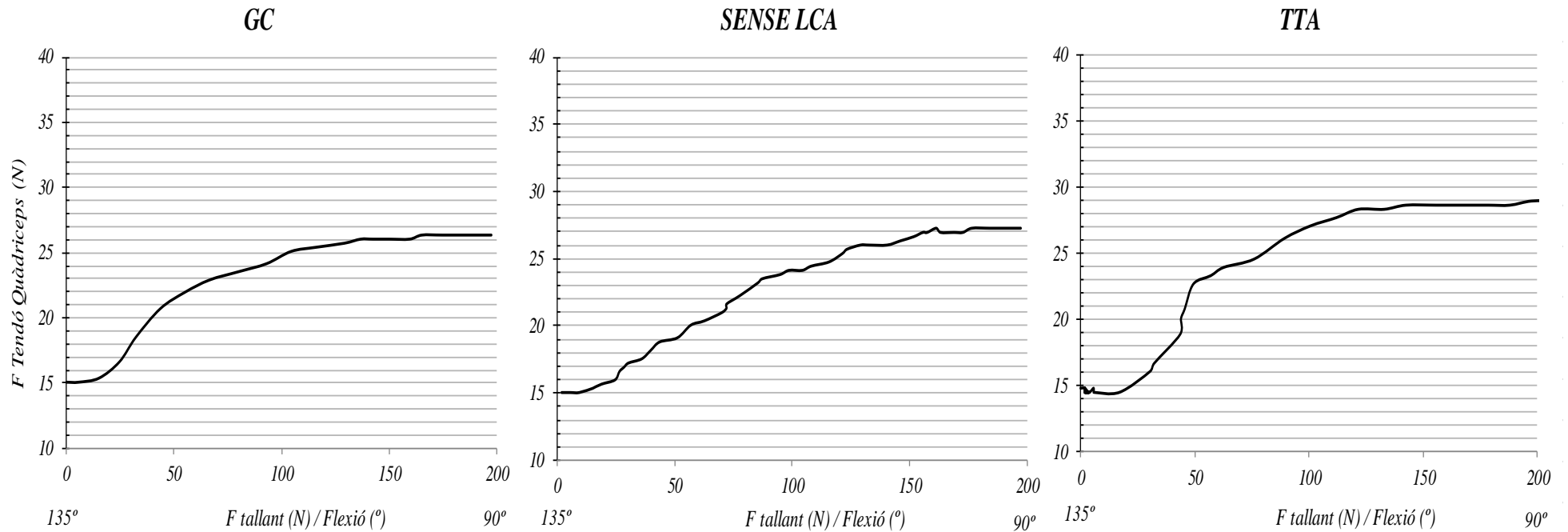
Gràfic 19, 20 i 21. Corbes de força tallant femorotibial (N) front força del tendó quàdriceps (N). Assaig desplaçament cranial de la tibia. Espècimen 1: genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA.

DIAGRAMES FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL – FORÇA TENDÓ QUÀDRICEPS

DESPLAÇAMENT CRANIAL DE LA TÍBIA (DCr). ANGLES DE FLEXO-EXTENSIÓ: 135° - 90°



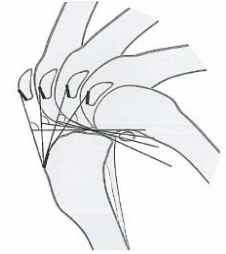
ESPÈCIMEN 2



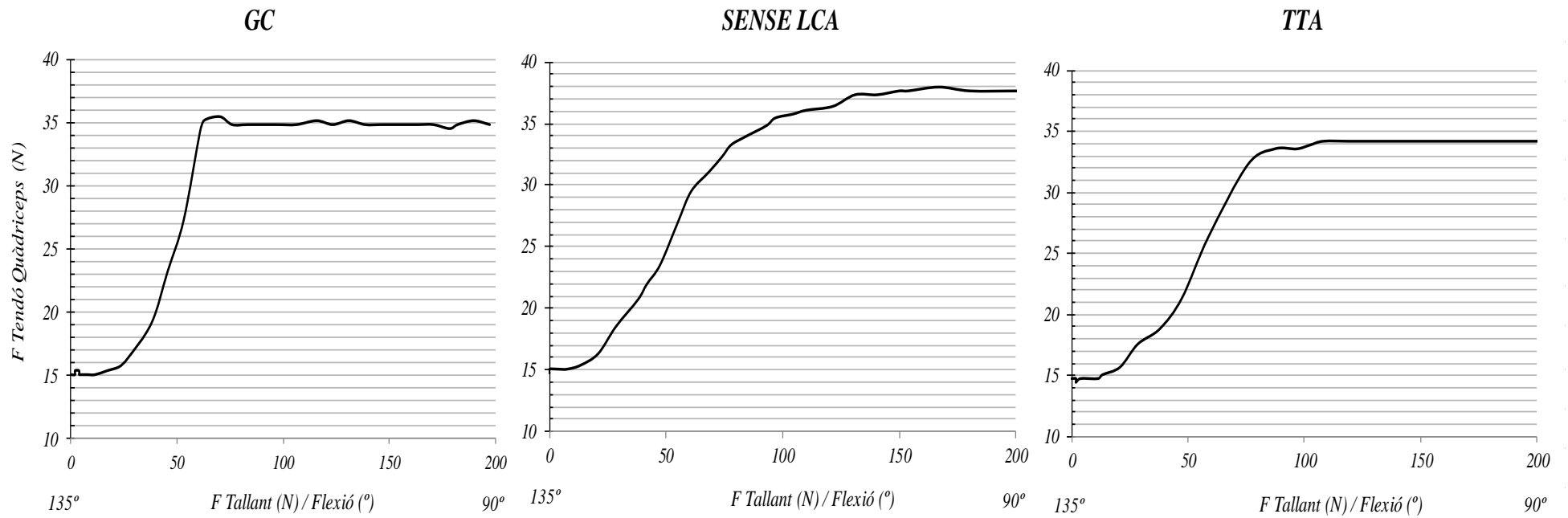
Gràfic 22, 23 i 24. Corbes de força tallant femorotibial (N) front força del tendó quàdriceps (N). Assaig desplaçament cranial de la tibia. Espècimen 2: genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA.

DIAGRAMES FORÇA TALLANT FEMOROTIBIAL – FORÇA TENDÓ QUÀDRICEPS

DESPLAÇAMENT CRANIAL DE LA TÍBIA (DCr). ANGLES DE FLEXO-EXTENSIÓ: 135° - 90°



ESPÈCIMEN 3



Gràfic 25, 26 i 27. Corbes de força tallant femorotibial (N) front força del tendó quàdriceps (N). Assaig desplaçament cranial de la tibia. Espècimen 3: genoll complet (GC), sense LCA i amb TTA.

Tots els espècimens han estat sotmesos a una pretensió de 15 N, representatiu de la força del quàdriceps en posició de càrrega de pes, a 135° (veure apartat 6.5 SIMULACIÓ DE LES FORCES MUSCULARS). La tendència general és la mateixa en tots els espècimens tan en genoll sa, com patològic. La força del quàdriceps augmenta amb la flexió. L'augment de força sobre el tendó del quàdriceps a mida que avança la flexió és progressiu amb genoll sa i sense LCA, en canvi, és sobtat i ràpid en genolls intervinguts amb la TTA.

Val a dir que els valors obtinguts, d'entre els 15 als 35 N, ronden l'ordre de magnitud dels obtinguts en humana (Nisell 1985), d'entre els 25 i 40 N, però en rangs una mica menors, doncs s'han de tenir en compte les diferències de mida entre les dues espècies.

Per obtenir a partir de la mesura del tendó quàdriceps, valors de la força al tendó patel·lar s'utilitza el factor de correlació: $F_{TQ} = 1.2 F_{TP}$, en tots els espècimens, ja que el patró de comportament d'ambdós tendons és afí i és pot utilitzar un factor constant.

A l'espècimen 1 el tendó quàdriceps (TQ) va dels 15 N de pretensió inicial en extensió de 135°, i per al genoll flectat a 90° de flexió, els valors arriben als 36 N amb genoll sa, 35.5 N sense LCA i fins als 28.5 N amb la TTA. Passant aquests valors a força del tendó patel·lar amb el factor de correlació, s'obtenen valors de 30 N, 29.6 N i 23.7 N per genoll complet, sense LCA i amb la tècnica TTA respectivament.

A l'espècimen 2 el TQ va dels 15 N inicials per a una extensió de 135°, fins als 26.3 N en genoll sa, 27.3 N sense LCA i 28.6 N amb la TTA, quan el genoll està flectat a 90°. Utilitzant el factor de correlació entre força del tendó del quàdriceps i del patel·lar, els valors són 21.9 N, 22.7 N i 23.8 N per genoll sa, sense LCA i amb TTA respectivament.

A l'espècimen 3 el TQ va dels 15 N de pretensió inicial a 135° d'extensió, fins a 34.8 N en genoll complet, 38 N sense LCA i 34.2 amb la tècnica TTA. Utilitzant el factor de correlació, els valors màxims al que es veu sotmès el tendó patel·lar són 29 N, 31.7 N i 28.5 N per a genoll sa, sense LCA i amb la tècnica TTA respectivament.

En tots tres espècimens el valor de força sobre el tendó flectat és molt similar en l'estat de genoll sa i sense LCA, per als espècimens 1 i 2, i lleugerament superior sense LCA en el 3. En canvi, disminueixen la força al tendó amb la tècnica TTA pels espècimens 1 i 3, i augmenta lleugerament en l'espècimen 2.

8. DISCUSSIÓ DELS RESULTATS EXPERIMENTALS

La discussió dels resultats es presenta en tres blocs, segons els tres tipus d'assajos realitzats. Una part cabdal de la discussió serà contrastar les dades experimentals amb les hipòtesis teòriques deduïdes del model biomecànic i comprovar si es verifiquen. Finalment s'exposa un resum de conclusions, sobre tot, les més destacades relacionades amb les hipòtesis del model.

8.1 CARACTERITZACIÓ DEL LCP

Els gràfics recullen dues tendències, un primer tram no lineal i un segon tram de la corba lineal. El tram no lineal es veu molt clarament en els espècimens 2 i 3, en canvi en l'espècimen 1 s'han desestimat les dades de la primera fase per l'alta variabilitat. La fase no lineal és deguda a la naturalesa del propi tendó. Les fibres de col·lagen que formen els lligaments són ondulades i la força requerida per estirar-les és molt baixa. Per això el diagrama indica unes deformacions elevades per a poc increment de força en els primers estadis d'aplicació de la força axial. No obstant, aquesta tendència no s'ha pogut recollir amb plenitud en aquests gràfics degut a les condicions de l'assaig (veure apartat 5.2 DESCRIPCIÓ DE L'ASSAIG). L'assaig de tracció partia d'una pretensió d'uns 2Kg de força (20 N), per tant, part important de la deformació del lligament quan estira les fibres, no és recollit pel diagrama. Això suposa que el diagrama es trobi corregut a l'esquerra de l'eix de les x.

Quan les fibres del lligament s'han estirat per complet, comença la regió lineal i més rígida, també anomenada d'activitat fisiològica del lligament. En aquesta fase el lligament està tensat i comença a mostrar la seva rigidesa, o resistència a ser deformat. En aquest tram més lineal es calcula la rigidesa del lligament amb una recta de regressió que relaciona proporcionalment la deformació del lligament per a un increment de força. La rigidesa és el quocient entre la força i la deformació, això és, el pendent de la recta de regressió. Les rigideses obtingudes són força elevades. Això pot ser degut a que el lligament creuat posterior és de major longitud i gruix que l'anterior, i per tant, pot suportar més tensió. Tot i que no hi ha dades definitives de la rigidesa dels lligaments creuats canins per a fer-ne la comparació.

Les rigideses considerant tot el rang de dades de la corba són similars, entre els 183 i 188 N/mm, això vol dir que per cada increment de 183 o 188 N de força, el lligament es deforma 1 mm. A la part més proporcional de la corba, es tornen a calcular les rigideses, que són més elevades (pendents de la corba majors): 229 N/mm l'espècimen 2 i 218 N/mm l'espècimen 3, amb coeficients de regressió superiors als 0.95. Això vol dir, que per cada increment de força de 218 i 229 N, es deforma 1 mm el lligament.

La força que s'ha aplicat durant l'assaig ha rondat els 350 N. La força requerida per trencar el lligament creuat anterior en humans (molt més gruixuts que els d'aquests espècimens) en un assaig va resultar al voltant dels 1700N (Butler, Hulse i Kay 1983). S'esperaria, per tan, i atès

que la composició dels lligaments en humans i gossos és similar, que el límit de ruptura estaria molt per sobre del que s'ha aplicat.

La última regió de la corba, quan les fibres del lligament comencen a esquinçar-se fins a la ruptura final, no es visualitza en aquest test, doncs les forces aplicades no han estat suficients, estant per sota del seu límit de ruptura. En aquesta regió s'observaria com per petits increments de força, el lligament s'allarga sobtadament, degut a la pèrdua de la rigidesa al trencar-se les seves fibres.

8.2 COMPORTAMENT DEL LCP EN ASSAIG DCu

El lligament tendeix a estirar-se (deformació positiva) a mida que s'aplica la força tallant caudal. S'observen en tots els casos desplaçaments del lligament creuat posterior majors als de les corbes de caracterització. Això és perquè el lligament en aquests assajos no té cap pretensió, podent-se trobar, segons el cas, en posició relaxada de les seves fibres de col·lagen.

Hi ha uns patrons generals de comportament en els tres espècimens: s'obtenen corbes exponencials per a l'assaig amb genoll sa, i patrons semblants al de caracterització del lligament (amb fase no lineal i lineal), per als assajos de genolls sense LCA i TTA. Això suggereix que en els casos sense LCA i amb TTA el lligament treballa com a principal estabilitzador, mostrant a la corba les seves fases d'estirament i, posteriorment, la seva rigidesa.

Cal tenir en compte que **aquests gràfics no mostren la rigidesa real del lligament, sinó el comportament més o menys rígid del sistema força tallant articular-desplaçament lligamentós**, doncs l'assaig és sobre l'articulació i no directament sobre el lligament. No obstant, quan major rigidesa mostren les corbes, significa que el lligament s'oposa a la força tallant (doncs es mesura la deformació del propi lligament), i això indica de manera indirecta que el lligament està tensat, tot i que no es pot saber la quantitat exacta de força que rep, perquè aquesta s'aplica sobre l'articulació.

8.2.1 GENOLL COMPLERT

Amb genoll complert es veu una tendència progressiva tot i que el sistema es va fent més rígid. Això és perquè quan s'assaja el genoll sa hi ha varis estabilitzadors en joc a part del LCP. Les rigideses que s'obtenen pels tres espècimens són de 100, 106 i 108.9 N/mm. Són rigideses més baixes de les que pot tenir el lligament creuat posterior (segons les corbes de caracterització), això indica que es troba treballant a poca tensió, a la fase d'estirament de les seves fibres possiblement. La resta d'estabilitzadors (lligaments col·laterals, càpsula articular, etc.) resisteixen part important dels 200 N de força tallant aplicats i el LCP no mostra la seva capacitat resistent en el gràfic. La força que rep directament és menor de 200 N i els seus

desplaçaments entre 2.5 i 3 mm, ho mostren, doncs són baixos considerant la laxitud d'un lligament.

8.2.2 GENOLL SENSE LCA

Els desplaçaments són més importants que per genoll sa, de 3.8, 3.9 i 3.7 mm per als espècimens 1, 2 i 3. Aquest augment de la deformació del LCP és degut principalment a dues causes. Per una banda, quan el LCA es trenca la tibia tendeix a desplaçar-se endavant, per tan el fèmur en l'assaig de desplaçament anterior respecte la tibia, fa més recorregut. Per altra banda, el genoll sense LCA perd rigidesa i es desplaça més. El lligament creuat anterior està compost per una banda crani-medial, la qual està tensada en extensió i flexió, i una banda caudo-lateral, la qual es tensa sols en extensió. El LCA és el principal estabilitzador i actua en les dures direccions, la caudal i la cranial. Sense aquest, el LCP pren aquest rol principal i s'observa al gràfic el patró característic d'un lligament a tensió, amb les dues facetes: un primer tram d'elevades deformacions per increments petits de força (fase d'estirament i posicionament de les fibres de col·lagen) i un segon tram d'elevada rigidesa, on el lligament es troba tensat. També és possible que es perdi rigidesa al genoll per la incisió de la càpsula articular al practicar l'escissió del LCA (tot i que posteriorment es tanqui i suturi).

No obstant, les rectes de regressió donen rigideses de 115 i 143 N/mm pels espècimens 1 i 2, inferiors a les de caracterització del lligament. Això indica que el genoll encara manté part de la seva rigidesa i s'oposa als esforços tallants. En canvi la rigidesa és de 535 N/mm per a l'espècimen 3, on sembla que el genoll ha perdut per complet la rigidesa i el tendó rep molta tensió. La corba de l'espècimen 3 té un comportament molt abrupte, amb desplaçaments molt elevats per increments molt petits de força. A més, el seu comportament no es pot tenir en consideració, donat el baix coeficient de regressió de la recta de 0.77.

8.2.3 GENOLL AMB TTA

La col·locació de la TTA mostra com el genoll encara perd més rigidesa que el genoll sense LCA, produint-se una primera i sobtada deformació del LCP sense increment de força, seguida d'un canvi sobtat a la corba, amb altes rigideses, que són absorbides sobre tot, pel LCP com a principal estabilitzador del sistema.

En canvi, els desplaçaments són menors que sense LCA, de 2, 3.3 i 2.8 mm respectivament per cada espècimen. Això és positiu, doncs la TTA frena els desplaçaments. Però per altra banda es produeixen rigideses molt elevades, de l'ordre superior a les que s'han observat a la prova de caracterització, aquestes són de 231.2, 261.5 i 677.6 N/mm, per a cada espècimen respectivament (l'espècimen 3 mostra de nou un comportament abrupte amb un coeficient d'ajustament només del 0.5, pel que no es té en consideració). **Això concorda amb el model biomecànic, que preveu una sobre càrrega del LCP amb la tècnica de la TTA, degut a que canvia la dinàmica de les**

forces internes, al canviar la posició del tendó patel·lar i per tan, el braç de palanca i l'equilibri final de forces. Els resultats també suggereixen que degut a l'avançament de la tuberositat la tibia tendeixi a desplaçar-se en sentit caudal, per tan, això tensa el LCP més del que es troba de forma natural. Sumat a l'efecte del nou estat de forces, la tècnica de la TTA produeix una pre-tensió constant en el LCP. Això s'observa quan s'avança el fèmur, el LCP ja pre-tensat, per una banda es desplaça menys, i per altra, es carrega ràpidament, evidenciat en els canvis sobtats de les corbes de comportament i per les elevades rigideses finals.

8.2.4 RESUM DEL COMPORTAMENT DEL LCP

En tots tres espècimens les deformacions del LCP augmenten sense LCA, però es recuperen amb la TTA, on tornen a ser similars a les deformacions amb el genoll sa. Les rigideses del sistema força tallant-deformació del lligament, augmenten quan el genoll perd la capacitat resistent, això és sense LCA, i encara augmenten més amb la tècnica TTA, degut a una pretensió constant al lligament LCP.

La tendència dels tres espècimens és molt similar. Amb genoll sa la tensió i deformació creixen suaument, amb pocs desplaçaments del LCP (el lligament treballa molt per sota de les seves possibilitats resistents), doncs el genoll al complet frena la força tallant. Quan es secciona el LCA augmenta el desplaçament, el genoll perd rigidesa, i es suggereix que el LCP és converteix en l'estabilitzador més important, amb una corba similar al comportament d'un assaig a tracció d'un lligament (amb fase no lineal i fase lineal). Però el fet que no s'assoleixin les mateixes rigideses del propi lligament indica que el genoll encara conserva rigidesa. Per últim, la TTA sembla frenar el desplaçament, possiblement perquè l'avançament de la tuberositat posiciona el fèmur més endavant de la tibia, i per tant, al desplaçar-lo té menys recorregut. En canvi, el lligament pateix ràpidament tensió quan s'aplica una força tallant, com preveu el model biomecànic, doncs les rigideses augmenten bruscament.

8.3 COMPORTAMENT TENDÓ QUÀDRICEPS I PATEL·LAR EN ASSAIG DCr

Els espècimens estaven sotmesos a una pretensió de 15 N al tendó quàdriceps (TQ), representatius de la força muscular extensora en posició de càrrega de pes (a 135°). Tots els gràfics mostren un augment de la força al TQ amb l'augment de les forces cranials i la flexió, tan en genoll sa, com patològic.

Per obtenir a partir de la mesura del tendó quàdriceps, valors de la força al tendó patel·lar, s'utilitza el factor de correlació de $F_{TQ} = 1.2 F_{TP}$, per tant, també el tendó patel·lar es troba més tensat amb la flexió, doncs el comportament és afí. **El model biomecànic també preveu que les forces articulars augmenten amb la flexió de l'articulació.** En situació de flexió, molt més forçada per l'articulació, disminueixen els braços de palanca de la força del tendó al centre de l'articulació, això força a la musculatura a transferir majors forces al tendó per mantenir

l'equilibri de moments, en definitiva, l'equilibri estàtic de l'articulació (veure apartat 4.2.3 EQUILIBRI DE FORCES AMB L'APLICACIÓ DE LA TÈCNICA TTA).

Els esforços que s'han enregistrat per cada espècimen són:

- espècimen 1 va dels 15 N als 36 N amb GC, 35.5 sense LCA i 28.5 amb TTA.
- espècimen 2 va dels 15 N, als 26.3 N amb GC, 27.3 N sense LCA i 28.6 N amb TTA.
- espècimen 3 va dels 15 N als 34.8 N amb GC, 38 N sense LCA i 34.2 N amb TTA.

En aquestes evolucions s'observa com no tenir LCA no afecta al TQ en dos dels tres espècimens (1 i 2). En el tercer, en canvi, augmenta, possiblement perquè l'articulació ha perdut molta capacitat resistent i els desplaçaments interns han estat molt elevats. Això hauria provocat una situació límit de flexió i desplaçament amb els dos tendons tensats per sobre del rang natural.

En canvi, la força del tendó quàdriceps disminueix amb la tècnica TTA considerablement en l'espècimen 1 (de 36 a 28.5 N), i lleugerament en el 3 (de 34.8 a 34.2 N), i augmenta lleugerament en el segon (de 26.3 a 28.5 N). Això pot suggerir, que la TTA descarrega l'articulació femoropatel·lar, i per tan, el tendó patel·lar. El model biomecànic també preveu aquest fet, doncs la TTA **canvia la posició del tendó patel·lar, i es produeix una situació forçada on la tibia es tendeix a posicionar-se en sentit caudal, però alhora, el braç de palanca augmenta, pel que augmenta l'efectivitat de l'articulació patel·lar, doncs a major braç, major moment, i les forces poden disminuir per mantenir l'equilibri estàtic de moments.**

L'augment de força sobre el tendó del quàdriceps, a mida que avança la flexió, és progressiu amb genoll sa i sense LCA, en canvi, és sobtat i ràpid amb els genolls intervinguts amb la TTA. Quan el fèmur es desplaça en sentit transversal, o sigui, es fa rodar sobre la tibia, el propi mecanisme de rodament de l'articulació femorotibial, promou que aquest s'anguli en flexió (l'assaig ho permet des de la posició inicial de 135° a 90° de flexió). Sembla que amb la intervenció de la TTA, el posicionament relatiu entre fèmur i tibia canvia, i la flexió es produeix amb major rapidesa. Això podria explicar-se, donat que amb la TTA la tibia tendeix a desplaçar-se en sentit caudal i per tan el punt de contacte instantani (PC) es troba més cranial al platet tibial, que a més, té una certa pendent en direcció caudal. Aquest canvi del PC i la pendent del platet tibial, podria promoure el moviment de rodament i lliscament del fèmur sobre la tibia més ràpidament. En tot cas, sembla que la TTA canviï el punt de contacte instantani i els moviments naturals de l'articulació femorotibial es veuen afectats i/o limitats.

9. CONCLUSIONS

Es presenten les conclusions de la tesi en dos blocs. Conclusions del model biomecànic teòric i conclusions del model experimental. A les conclusions del model experimental es fa referència al compliment de les tres hipòtesis plantejades al model biomecànic i es resumeixen altres conclusions fruit de l'experimentació.

9.1 CONCLUSIONS DEL MODEL BIOMECÀNIC

- Les forces patel·lar i femorotibial no són paral·leles (només ho serien per a un angle del tendó patel·lar amb la tangent comú - ATP, de 90°).
- La força articular actua perpendicularment a la tangent comú en el punt de contacte instantani (PC), i la seva direcció varia en funció de la pendent de la tangent que depèn de cada posició de la flexo-extensió.
- Les forces patel·lar i de compressió femorotibial no són de la mateixa magnitud.
- L'angle ATP és el principal responsable de la direcció i magnitud de la força tallant femorotibial, suportada pels lligaments. Aquesta és de sentit cranial i suportada pel LCA en una posició de 135° , de gran magnitud (de l'ordre d'un 22% del pes corporal, o $F_{LCA} = 0.74R$, R és reacció amb el terra i val $R = 30\%Pes$), i va disminuint amb la flexió.
- La tècnica d'avanç de la tuberositat tibial (TTA) fa prescindible el lligament creuat anterior (3.6% del pes corporal), disminuint la força tallant gràcies a un triple paral·lelisme entre les tres forces principals en l'equilibri de la tibia (la del tendó patel·lar, de compressió femorotibial i la força del tars).
- Les forces articulars augmentarien a major flexió, doncs disminueix el braç de palanca de la força del tendó patel·lar al punt de contacte instantani (PC), i augmenta respecte la força del tars. Això obliga a la musculatura a transferir majors forces al tendó per mantenir l'equilibri de moments, en definitiva, l'equilibri estàtic de l'articulació.
- La força del tendó patel·lar disminueix amb l'avançament de la tuberositat: passa de valer $F_{TP} = 3.3R$, a $F_{TP} = 3R$ amb un avançament de 9 mm. El braç de palanca del tendó patel·lar augmenta, pel que augmenta l'efectivitat de l'articulació patel·lar, doncs a major braç, major moment, i les forces disminueixen per mantenir l'equilibri estàtic de moments.
- Un sobre avançament de la tuberositat tibial produeix una força tallant de sentit caudal que recau sobre el lligament creuat posterior (LCP). Aquest efecte es veu incrementat amb la posició d'hiper-extensió.

9.2 CONCLUSIONS DELS ASSAJOS EXPERIMENTALS

Segons els assajos experimentals es compleixen les tres hipòtesis plantejades al model teòric. A continuació es resumeixen els resultats experimentals obtinguts que fan referència a les hipòtesis (tres primers punts), i altres conclusions que han sorgit dels assajos:

- Hipòtesi I: En les articulacions intervingudes amb la tècnica TTA el lligament creuat posterior es troba en tensions elevades. En el comportament del sistema de deformació LCP - força tallant en sentit caudal, es registren valors de rigidesa entre 231 i 677 N/mm. Això concorda amb les previsions del model, en que es sobrecarrega del LCP degut al canvi dinàmic de les forces internes, quan canvia la posició del tendó patel·lar.
- Al canvi actiu de forces, s'afegeix un segon efecte degut a que l'avançament de la tuberositat provoca que la tibia tendeixi a desplaçar-se en sentit caudal. Això tensa el LCP més del que es troba de forma natural, i sumat al nou equilibri de forces, es produeix una pre-tensió constant al lligament.
- Hipòtesi II: dels resultats experimentals es dedueix que la força del tendó quàdriceps disminueix amb la tècnica de la TTA. La tècnica TTA descarrega l'articulació femoropatel·lar, i per tan, el tendó patel·lar, que té el mateix patró de comportament que el tendó quàdriceps.
- Hipòtesi III: en tots els espècimens i en totes les condicions, la força al tendó quàdriceps augmenta amb l'augment de les forces tallants en sentit cranial i l'angle de flexió de l'articulació. Per tant, la força al tendó patel·lar es veu augmentada.
- Les corbes de caracterització dels lligaments mostren rigideses elevades del LCP, de l'ordre de 220 N/mm, amb coeficients de regressió superiors als 0.95.
- Quan el LCA es trenca la tibia tendeix a desplaçar-se en sentit cranial. En l'assaig de desplaçament en sentit caudal de la tibia, els desplaçaments augmenten més d'un 30%.
- El genoll sense LCA perd rigidesa i es desplaça més, i el LCP pren el rol d'estabilitzador principal, mostrant la seva rigidesa en els assajos de desplaçament caudal de la tibia.
- La TTA frena el desplaçament caudal de la tibia. Possiblement la tendència de la tibia a col·locar-se més caudal amb l'avançament de la tuberositat, fa que durant l'assaig de desplaçament en aquest sentit, la tibia faci menys recorregut.
- L'augment de força sobre el tendó del quàdriceps a mida que avança la flexió, és progressiu amb genoll sa i sense LCA, i més ràpid amb genoll intervingut amb la TTA, per tant, el genoll es flecta més ràpid. La intervenció de la TTA canvia el punt de

contacte instantani (PC) entre fèmur i tibia, amb la tendència de la tibia a desplaçar-se en sentit caudal. Això afecta al mecanisme de rodament i lliscament entre fèmur i tibia.

10. REFERÈNCIES

- ALM, A.; and STROMBERG, B. Vascular Anatomy of the Patellar and Cruciate Ligaments. A Microangiographic and Histologic Investigation in the Dog. *Acta Chirurgica Scandinavica. Supplementum*, 1974, vol. 445, pp. 25-35. ISSN 0301-1860.
- ANDERST, William J.; and TASHMAN, Scott. The Association between Velocity of the Center of Closest Proximity on Subchondral Bones and Osteoarthritis Progression. *Journal of Orthopaedic Research*, JAN 2009, vol. 27, no. 1, pp. 71-77. ISSN 0736-0266.
- APELT, D.; KOWALESKI, M. P. and BOUDRIEAU, R. J. Effect of Tibial Tuberosity Advancement on Cranial Tibial Subluxation in Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifle Joints: An in Vitro Experimental Study. *Veterinary Surgery*, 2007, vol. 36, no. 2, pp. 170-177 SCOPUS. ISSN 01613499.
- ARCAND, M. A.; RHALMI, S. and RIVARD, C. H. Quantification of Mechanoreceptors in the Canine Anterior Cruciate Ligament. *International Orthopaedics*, NOV 2000, vol. 24, no. 5, pp. 272-275. ISSN 0341-2695.
- ARNOCZKY, S. P.; and MARSHALL, J. L. Cruciate Ligaments of Canine Stifle - Anatomical and Functional-Analysis. *American Journal of Veterinary Research*, 1977, vol. 38, no. 11, pp. 1807-1814. ISSN 0002-9645.
- ARNOCZKY, S. P.; RUBIN, R. M. and MARSHALL, J. L. Microvasculature of the Cruciate Ligaments and its Response to Injury - Experimental-Study in Dogs. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 1979, vol. 61, no. 8, pp. 1221-1229. ISSN 0021-9355.
- BEER, F.B.; JOHNSTON, Jr.E; DeWOLF, J.T.; Jr; MAZUREC, D.F. *Mecánica de Materiales*. 5ª Ed. McGraw-Hill companies, 2010. ISBN-13: 978-607-15-0263-6
- BENJAMIN, M., et al. Where Tendons and Ligaments Meet Bone: Attachment Sites ('Entheses') in Relation to Exercise and/or Mechanical Load. *Journal of Anatomy*, APR 2006, vol. 208, no. 4, pp. 471-490. ISSN 0021-8782.
- BOUDRIEAU, Randy J. Tibial Plateau Leveling Osteotomy Or Tibial Tuberosity Advancement?. *Veterinary Surgery*, JAN 2009, vol. 38, no. 1, pp. 1-22. ISSN 0161-3499.
- BUTLER, D. L., et al. Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog .2. Mechanical-Properties. *Veterinary Surgery*, 1983, vol. 12, no. 3, pp. 113-118. ISSN 0161-3499.
- BUTLER, J. R., et al. The Effect of Tibial Tuberosity Advancement and Meniscal Release on Kinematics of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle during Early, Middle, and Late

Stance. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2011, vol. 24, no. 5, pp. 342-349 SCOPUS. ISSN 09320814.

CABELLO, J. Estudio Biomecánico de la repercusión de una fijación híbrida en la columna vertebral: Tesis Doctoral Presentada por Juan Cabello Gallardo. *Facultat de Medicina, Departament de Cirurgia de la Universitat Autònoma de Barcelona*, 2010.

CAREY, K., et al. Radiographic and Clinical Changes of the Patellar Tendon After Tibial Plateau Leveling Osteotomy - 94 Cases (2001-2003). *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2005, vol. 18, no. 4, pp. 235-242. ISSN 0932-0814.

CARTER, D. R., et al. The Mechanobiology of Articular Cartilage Development and Degeneration. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, OCT 2004, no. 427, pp. S69-S77. ISSN 0009-921X.

CHAILLEUX, N., et al. In Vitro 3-Dimensional Kinematic Evaluation of 2 Corrective Operations for Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle. *Canadian Journal of Veterinary Research*, 2007, vol. 71, no. 3, pp. 175-180 SCOPUS. ISSN 08309000.

CONZEMIUS, M. G., et al. Effect of Surgical Technique on Limb Function After Surgery for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs. *Javma-Journal of the American Veterinary Medical Association*, JAN 15 2005, vol. 226, no. 2, pp. 232-236. ISSN 0003-1488.

DE ROOSTER, Hilde; DE BRUIN, Tanyaand VAN BREE, Henri. Morphologic and Functional Features of the Canine Cruciate Ligaments. *Veterinary Surgery*, DEC 2006, vol. 35, no. 8, pp. 769-780. ISSN 0161-3499.

DECAMP, C. E., et al. Kinematic Gait Analysis of the Trot in Healthy Greyhounds. *American Journal of Veterinary Research*, APR 1993, vol. 54, no. 4, pp. 627-634. ISSN 0002-9645.

DENNLER, Renate, et al. Inclination of the Patellar Ligament in Relation to Flexion Angle in Stifle Joints of Dogs without Degenerative Joint Disease. *American Journal of Veterinary Research*, NOV 2006, vol. 67, no. 11, pp. 1849-1854. ISSN 0002-9645.

DONALD, L.; PIERMATTEI, PH.D.; GRETCHENB, L.FLO. I CHARLES, E. Handbook of Small Animal Orthopedics and fracture Repair. 4^a Ed. W. B. Saunders Company, 2006. ISBN 0721692141, 9780721692142

DUPUIS, J.; and HARARI, J. Cruciate Ligament and Meniscal Injuries in Dogs. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, FEB 1993, vol. 15, no. 2, pp. 215-&. ISSN 0193-1903.

- FLO, G. L.; and DEYOUNG, D. Meniscal Injuries and Medial Meniscectomy in Canine Stifle. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 1978, vol. 14, no. 6, pp. 683-689. ISSN 0587-2871.
- FRANKEL, V.H.; NORDIN, M. Basic Biomechanics of the Skeletal System. 1^a Ed. Philadelphia: Lea & febiger, 1980. ISBN 0-8121-0708-X).
- GUERRERO, Tomas G., et al. Effect of Conformation of the Distal Portion of the Femur and Proximal Portion of the Tibia on the Pathogenesis of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs. *American Journal of Veterinary Research*, DEC 2007, vol. 68, no. 12, pp. 1332-1337. ISSN 0002-9645.
- HARARI, J. Caudal Cruciate Ligament Injury. *Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice*, JUL 1993, vol. 23, no. 4, pp. 821-829. ISSN 0195-5616.
- HARARI, J., et al. Evaluation of Experimental Transection and Partial Excision of the Caudal Cruciate Ligament in Dogs. *Veterinary Surgery*, MAR-APR 1987, vol. 16, no. 2, pp. 151-154. ISSN 0161-3499.
- HAYASHI, K., et al. Histologic Changes in Ruptured Canine Cranial Cruciate Ligament. *Veterinary Surgery*, MAY-JUN 2003, vol. 32, no. 3, pp. 269-277. ISSN 0161-3499.
- HAYASHI, K.; MANLEY, PAand MUIR, P. Cranial Cruciate Ligament Pathophysiology in Dogs with Cruciate Disease: A Review. *Journal of the American Animal Hospital Association*, SEP-OCT, 2004, vol. 40, no. 5, pp. 385-390. ISSN 0587-2871.
- HENDERSON, R. A.; and MILTON, J. L. Tibial Compression Mechanism - Diagnostic Aid in Stifle Injuries. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 1978, vol. 14, no. 4, pp. 474-479. ISSN 0587-2871.
- HOELZLER, MG, et al. Results of Arthroscopic Versus Open Arthrotomy for Surgical Management of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. *Veterinary Surgery*, MAR-APR, 2004, vol. 33, no. 2, pp. 146-153. ISSN 0161-3499.
- HOFFMANN, D. E., et al. Ex Vivo Biomechanical Evaluation of the Canine Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle with Varying Angles of Stifle Joint Flexion and Axial Loads After Tibial Tuberosity Advancement. *Veterinary Surgery*, 2011, vol. 40, no. 3, pp. 311-320 SCOPUS. ISSN 01613499.
- HOTTINGER, H. A., et al. Noninvasive Kinematic Analysis of the Walk in Healthy Large-Breed Dogs. *American Journal of Veterinary Research*, MAR 1996 vol. 57, no. 3, pp. 381-388. ISSN 0002-9645.

HUSSEIN, E. Estudio Biomecánico Comparativo: Fijación rígida y elástica de la columna vertebral: Tesis Doctoral Presentada por Eltahir Hussein Elthair. *Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona*, 1993.

HULSE, D. A.; and SHIRES, P. Multiple Ligament Injury of the Stifle Joint in the Dog. *Journal of the American Animal Hospital Association*, JAN-FEB 1986, vol. 22, no. 1, pp. 105-110. ISSN 0587-2871.

INAUEN, R., et al. Tibial Tuberosity Conformation as a Risk Factor for Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2009, vol. 22, no. 1, pp. 16-20. ISSN 0932-0814.

INNES, J. F., et al. Long-Term Outcome of Surgery for Dogs with Cranial Cruciate Ligament Deficiency. *Veterinary Record*, SEP 16 2000, vol. 147, no. 12, pp. 325-328. ISSN 0042-4900.

JAEGGER, G.; MARCELLIN-LITTLE, D. and LEVINE, D. Reliability of Goniometry in Labrador Retrievers. *American Journal of Veterinary Research*, JUL, 2002, vol. 63, no. 7, pp. 979-986. ISSN 0002-9645.

JERRAM, RM; and WALKER, AM. Cranial Cruciate Ligament Injury in the Dog: Pathophysiology, Diagnosis and Treatment. *New Zealand Veterinary Journal*, AUG, 2003, vol. 51, no. 4, pp. 149-158. ISSN 0048-0169.

JOHNSON, A. L.; and OLMSTEAD, M. L. Caudal Cruciate Ligament Rupture - a Retrospective Analysis of 14 Dogs. *Veterinary Surgery*, MAY-JUN 1987, vol. 16, no. 3, pp. 202-206. ISSN 0161-3499.

KIM, S. E., et al. Tibial Osteotomies for Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs. *Veterinary Surgery*, 2008, vol. 37, no. 2, pp. 111-125 SCOPUS. ISSN 01613499.

KIM, Stanley E., et al. Effect of Tibial Tuberosity Advancement on Femorotibial Contact Mechanics and Stifle Kinematics. *Veterinary Surgery*, JAN 2009, vol. 38, no. 1, pp. 33-39. ISSN 0161-3499.

KIPFER, N. M., et al. Effect of Tibial Tuberosity Advancement on Femorotibial Shear in Cranial Cruciate-Deficient Stifles an in Vitro Study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2008, vol. 21, no. 5, pp. 385-390. ISSN 0932-0814.

KORVICK, D. L.; PIJANOWSKI, G. J. and SCHAEFFER, D. J. 3-Dimensional Kinematics of the Intact and Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle of Dogs. *Journal of Biomechanics*, JAN 1994, vol. 27, no. 1, pp. 77-87. ISSN 0021-9290.

- MAQUET, P. Advancement of Tibial Tuberosity. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, 1976, no. 115, pp. 225-230. ISSN 0009-921X.
- MILLER, J. M., et al. Effect of 9 mm Tibial Tuberosity Advancement on Cranial Tibial Translation in the Canine Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle. *Veterinary Surgery*, 2007, vol. 36, no. 4, pp. 335-340 SCOPUS. ISSN 01613499.
- MONTAVON, PM.; DAMUR, DM.; TEPIC, S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle, in *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress*, Munich, Germany, September 2002, p 152;
- MONTAVON, PM.; DAMUR, DM.; TEPIC, S. Tibial tuberosity advancement. The First Instructional Course for Tibial Tuverosity Advancement (TTA) for Cranial Cruciate Deficient Stifle in Dogs. Denver, CO; October 2004.
- MORRIS, E.; and LIPOWITZ, A. J. Comparison of Tibial Plateau Angles in Dogs with and without Cranial Cruciate Ligament Injuries. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, FEB 1 2001, vol. 218, no. 3, pp. 363-366. ISSN 0003-1488.
- MUIR, P. *Advances In The Cnine Cranial Cruciate Ligament*. 1^a Ed. ACVS Foundation and Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-0-8138-1852-8
- MUIR, P. Physical Examination of Lame Dogs. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, OCT 1997, vol. 19, no. 10, pp. 1149-&. ISSN 0193-1903.
- NAKAMURA, N.; ELLIS, M.and SEEDHOM, B. B. Advancement of the Tibial Tuberosity - a Biomechanical Study. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 1985, vol. 67, no. 2, pp. 255-260. ISSN 0301-620X.
- NISELL, R. Mechanics of the Knee - a Study of Joint and Muscle Load with Clinical-Applications. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1985, vol. 56, pp. 1-42. ISSN 0001-6470.
- NISELL, R.; NEMETH, G.and OHLSEN, H. Joint Forces in Extension of the Knee - Analysis of a Mechanical Model. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, FEB 1986, vol. 57, no. 1, pp. 41-46. ISSN 0001-6470.
- OCONNOR, B. L.; and WOODBURY, P. The Primary Articular Nerves to the Dog Knee. *Journal of Anatomy*, 1982, vol. 134, no. MAY, pp. 563-572. ISSN 0021-8782.
- PACCHIANA, P. D., et al. Surgical and Postoperative Complications Associated with Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture: 397 Cases (1998-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, JAN 15 2003, vol. 222, no. 2, pp. 184-193. ISSN 0003-1488.

POZZI, A., et al. Effect of Medial Meniscal Release on Tibial Translation After Tibial Plateau Leveling Osteotomy. *Veterinary Surgery*, JUL, 2006, vol. 35, no. 5, pp. 486-494. ISSN 0161-3499.

PRIDDY, N. H., et al. Complications with and Owner Assessment of the Outcome of Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs: 193 Cases (1997-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, JUN 15 2003, vol. 222, no. 12, pp. 1726-1732. ISSN 0003-1488.

PROUBASTA, I.; A. PLANELL, J.; X. GIL, X. Fundamentos de biomecánica i biomateriales. Ergon, 1997. ISBN 848983413X, 9788489834132

REIF, U.; HULSE, D. A. and HAUPTMAN, J. G. Effect of Tibial Plateau Leveling on Stability of the Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifle Joint: An in Vitro Study. *Veterinary Surgery*, MAR-APR 2002, vol. 31, no. 2, pp. 147-154. ISSN 0161-3499.

ROJO y GONZÁLEZ. Anatomía de la articulación femorotibial. *Canis et Felis*. Ed. Acalanthis. N°95 Diciembre 2008. ISSN: 1133-2751

RODRÍGUEZ, Q.; JIMÉNEZ, A.; ASCASO, F.R.; GERRERO, T. Rotura ligamento cruzado anterior en el perro: signos clínicos, diagnóstico y tratamiento. *Canis et Felis*. Ed. Acalanthis. N°95 Diciembre 2008. ISSN: 1133-2751

SCHAEFER, S. L., et al. Kinematic Gait Analysis of Hind Limb Symmetry in Dogs at the Trot. *American Journal of Veterinary Research*, JUN 1998, vol. 59, no. 6, pp. 680-685. ISSN 0002-9645.

SCHWANDT, Christian S., et al. Angle between the Patellar Ligament and Tibial Plateau in Dogs with Partial Rupture of the Cranial Cruciate Ligament. *American Journal of Veterinary Research*, NOV 2006, vol. 67, no. 11, pp. 1855-1860. ISSN 0002-9645.

SHAHAR, R.; and BANKS-SILLS, L. A Quasi-Static Three-Dimensional, Mathematical, Three-Body Segment Model of the Canine Knee. *Journal of Biomechanics*, DEC 2004, vol. 37, no. 12, pp. 1849-1859. ISSN 0021-9290.

SHAHAR, R.; and BANKS-SILLS, L. Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces during Three-Legged Stance. *Veterinary Journal*, MAY 2002, vol. 163, no. 3, pp. 240-250. ISSN 1090-0233.

SHAHAR, R.; and MILGRAM, J. Biomechanics of Tibial Plateau Leveling of the Canine Cruciate-Deficient Stifle Joint: A Theoretical Model. *Veterinary Surgery*, FEB 2006, vol. 35, no. 2, pp. 144-149. ISSN 0161-3499.

SHIRAZI-ADL, A.; and MESFAR, W. Effect of Tibial Tubercle Elevation on Biomechanics of the Entire Knee Joint Under Muscle Loads. *Clinical Biomechanics*, MAR 2007, vol. 22, no. 3, pp. 344-351. ISSN 0268-0033.

SIEMERING, GB; and EILERT, RE. Arthroscopic Study of Cranial Cruciate Ligament and Medial Meniscal Lesions in the Dog. *Veterinary Surgery*, MAY-JUN, 1986, vol. 15, no. 3, pp. 265-269. ISSN 0161-3499.

SLOCUM, B.; and DEVINE, T. Cranial Tibial Thrust - a Primary Force in the Canine Stifle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 1983, vol. 183, no. 4, pp. 456-459. ISSN 0003-1488.

SLOCUM, B.; and SLOCUM, T. D. Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Canine. *Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice*, JUL 1993, vol. 23, no. 4, pp. 777-795. ISSN 0195-5616.

SUMNER, Julia P.; MARKEL, Mark D. and MUIR, Peter. Caudal Cruciate Ligament Damage in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture. *Veterinary Surgery*, DEC 2010, vol. 39, no. 8, pp. 936-941. ISSN 0161-3499.

TASHMAN, S., et al. Kinematics of the ACL-Deficient Canine Knee during Gait: Serial Changes Over Two Years. *Journal of Orthopaedic Research*, SEP 2004, vol. 22, no. 5, pp. 931-941. ISSN 0736-0266.

TEPIC, S.; DAMUR, DM.; MONTAVON, PM. Biomechanics of the stifle joint, in *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress*, Munich, Germany, September 2002, pp 189-190.

TEPIC, S; MONTAVON, PM. Is Cranial tibial advancement relevant in the cruciate deficient stifle. In *Proceedings of the 12th ESVOT Congress*, Munich Germany, September 2004, pp 132-133.

TIRGARI, M. Surgical Significance of Blood-Supply of Canine Stifle Joint. *Journal of Small Animal Practice*, 1978, vol. 19, no. 8, pp. 451-462. ISSN 0022-4510.

VANEIJDEN, T. M. G. J.; KOUWENHOVEN, E. and WEIJS, W. A. The Influence of Anterior Displacement of the Tibial Tuberosity on Patellofemoral Biomechanics. *International Orthopaedics*, 1987, vol. 11, no. 3, pp. 215-221. ISSN 0341-2695.

VASSEUR, P. B.; and ARNO CZKY, S. P. Collateral Ligaments of the Canine Stifle Joint - Anatomic and Functional-Analysis. *American Journal of Veterinary Research*, 1981, vol. 42, no. 7, pp. 1133-1137. ISSN 0002-9645.

VILARÓ, R. Síntesi elàstica en les fractures mal.leolars: Tesis Doctoral Presentada por Ramón Vilaró Portet. *Facultat de Medicina de la Universitat de Barcelona*, 1994.

WARZEE, C. C., et al. Effect of Tibial Plateau Leveling on Cranial and Caudal Tibial Thrusts in Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifles: An in Vitro Experimental Study. *Veterinary Surgery*, MAY-JUN 2001, vol. 30, no. 3, pp. 278-286. ISSN 0161-3499.

WILKE, V. L., et al. Comparison of Tibial Plateau Angle between Clinically Normal Greyhounds and Labrador Retrievers with and without Rupture of the Cranial Cruciate Ligament. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, NOV 15 2002, vol. 221, no. 10, pp. 1426-1429. ISSN 0003-1488.

WILKE, VL, et al. Estimate of the Annual Economic Impact of Treatment of Cranial Cruciate Ligament Injury in Dogs in the United States. *Javma-Journal of the American Veterinary Medical Association*, NOV 15, 2005, vol. 227, no. 10, pp. 1604-1607. ISSN 0003-1488.

ZACHOS, T. A., et al. The Effect of Cranial Cruciate Ligament Insufficiency on Caudal Cruciate Ligament Morphology: An Experimental Study in Dogs. *Veterinary Surgery*, NOV-DEC 2002, vol. 31, no. 6, pp. 596-603. ISSN 0161-3499.

ZELTZMAN, P. A., et al. Relationship between Age and Tibial Plateau Angle in Dogs with Cranial Cruciate Rupture. *Journal of the American Animal Hospital Association*, MAR-APR 2005, vol. 41, no. 2, pp. 117-120. ISSN 0587-2871.