Universidad de La Salle
Ciencia Unisalle

Maestría en Ciencias Veterinarias | Facultad de Ciencias Agropecuarias

1-1-2017

Ensayo mecánico de tracción-elongación para el ligamento cruzado craneal, tendón de aquiles, tendón patelar y ligamento sacrotuberoso en fresco y conservados en glicerina al 98% como posibles sustituto del ligamento cruzado craneal

Olga Carolina García García
Universidad de La Salle, Bogotá

Natalia Andrea Reyes Rodríguez
Universidad de La Salle, Bogotá

Follow this and additional works at: https://ciencia.lasalle.edu.co/maest_ciencias_veterinarias

Citación recomendada

García García, O. C., & Reyes Rodríguez, N. A. (2017). Ensayo mecánico de tracción-elongación para el ligamento cruzado craneal, tendón de aquiles, tendón patelar y ligamento sacrotuberoso en fresco y conservados en glicerina al 98% como posibles sustituto del ligamento cruzado craneal. Retrieved from https://ciencia.lasalle.edu.co/maest_ciencias_veterinarias/63

This Tesis de maestría is brought to you for free and open access by the Facultad de Ciencias Agropecuarias at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in Maestría en Ciencias Veterinarias by an authorized administrator of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

UNIVERSIDAD DE LA SALLE

FACULTAD DE CIENCIAS AGROPECUARIAS

MAESTRIA EN CIENCIAS VETERINARIAS

ENSAYO MECÁNICO DE TRACCIÓN-ELONGACIÓN PARA EL LIGAMENTO CRUZADO CRANEAL, TENDÓN DE AQUILES, TENDÓN PATELAR Y LIGAMENTO SACROTUBEROSO EN FRESCO Y CONSERVADOS EN GLICERINA AL 98% COMO POSIBLES SUSTITUTO DEL LIGAMENTO CRUZADO CRANEAL

Trabajo de Grado

OLGA CAROLINA GARCÍA GARCÍA

NATALIA ANDREA REYES RODRIGUEZ

Trabajo de grado como requisito para optar el título de:

Magister en Ciencias Veterinarias

Bogotá, Colombia

2017

UNIVERSIDAD DE LA SALLE

FACULTAD DE CIENCIAS AGROPECUARIAS

MAESTRÍA EN CIENCIAS VETERINARIAS

ENSAYO MECÁNICO DE TRACCIÓN-ELONGACIÓN PARA EL LIGAMENTO CRUZADO CRANEAL, TENDÓN DE AQUILES, TENDÓN PATELAR Y LIGAMENTO SACROTUBEROSO EN FRESCO Y CONSERVADOS EN GLICERINA AL 98% COMO POSIBLE SUSTITUTO DEL LIGAMENTO CRUZADO CRANEAL

Trabajo de Grado

OLGA CAROLINA GARCIA GARCIA

76132209

NATALIA ANDREA REYES RODRIGUEZ

76121201

Director

SERGIO ARIAS, M.V., M.Sc., Ph.D.

Bogotá, Colombia

2017

APROBACIÓN

DIRECTOR _____

SERGIO ANDRES ARIAS SERRATO

JURADO 1 _____

PEDRO VARGAS

JURADO 2 _____

JUAN CARLOS MANCIPE

JURADO 3 _____

JAVIER RIVAS

DIRECTIVOS

Rector	Hno. Alberto Prada SanMiguel
Vicerrector Académico	Dra. Carmen Amalia Camacho Sanabria
Vicerrector De Investigación Y Transferencia	Dr. Luis Fernando Rámirez Hernández
Vicerrector De Promoción Y Desarrollo Humano	Hno. Diego Andrés Mora Arenas
Vicerrector Administrativo	Dr. Eduardo Ángel Reyes
Decano Facultad de Ciencias Agropecuarias	Dr. Ariostio Ardila Silva
Secretario Académico	Dr. Alejandro Tobón
Director De Posgrados	Dr. Luis Carlos Villamil

COMPROMISO

Los trabajos de grado no deben contener ideas que sean contrarias a la doctrina católica en asuntos de dogma y moral.

Ni la Universidad, ni el director, ni el jurado calificador son responsables de las ideas expuestas por el graduando.

AGRADECIMIENTOS

A NUESTROS PADRES (LUZ MARINA, NELSON Y CLEMENCIA) PUES SIN ELLOS, NADA HABRÍA SIDO POSIBLE.

A LA DRA. ANITA ROQUE QUIEN COLABORÓ EN LA EJECUCIÓN PRÁCTICA Y AL CENTRO DE ZOONOSIS DE LA CIUDAD DE VILLAVICENCIO POR SU APORTE PARA EL PROYECTO.

RESUMEN

La Ruptura del Ligamento Cruzado Craneal (RLCCr) es una de las patologías más desafiantes en la clínica ortopédica en caninos. A pesar de múltiples procedimientos quirúrgicos satisfactorios, no se ha reportado aún, el que logre devolver la estabilidad y biomecánica a la articulación femorotibiopatelar de manera definitiva y que además detenga el desarrollo de la Enfermedad Articular Degenerativa (EAD). Con el objetivo de implementar las bases para el desarrollo de una nueva técnica quirúrgica que integre estabilidad, biomecánica y anulación de efectos degenerativos, este trabajo buscó identificar una estructura ligamentosa y/o tendinosa que presente una tensión y elongación similar a la del Ligamento Cruzado Craneal (LCCr) bajo condiciones frescas y de conservación en glicerina al 98%, evaluando a su vez, la capacidad de ésta para mantener estas propiedades. Ligamentos cruzados craneales, sacrotuberosos, tendones patelares y de Aquiles fueron extraídos aleatoriamente de 40 miembros pélvicos de cadáveres caninos adultos de 1 a 7 años de edad, un rango de 15 a 30 Kg de peso y libres de lesiones articulares. De las 160 muestras, sólo 149 fueron aptas para el estudio. Se implementó un sistema de sujeción para las estructuras y se aplicaron a un dispositivo mecánico de tracción para la medición de tensiones y elongaciones, recolectando datos de distancia y tensión para ruptura parcial y ruptura total.

Los resultados arrojaron que ninguna estructura posee las mismas propiedades biomecánicas del LCCr. Sin embargo, el ligamento sacrotuberoso fue similar en cuanto a tensión y elongación al momento de ruptura parcial y total tanto en fresco como conservado y se puede considerar como sustituto ideal para reemplazar el LCCr. Lo anterior también ratificó la glicerina como conservante tisular y de propiedades biomecánicas pues no hubo diferencias estadísticamente significativas respecto al estado fresco/conservado.

Palabras clave: Ligamento cruzado craneal, tendón patelar, , Tendón de Aquiles, resistencia tensil, biomecánica, glicerina.

ABSTRCT

Cranial Cruciate Ligament Rupture (CrCLR) is one of the most challenging orthopedic diseases in dogs. In spite of the existence of multiple satisfying surgical procedures to treat the disease, none of these provide the original biomechanics and stability to the femorotibiopatellar joint and additionally minimize the progression of Degenerative Joint Disease (DJD). In order to implement the bases for the development of a successful surgical technique, this project sought to identify a ligamentous or tendinous structure with a similar elongation and tension as the CrCL under fresh and preserved conditions in 98% glycerine, evaluating at the same time its capacity to maintain these properties. Cranial cruciate ligaments, sacrotuberous ligaments, and patellar and Achilles tendons were collected from 40 hind limbs of canine adult cadavers from 1 to 7 years of age, ranging from 15 to 30 Kg and free of osteoarthritis. From the 160 collected structures, only 149 could be used for accurate measurements. A ligament/tendon fixation system was developed and the tension was measured by a traction machine registering distance and tension data for partial and complete rupture.

The results showed that none of the evaluated tendons or ligaments had the same biomechanical properties as the CCrL, however, the sacrotuberous ligament was similar in tensile strength and elongation at the time of partial and complete rupture, both in fresh and preserved state and can be considered as the ideal substitute to replace the CrCL. This also ratified the glycerin as a tissue and biomechanical properties preservative due to the absence of statistically significant differences in fresh or preserved state.

Keywords: Cranial Cruciate Ligament, Achilles tendón, patellar tendón, strain, biomechanics, glycerine.

TABLA DE CONTENIDO

1 INTRODUCCIÓN 12

2 MARCO TEÓRICO 16

2.1 Ligamento Cruzado Craneal (LCCr) 16

2.1.1 Estructura de ligamentos y tendones 18

2.2 Biomecánica 21

2.3 Fisiopatología de la Ruptura de Ligamento Cruzado Craneal (RLCCr) 27

2.4 Injertos como sustitutos del Ligamento Cruzado Craneal 30

2.5 Glicerina como conservante tisular 33

2.6 Pruebas de tracción en ligamentos y tendones 35

2.7 Antecedentes 36

3 MATERIALES Y MÉTODOS 40

3.1 Materiales 40

3.1.1 Muestra 40

3.1.2 Dispositivo de Tracción 42

3.2 Métodos 45

3.2.1 Selección, transporte y almacenamiento de las muestras 45

3.2.2 Ensayo Biomecánico 47

3.3 Diseño estadístico 49

4 RESULTADOS 52

4.1 Cambios macroscópicos 52
4.2 Unidades descartadas 52
4.3 Delta de Tensión 53
4.3.1 Prueba de Tukey 55
4.4 Elongación 56
4.4.1 Prueba de Tukey 58
4.5 Curvas de Tensión - Elongación 59
5 DISCUSIÓN 62
6 CONCLUSIONES 67
7 RECOMENDACIONES 69
8 LISTA DE REFERENCIAS 71
9 ANEXOS 82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Estructura tendinosa/ligamentosa.....19

Figura 2: Orientación estructural de las fibras de un tendón (A) y un ligamento (B). 20

Figura 3: Respuesta homeostática de ligamentos y tendones ante diferentes niveles de estrés y movimiento. 23

Figura 4: Curva de estrés por deformación. 25

Figura 5: Sistema de fijación de las estructuras estudiadas. 43

Figura 6: Dispositivo de Tracción. 44

Figura 7: Dispositivo de tracción durante el ensayo biomecánico. 44

Figura 8: Proceso de extracción de ligamentos y tendones. 46

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Distribución de grupos de diseño experimental. 41

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Barras de error de medias de delta de tensión para estado por estructura.....54

Gráfico 2: Barras de Error de medias de Delta de Tensión para Momento por Estado 55

Gráfico 3: Barras de Erros para Elongación por estructura por estado 57

Gráfico 4: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de ligamento cruzado craneal (LCC) fresco (F) y conservado (C).....59

Gráfico 5: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de ligamento sacrotuberoso (ST) fresco (F) y conservado (C). 60

Gráfico 6: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de tendón patelar (P) fresco (F) y conservado (C).....60

Gráfico 7: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de tendón de Aquiles (A) fresco (F) y conservado (C).....61

Gráfico 8: Comparación de medias para delta de tensión por elongación para las estructuras en fresco y conservado. 61

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1: Análisis de datos. ANOVA factorial para Delta 1 (tensión) y Elongación (distancia) 82

Anexo 2: Comparación de datos, estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A) , estado 1 (fresco), estado 2 (conservado en glicerina 98%) y momento 1 (inicio de la medición), momento 2 (ruptura parcial), momento 3 (ruptura total).....83

Anexo 3: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable estructura: Ligamento Cruzado Craneal (lcc), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A) 87

Anexo 4: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A) 88

Anexo 5: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable momento: momento 1 (inicio de la medición), momento 2 (ruptura parcial), momento 3 (ruptura total). 89

Anexo 6: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo al estado fresco=1 conservado=2.....90

Anexo 7: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo a la estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A).....91

Anexo 8: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo al momento: 2= ruptura parcial y momento 3=ruptura total. 91

Anexo 9: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo al estado fresco=1 conservado=2....92

Anexo 10: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo a la estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST) , tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A)....92

Anexo 11: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo al momento: 2= ruptura parcial y momento 3 ruptura total. 93

Anexo 12: Datos obtenidos de medias a partir de las diferentes estructuras medidas y de acuerdo al momento de ruptura parcial (RP) y ruptura total (RT) 93

Anexo 13: Datos del estudio (sin transformación) 94

1 INTRODUCCIÓN

La articulación femorotibiopatelar, está descrita como una estructura anatómica que integra múltiples tipos de tejidos, los cuales trabajan en conjunto para mantener la estabilidad y la función de la articulación (Cook, 2010). Una de las estructuras que con mayor frecuencia se ve comprometida en las lesiones de esta articulación es el LCCr (Kunkel, Basinger, Suber, & Gerard, 2009).

La RLCCr es una de las patologías ortopédicas más frecuentes de la rodilla (Kunkel et al., 2009; Salbego et al., 2007), y su asociación con osteoartritis secundaria, es la causa más usual de claudicación crónica de miembro posterior en caninos (Carobbi & Ness, 2009). Esta lesión también conlleva a inestabilidad articular, inflamación y disfunción (Burgess, Elder, Mclaughlin, & Constable, 2010; Carobbi & Ness, 2009; Cook, 2010; Duerr et al., 2008; Rodríguez Quirós, Jiménez Socorro, & San Román Ascaso, Fidel Guerrero, 2008; Roush, 2001; Salbego et al., 2007; Snow et al., 2010; Wilke et al., 2006).

En el año 2003, tan solo en Estados Unidos, cerca de 1.32 billones de dólares fueron invertidos para el tratamiento de esta enfermedad en caninos. A pesar del desarrollo de varias técnicas para la resolución de esta alteración, aún no se ha identificado aquella

que restaure la biomecánica del miembro y que evite el progreso de la enfermedad articular degenerativa (Snow et al., 2010).

Snow y colaboradores (2010), reportaron que la manera ideal para restablecer la estabilidad de la articulación femorotibiopatelar después de la RLCCr, se consigue mediante un injerto colocado isométricamente, con el fin de evitar la exposición a una alta tensión que limite el flujo sanguíneo y el movimiento de la articulación. Esta técnica debe incorporar los principios de isometría, restaurando la estabilidad translacional, craneocaudal y mediolateral (Snow et al., 2010). Una idea similar se había propuesto anteriormente, en donde se postuló que la reparación del LCCr mediante plastias exige que su tensión, dirección y punto de anclaje se aproximen en lo posible al ligamento cruzado craneal original. Sin embargo, el impedimento principal consistía en encontrar la estructura que cumpliera estos requisitos (Sanchis & Gomar, 1992). Minguet y colaboradores (1994) afirmaron que el sustituto perfecto para el LCCr debía ser un ligamento homólogo que conserve sus características tensiles y asimismo su origen e inserción (Minguet, Gomar, & Saenz, 1994).

Múltiples estudios y técnicas se han desarrollado bajo parámetros de isometría; ensayos experimentales documentan cambios benéficos pero no arrojan información a largo plazo que determine la efectividad de los mismas respecto a los efectos osteoartríticos y degenerativos secundarios que sufre la articulación (Burgess et al., 2010). Adicionalmente, se reporta pérdida inicial de la tensión del injerto, la cual es inevitable, debido a los métodos de fijación empleados hasta el momento, contribuyendo, de esta manera, a la inestabilidad articular (Lopez, Spencer, Casey, & Monroe, 2007).

En humanos, los aloinjertos comúnmente disponibles para reconstrucción del LCCr son: El tendón patelar y el tendón de Aquiles (Fu, Bennett, Lattermann, & Ma, 1999). A su vez, varios autores reportan similitud entre los trasplantes autólogos y homólogos de tendón para reemplazo de LCCr pero otros demuestran que el alotransplante presenta mejor adaptabilidad y sumado a la conservación en glicerina, se asegura la ausencia de reacciones de histocompatibilidad con el receptor (Salbego et al., 2007).

La glicerina es un conservante de tejidos utilizado por sus características antisépticas y ausencia de reacciones inflamatorias en el receptor de las estructuras conservadas, lo cual lleva a baja antigenicidad al momento de ser trasplantadas, preservando la contextura del tejido conservado (Pigossi, 1967; Rabelo et al., 2004; Veloso et al., 2002). Es un material de fácil manipulación, bajo costo, y su principal papel es actuar como red para que en su estructura se desarrolle el tejido reparador propio del organismo que lo recibe (L. L. Oliveira, Souza, Abílio, & Carvalho, 2009).

En la literatura consultada, no se encontró información referente a la comparación de las características de la resistencia tensil del LCCr y de los posibles alo o autoinjertos de tendón patelar, de Aquiles o ligamento sacrotuberoso, empleados para su sustitución en caninos. Tampoco se sabe a ciencia cierta que ocurre con un ligamento conservado e implantado en condiciones intraarticulares, siendo esta, una de las causas más importantes para que los aloinjertos no sean utilizados. De esta forma, se hace necesario proveer información suficiente para desarrollar técnicas más efectivas que realmente contribuyan a la sustitución del LCCr basada en la biología y biomecánica de la rodilla.

Este trabajo buscó determinar cuantitativamente el grado de tensión y elongación hasta la ruptura parcial y total del LCCr, el ligamento sacrotuberoso y los tendones patelar y de Aquiles extraídos de miembros posteriores cadavéricos caninos pre y post

conservación en glicerina al 98%. Se identificó cuál de los tejidos evaluados se asemeja más al LCCr en cuanto a sus caractéristicas mécanicas de tensión y elongación y su comportamiento en condiciones frescas y de conservación.

2 MARCO TEÓRICO

La ruptura parcial o total del ligamento cruzado craneal es la alteración patológica más frecuente en la articulación femorotibiorrotuliana en caninos (Frey et al., 2010). A pesar de múltiples intentos por desarrollar materiales y procedimientos que reemplacen la función de este ligamento, no ha sido posible encontrar aquel que brinde estabilidad a la articulación y que a su vez evite el desarrollo de la enfermedad articular degenerativa y devuelva en su totalidad la biomecánica original del miembro (Aragon & Budsberg, 2005).

2.1 Ligamento Cruzado Craneal (LCCr)

El LCCr es una banda de tensión compuesta por colágeno fibroso, elementos viscoelásticos, agua, vasos sanguíneos y nervios. La función del LCCr es limitar el desplazamiento craneal y la rotación interna de la tibia con respecto al fémur y prevenir la hiperextensión femorotibiorrotuliana (Corr, 2009).

El LCCr se divide en las bandas cráneo-medial y caudo-lateral, las cuales tienen diferentes puntos de inserción sobre la meseta tibial. La banda cráneo-medial se mantiene tensa durante todas las fases de la flexión y extensión. La banda caudo-lateral se tensa en extensión, pero se vuelve laxa en flexión (Canapp, 2007). El LCCr se origina en la superficie medial del cóndilo lateral femoral y se inserta en el aspecto craneal intercondilar de la tibia (Muir, 2011). El LCCr también opera limitando la rotación interna de la tibia. Cuando se flexiona la rodilla, el ligamento cruzado craneal y caudal se entrelazan, limitando el grado de rotación interna de la tibia en relación con el fémur. La interacción de ambos ligamentos durante la flexión también limita el grado de sostén varo-valgo de la rodilla flexionada. Los mecanoreceptores y terminales nerviosos aferentes se reconocen dentro de los estratos entre las fibras del LCCr. La inervación del ligamento actúa como un servomecanismo propioceptivo para prevenir la flexión o extensión excesivas de la rodilla. Esta acción protectora se alcanza mediante la estimulación o relajación de los grupos musculares que sostienen a la articulación (Fossum, 2009).

La principal función del LCCr es la de resistir la fuerza de empuje tibial craneal (*Cranial Tibial Traslation, CTT* por sus siglas en inglés), la cual es componente de la fuerza que se produce entre el fémur y la tibia, ocasionando traslación craneal de la tibia en relación con el fémur, durante el soporte del peso (Shahar & Milgram, 2006). En las rodillas sanas la *CTT* es contrarrestada por el LCCr (Reif & Probst, 2003; Warzee, Dejardin, Arnoczky, & Perry, 2001), por los meniscos y fuerzas musculares que actúan en las rodillas durante el soporte del peso (Kowaleski, Apelt, Mattoon, & Litsky, 2005). Cuando un perro camina, el LCCr es sólo un mecanismo de respaldo en el control de la *CTT* y no experimenta ningún estrés, mientras que el empuje tibial craneal sea

contrarrestado por la tracción caudal de los músculos bíceps femoral y gastrocnemio. Sólo cuando éstas fuerzas musculares son insuficientes para neutralizar la traslación craneal de la tibia, es el LCCr quien proporciona el primer freno pasivo (de Rooster, 2001; Winkler, 2009).

2.1.1 Estructura de ligamentos y tendones

Los tendones están diseñados para permitir la transferencia pasiva de fuerza generada por los músculos a las inserciones óseas en el lugar opuesto a una articulación para provocar un movimiento. En contraposición, los ligamentos resisten distracción de dos inserciones óseas como por ejemplo los ligamentos colaterales de la rodilla (Baxter, 2011).

Los ligamentos y tendones son estructuras complejas que se organizan en una disposición jerárquica de subunidades. En cuanto a su estructura anatómica macroscópica, están compuestos por el peritenón, que a su vez se compone por el paratenón y epitenón; el edotenón y fascículos; a nivel microscópico poseen fibras, fibrillas y subfibrillas (Figura 1) (Baxter, 2011; Nourissat, Berenbaum, & Duprez, 2015).

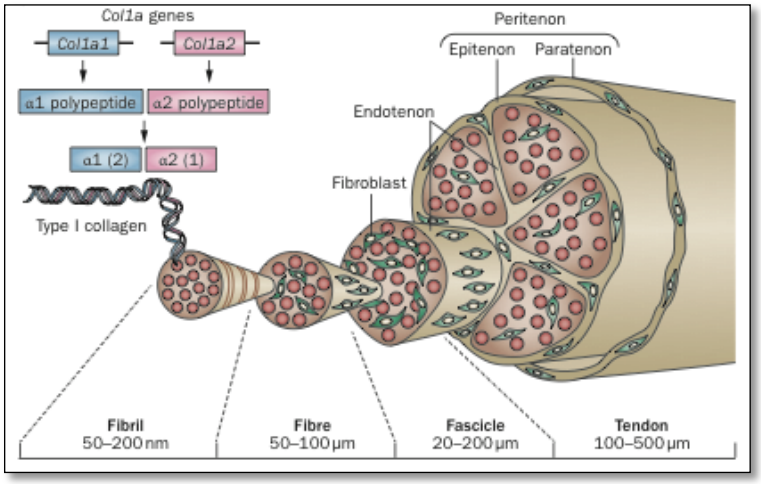


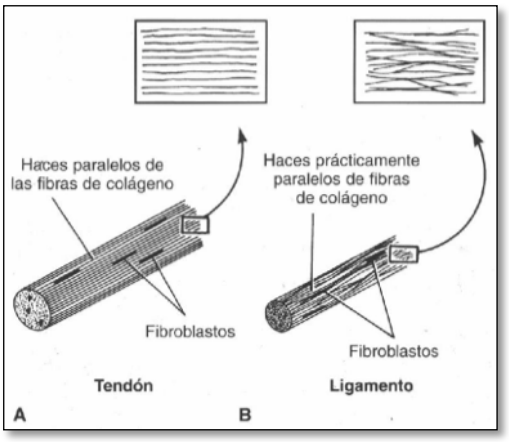
Figura 1 Estructura tendinosa/ligamentosa.

Colágeno tipo I, se visualiza a diferentes escalas; Col1a1 y Col1a2 que son los polipéptidos de colágeno α1 y α2 respectivamente, los cuales se agrupan en fibrillas que se combinan para formar fibras. Los fibroblastos tendinosos residen entre las fibras de colágeno, éstas a su vez están rodeadas de tejido conectivo, el endotenón, que también contiene fibroblastos. Las fibras se combinan para formar fascículos. Los tendones están envueltos por una capa externa de tejido conectivo, el epitenón, que está rodeada por otra capa del mismo tejido, el paratenón, y estas últimas dos capas componen el peritenón (Nourissat et al., 2015).

Con microscopia electrónica, se puede observar que las fibras de colágeno poseen un patrón ondulante el cual le proporciona elasticidad al tendón o ligamento; la disminución en este patrón ocurre con el envejecimiento (Baxter, 2011). Dentro de las fibras, los fibroblastos se organizan en líneas y se elongan a los largo del eje en la dirección de la función del ligamento o del tendón (Nordin & Frankel, 2013).

La disposición de las fibras de colágeno difiere en ligamentos y tendones y se ajusta a la función de cada estructura. Los tendones están compuestos por fibras ordenadas paralelamente que les permite negociar las cargas tensiles unidireccionales a las que están sometidos durante la actividad (Figura 2A). Los ligamentos soportan cargas tensiles en una dirección predominante pero también otras más pequeñas en otras

direcciones y sus fibras no se ordenan paralelamente sino que pueden estar entrelazadas (Figura 2B) (Nordin & Frankel, 2013).



Tomado de: Nordin & Frankel, 2013

Figura 2: Orientación estructural de las fibras de un tendón (A) y un ligamento (B).

Secciones longitudinales, los fibroblastos están elongados a lo largo del eje en dirección de la función.

Los tendones y ligamentos poseen 65% de agua, que compone la matriz extracelular; 30% de colágeno predominantemente tipo I (95%) y el restante tipo III que está presente en el endotenón e incrementa con la edad y el 5% faltante corresponde a glicoproteínas no colágenas (proteoglicanos, elastina, fibronectina y trombospondina). El colágeno se sintetiza extracelularmente como moléculas de procolágeno. La estructura helicoidal del colágeno es producida y adherida por procolagenasas que se entrecruzan entre si para formar una fibrilla de colágeno. Las glicoproteínas no colágenas han cobrado mayor importancia recientemente ya que se ha descubierto que tienen un papel trascendental en la estructura de las fibrillas durante la formación y crecimiento del tendón. Adicionalmente, existe una correlación entre la fuerza tensil

tendinosa final y los niveles de glicoproteínas no colágenas en el momento de madurez cronológica (Auer & Stick, 2012; Baxter, 2011).

2.2 Biomecánica

De acuerdo a múltiples autores, la biomecánica de la rodilla es compleja debido al carácter anatómico de la articulación y precisa mayor profundización e investigación. La morfología particular de las partes óseas de la rodilla, confiere a ésta, una peculiar forma de movimiento y muchos de los estudios realizados no logran explicar en su totalidad los eventos que ocurren de forma natural (Cabrales & Hurtado, 2010). La articulación de la rodilla tiene varios movimientos básicos: Flexión, extensión, anulación hacia dentro, anulación hacia fuera, movimiento craneocaudal y rotación axial. Los perros, en posición vertical (de pie) tienen un ángulo normal en la rodilla de 130° a 140°. El límite normal de movimiento es de 110°, desde los 40° en flexión hasta los 150° en extensión total. Debido a esta angulación fisiológica, es necesario el apoyo en postura de flexión tanto en estación como al deambular (Cabrales & Hurtado, 2010; Muir, 2011).

Los ligamentos de la rodilla están diseñados para proporcionar una adecuada estabilidad de acuerdo a los movimientos articulares, esta función es alcanzada gracias a su capacidad de resistencia a la tracción (Sala & Valenti, 1994).

Actualmente, en medicina humana, se describen tres desplazamientos rotacionales de la articulación femorotibiorrotuliana, la flexo-extensión, la aducción-abducción y la rotación interna-externa y explica tres movimientos de traslación que realiza la rodilla;

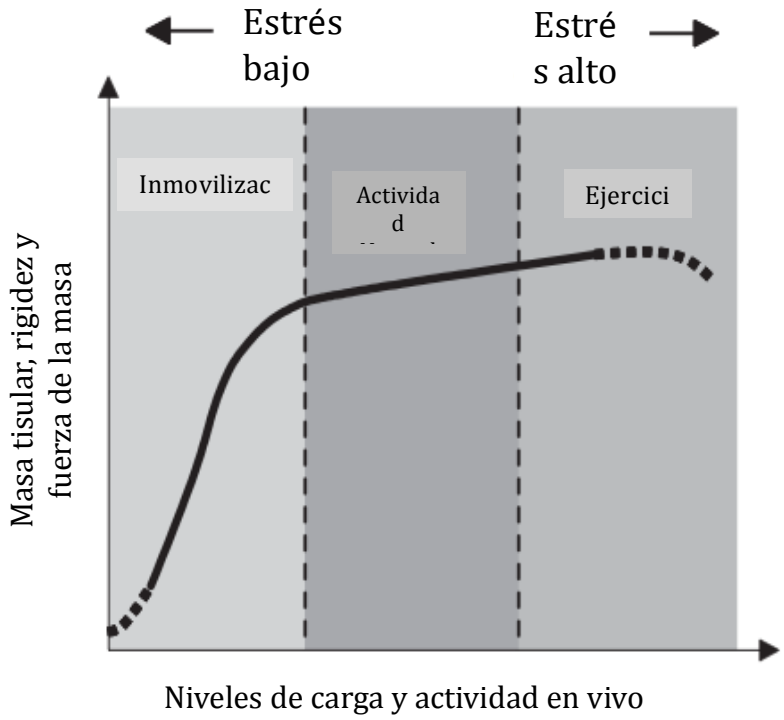
medio-lateral, antero-posterior y compresión-distracción (Sanjuan, Jiménez, Gil, Sánchez, & Fenollosa, 2005).

En caninos, se describen los mismos movimientos, sin embargo por su condición de cuadrúpedo, la biomecánica cambia y la presión sobre la articulación varía según el caso. El movimiento de flexión-extensión ocurre a través de una combinación de ondulación y deslizamiento del fémur sobre la tibia (Muir, 2011). La ondulación caudal es asimétrica, el contacto femorotibial se traslada más caudalmente sobre la meseta lateral que sobre la medial, llevando a la rotación tibial interna durante la flexión de la rodilla. La traslación medial-lateral y proximal-distal esta limitada por los ligamentos colaterales pero permite la rotación alrededor de los ejes medial-lateral y longitudinal (Muir, 2011). A pesar de que el movimiento rotacional alrededor del eje medial-lateral excede ampliamente el movimiento alrededor de los otros ejes, aproximadamente el 20% de la rotación varo-valgo e interna-externa ocurre a lo largo del ciclo caminar-paso de perros sanos (Muir, 2011).

Los ligamentos cruzados de la rodilla son los encargados de regular la cinemática articular y los órganos sensores que informan de la musculatura peri-articular influyendo sobre la posición de las superficies articulares, la dirección y la magnitud de las fuerzas y, también, de forma indirecta, sobre la distribución de las tensiones articulares (Forriol, Maestro, & Martin, 2008).

En general, la diferencia entre la relación de los niveles de estrés y las propiedades de los ligamentos, se observa a través de una representación gráfica no lineal (Figura 3) en la que se puede observar el rango normal de actividad fisiológica en la mitad de la curva. La inmovilización se asocia a una rápida reducción en las propiedades tisulares y

de masa, en contraste con una actividad física de ejercitación prologada que resulta en un incremento de las propiedades mecánicas (Woo, Abramowitch, Kilger, & Liang, 2006).



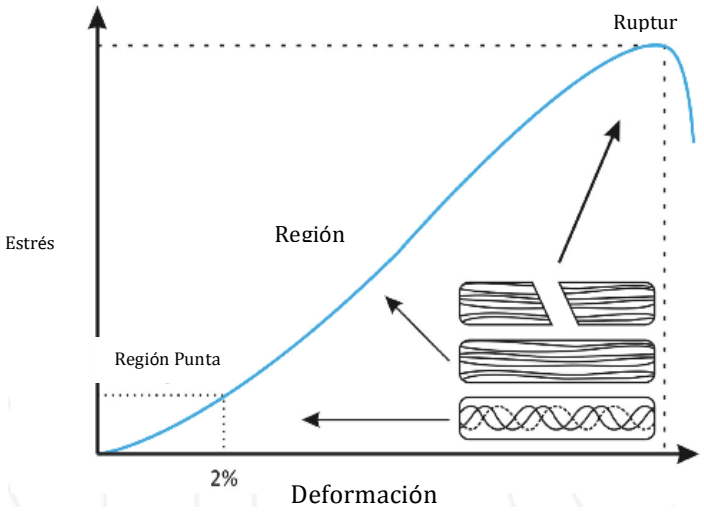
Tomado de: Woo et al., 2006

Figura 3: Respuesta homeostática de ligamentos y tendones ante diferentes niveles de estrés y movimiento.

Las variaciones que resultan dentro de un ligamento o tendón ante el estrés, ocurren debido a que poseen propiedades viscoelásticas, que como se describió en la figura anterior, en una situación fisiológica va a pasar de inmovilización a ejercicio prolongado. Sin embargo, por esta misma condición, sus propiedades mecánicas pueden variar a medida que se estiran (Auer & Stick, 2012; Woo et al., 2006). Estas

características se describen mediante una curva de estrés por tensión (Robi, Jakob, & Matevz, 2013); estas curvas revelan la fuerza por unidad de área (estrés), frente al porcentaje de elongación y pueden ser usadas para calcular el módulo de elasticidad (Baxter, 2011).

La curva de estrés por deformación se divide en tres regiones: La primera es la región punta en la cual los grandes cambios de tensión dan lugar a un estrés mínimo y es cuando el patrón ondulante comienza extenderse, se conoce también como deformación elástica. La siguiente, es la región lineal en donde no solo el patrón ondulante continúa estirándose, sino también las fibras de colágeno; la pendiente de esta región se define como el módulo de Young o módulo elástico que establece la relación entre tensión y deformación (Nordin & Frankel, 2013). La última región es el punto ruptura y surge cuando el ligamento empieza a romperse; a medida que las fibras se rompen, la rigidez disminuye. El punto antes de la disminución de rigidez define el estrés y la tensión finales del ligamento o tendón y ocurren cambios irreversibles, conocida también como deformación plástica. Si continua la elongación, finalmente el tejido se rompe por completo. El área bajo la curva antes de la ruptura se llama densidad de tensión de energía que indica la energía almacenada en el tejido tendinoso o ligamentoso elástico (Figura4) (Muir, 2011).



Tomado de: Robi et al., 2013

Figura 4: Curva de estrés por deformación.

La curva muestra el comportamiento de un tendón o ligamento a medida que es sometido a tensión progresiva hasta el punto de ruptura. Región Punta: los grandes cambios de tensión dan lugar a un estrés mínimo, el patrón ondulante comienza extenderse; la región lineal: el patrón ondulante continúa estirándose, al igual que las fibras de colágeno.

Algunos factores pueden afectar la biomecánica del LCCr, incluyendo la edad, el peso, el fenotipo, el estado reproductivo y la actividad física (Muir, 2011). El efecto de la edad en cuanto a las propiedades mecánicas del LCCr es uno de los factores más influyentes, puesto que la madurez esquelética aumenta la fuerza, rigidez y otras propiedades mecánicas de los ligamentos. El peso es otro factor determinante: Existen reportes que aseveran una disminución en el módulo, el estrés último y la densidad de energía de tensión, especialmente en perros de más de 15Kg de peso (Muir, 2011).

Las técnicas quirúrgicas que modifican la biomecánica articular han sido eficaces para mejorar la función de la rodilla tras la ruptura del LCCr, pero las diferencias a

largo plazo entre la aplicación de estas técnicas y las convencionales (extra-intracapsulares) no muestran diferencias significativas (Castro, Ivancovichi, & Victoria, 2010).

Raygoza, (2005) desarrolló en humanos un sistema destinado para la medición de desplazamientos relativos entre fémur y tibia que pudiera medirse en reconstrucciones e injertos de ligamento cruzado anterior de diversos materiales. En este caso el circuito determinaba la ocurrencia de cambios de tensión superficial de los ligamentos. De esta manera caracterizaba las señales emitidas por el monitor y permitía comparar patrones articulares de tensión-deformación, reconociendo el análisis del comportamiento articular (Raygoza, 2005).

Los estudios cinemáticos en perros, utilizando estéreo fotogamametría y/o unión espacial instrumentada, pudieron confirmar que la transección del ligamento cruzado craneal resulta en una subluxación craneal substancial de la tibia durante la fase de apoyo del paso. Se ha demostrado también que las fuerzas musculares no son capaces de compensar la pérdida de la tensión provista por el LCCr. La estabilidad de la rodilla durante la fase de apoyo del paso depende del LCCr, mientras que la estabilidad del paso durante el balanceo no depende de la integridad del LCCr (Castro et al., 2010).

A pesar de que existen múltiples tratamientos quirúrgicos para resolver la ruptura del ligamento cruzado craneal, es imperativo tener en cuenta las propiedades biomecánicas del mismo. El motivo por el cual continúa la degeneración articular, a pesar del procedimiento quirúrgico, es porque ninguno reemplaza todas las funciones biomecánicas del ligamento cruzado craneal original (Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes, Dvm, & D, 2015).

2.3 Fisiopatología de la Ruptura de Ligamento Cruzado Craneal (RLCCr)

El mecanismo de lesión del LCCr es primariamente un reflejo de su función como limitante del movimiento articular. La lesión por lo general se asocia con una rotación interna violenta del miembro. Cuando esto sucede, los ligamentos cruzados se tuercen y enrollan en sí mismos de forma ajustada. A medida que progresa la rotación interna, el ligamento cruzado craneal es sometido a daño por el borde caudo-medial del cóndilo femoral lateral cuando este rota contra el ligamento. Otro mecanismo lesional del LCCr es la hiperextensión de la rodilla, en el que la cubierta de la escotadura intercondilar puede actuar como un cuchillo transectando al ligamento. Si bien la lesión ligamentosa puede ser simplemente traumática, secundaria a eventos traumáticos menores (Wilke et al., 2006), otros factores pueden participar en la patogenia de la enfermedad como cambios estructurales y microscópicos que ocurren en el ligamento a medida que el animal madura. Es el caso de la conformación anormal en ciertas razas (Rottweiler, Chow Chow, Bulldog) que parecen tener mayor angulación de la rodilla en la estación. Esto puede predisponer al desgarro parcial o completo de la banda craneomedial del LCCr desde la cobertura de la escotadura intercondilar (Fossum, 2009).

Al análisis histopatológico se evidencia pérdida de la organización de las fibras y cambios metaplásicos de los elementos celulares. A nivel bioquímico, esto se correlaciona con la pérdida de resistencia y rigidez estructural y material (Fossum et al., 2009).

Los componentes biológicos secundarios a la ruptura incluyen inflamación, degradación y degeneración, síntesis deteriorada y recambio de la matriz extracelular, necrosis y apoptosis. Los componentes biomecánicos incluyen inestabilidad de diversos tipos y grados, debilidad muscular y disfunción, mala alineación, cambios conformacionales, cinética alterada y distorsión de las áreas de contacto y presión (Cook, 2010).

La disrupción del ligamento cruzado craneal resulta en la inestabilidad articular e inflamación secundaria, ambas contribuyendo a la enfermedad articular degenerativa (Fischer, 2014). Además se presentan signos clínicos de claudicación, dolor y disfunción (Burgess et al., 2010; Cook, 2010). Los hallazgos de degeneración articular incluyen colapso del espacio articular, formación de osteofitos e inflamación de tejidos blandos periarticulares (Roush, 2001).

Wilke y colaboradores (2006) reportaron que los caninos de razas como Rottweilers, Staffordshire Terriers y Newfoudlands tienen una alta prevalencia de presentación de ruptura de ligamento cruzado craneal en comparación con otras razas como el Golden Retriever, Doberman Pinscher y Pastor Alemán. Adicionalmente, hallaron que la ruptura de ligamento cruzado craneal posee una condición heredable que se desarrolla después de traumas menores y que resultan en la mutación de un gen que predispone a la ruptura (Wilke et al., 2006).

La prevalencia de esta enfermedad es mayor en razas grandes y los reportes de incidencia de ruptura de ligamento contralateral son hasta del 60%, debido al fracaso de restaurar la función completa a largo plazo y/o prevenir la osteoartritis en los pacientes (Cook, 2010).

La incidencia de lesión del menisco medial como consecuencia de la ruptura del ligamento puede ser hasta del 90% en humanos (Jiang et al., 2012). Similarmente, Thieman y colaboradores (2009), describen el daño meniscal como secuela común de la insuficiencia del ligamento cruzado craneal en caninos (Thieman, Pozzi, Ling, Lewis, & Horodyski, 2009). Todas las injurias meniscales ocurren por la inestabilidad de rodilla que produce la ruptura del ligamento. La incidencia de meniscopatías en caninos varía entre el 49 al 70% (Chico, 1997). El incremento de la translación craneal y la rotación interna de la tibia resultan en un movimiento anormal de cizalla y fuerzas compresivas en el menisco medial debido a que existe una unión de éste con el ligamento colateral medial, pero no con el fémur. Por lo tanto, el menisco se desplaza cranealmente con la tibia durante la carga y queda aplastado entre el cóndilo femoral medial y la meseta tibial (McKee & Cook, 2006). La impariedad del contacto mecánico normal de la articulación femorotibial resultan en daño del cartílago y en desarrollo de enfermedad degenerativa articular (Thieman et al., 2009).

La gran complejidad de la estructura multiaxial del ligamento cruzado anterior, lo hace único e insustituible. Su lesión implica destrucción intrínseca, con disgregamiento de sus fibras, lo que imposibilita la sutura directa término-terminal (Minguet et al., 1994).

Una opción de tratamiento efectiva para la estabilización de la rodilla canina después de la ruptura de ligamento cruzado craneal aún no se ha identificado, a pesar del impacto económico y orgánico de la condición (Johnson, Austin, & Breur, 1994).

Hasta la fecha se han descrito más de 100 técnicas para corregir la enfermedad junto con lesiones asociadas a la ruptura de ligamento cruzado craneal que coinciden en el

principio básico de restablecimiento articular tanto en estabilidad como funcionalidad con el objetivo de disminuir la enfermedad articular degenerativa y con esto mejorar el margen de movilidad de la rodilla, sin resultados satisfactorios (Castro et al., 2010).

2.4 Injertos como sustitutos del Ligamento Cruzado Craneal

La primera vez que se aplicó un injerto como sustituto del ligamento cruzado anterior, fue en el año 1912, a una niña de 13 años de edad, se utilizó un autoinjerto de tiras de fascia lata suturado a la superficie medial del epicóndilo femoral medial y al tubérculo tibial. Se comprobó estabilidad articular 6 meses después (Davarinos, O'Neill, & Curtin, 2014). Posteriormente, en 1934, se utilizó el tendón del músculo semitendinoso con los mismos fines pero variando los puntos de inserción. En 1935 se utilizó por primera vez el tendón patelar modificando sus puntos de anclaje y la porción a injertar. A partir de entonces, la técnica de Jones (hueso-tendón patelar-hueso) (Jones, 1963) fue la más utilizada durante los años 90 (Davarinos et al., 2014).

El uso de aloinjertos empezó a surgir durante los años 80 y progresó debido a los estudios experimentales acerca de sus propiedades mecánicas, biológicas y funcionales (Davarinos et al., 2014).

Según Sepúlveda y colaboradores (2011), el injerto autólogo es el ideal y biológicamente es claramente superior al aloinjerto. Sin embargo, la cantidad de autoinjerto que se puede obtener es limitado, considerando que éste se debe extraer del mismo individuo que está siendo intervenido (Sepúlveda, Meneses, & Wevar, 2011).

Actualmente se realizan al año, hasta 300.000 reconstrucciones de ligamento cruzado anterior en humanos en los Estados Unidos. Se estima que el 80% de estas reconstrucciones se hacen con autoinjertos, y el resto se realiza con aloinjertos procedentes de diversas fuentes. Múltiples estudios han sido realizados tomando en cuenta diferentes técnicas y tipos de injerto, en general, utilizando tendón de Aquiles y rotuliano. En otros estudios se evaluaron injertos isquiotibiales y tendón del cuádriceps evidenciando que una mayor proporción de pacientes con autoinjerto tenían presentaban laxitud articular hasta 2 años después de realizada la cirugía (Tibor et al., 2010).

Sanchis y colaboradores, (1992), describen que la reparación del LCCr mediante plastias, exige que su tensión, dirección y punto de anclaje se aproxime en todo lo posible al ligamento cruzado anterior original (Sanchis & Gomar, 1992). Adicionalmente, la medición de las propiedades biomecánicas de tendones y ligamentos representa una de las técnicas más importantes para determinar la validez de un injerto. La viabilidad y funcionalidad del mismo es determinada en último término por su capacidad para resistir fuerzas de tracción (Sala & Valenti, 1994; Ünsaldi, Karabulut, & Sagliyan, 2011).

En otro estudio realizado por Sala y Valenti 1994 en ovejas, evaluaron las propiedades mecánicas del LCCr y el tendón rotuliano como autoinjerto y aloinjerto. Concluyeron que ambos tipos de injertos crioconservados y empleados como sustituto de LCCr en la oveja, sufren procesos de incorporación y de resistencia a la tracción similares similares, aunque no alcanzaran la resistencia propia del LCCr (Sala & Valenti, 1994).

Los aloinjertos deben satisfacer algunos criterios con el fin de adaptarse al receptor

sin generar alteraciones indeseables: No ser antigénico o carcinogénico, ser fácilmente incorporado y funcionar durante toda la vida del receptor, estimular las propiedades mecánicas del segmento original y ser fácilmente almacenable e implantable (Raiser et al., 2001).

Los aloinjertos tendinosos cumplen un importante papel en la reconstrucción de tendones y ligamentos, especialmente cuando existe escasa disponibilidad de tejido localmente. Existen ventajas potenciales asociadas a la utilización de aloinjertos para la reconstrucción de ligamentos: Preservación tisular, disminución en la morbilidad y el tiempo quirúrgico y la utilización de una mayor proporción de tejido (Gibbons & Bartolozzi, 1992). Particularmente para el caso de tendones, proporcionan mayor fuerza tensil (Alam et al., 2013).

Minguet y colaboradores (1994), reportaron que para la utilización de aloinjertos tendinosos, el injerto necesita una adecuada tensión para su remodelación; un injerto que permanece laxo, presenta un importante retraso en su maduración, con persistencia de la hiper vascularización sinovial, durante mucho más tiempo que en los injertos tensos, con hiper celularidad en su matriz y con núcleos y fibras de colágeno orientadas al azar.

El tendón de Aquiles es el más fuerte de la estructura musculoesquelética en el perro y su aloinjerto en humanos se ha utilizado extensamente para la reconstrucción ligamentosa y tendinosa por su efectiva fuerza mecánica y su amplia y larga aponeurosis, sin embargo, su utilización en medicina veterinaria es escasa (Alam et al., 2013) y otros tipos de estructuras se han utilizado para reemplazar al LCCr.

Un estudio experimental en perros, a los que no inmovilizaron tras sustituir el LCCr por un autoinjerto de tendón patelar, sugiere que el injerto de tendón patelar es verdaderamente funcional dentro de la rodilla desde el primer momento, sin que interfiera la normal revascularización, proliferación celular y remodelación y reorganización de las fibras de colágeno, para formar un ligamento de apariencia normal (Minguet et al., 1994).

Existen factores que se deben considerar cuando se opta por la utilización de aloinjertos para la reconstrucción de tejidos: El procesamiento y preparación del tejido homólogo, lo que puede afectar sus propiedades biológicas y biomecánicas, la cicatrización e incorporación biológica una vez se ha implantado quirúrgicamente y la transmisión de enfermedades (Amendola & Stolley, 2009). En cuanto a la biomecánica, Biuk y colaboradores (2015), reportan que la utilización de un injerto como reemplazo del ligamento cruzado anterior debe tener equivalente elasticidad y una curva de estrés-elongación similar a la que presenta el ligamento cruzado anterior (Biuk et al., 2015).

2.5 Glicerina como conservante tisular

En muchas escuelas veterinarias, los cadáveres frescos o preservados de perros son usados para la enseñanza anatómica y quirúrgica. Para ello, existen técnicas modificadas de conservación de tejidos recomiendan la utilización de glicerol para conservar la flexibilidad articular (Guimarães Da Silva, Matera, & Ribeiro, 2004).

El glicerol es un compuesto químico básico obtenido principalmente como coproducto en la industria oleoquímica, mientras que la glicerina es un líquido viscoso, inoloro e incoloro y es el nombre comercial que reciben las mezclas con alto contenido de glicerol (Posada-Duque & Cardona-Alzate, 2010). Este último tiene tres grupos hidroxilo hidrofíílicos que son los responsables de su solubilidad en agua y su naturaleza higroscópica (Vista & Vista, 2011).

Khoo y colaboradores (2010), reportaron que los mecanismos de preferencia para la preservación del aloinjerto son la crio preservación y la conservación en glicerina al 98%. Ésta última se antepone debido a: La facilidad en su manipulación para almacenamiento de tejidos, una mejor relación costo beneficio, sus propiedades anti bacteriales y antivirales y por último la supresión de la inmunogenicidad en el aloinjerto (Khoo, Halim, Saad, & Dorai, 2010; Zidan et al., 2015), controlando los factores anteriormente mencionados.

El método por el cual la glicerina al 98% preserva los tejidos es a través de su deshidratación, sustituyendo el agua intracelular sin alterara la concentración iónica de las células protegiendo su integridad (Rabelo et al., 2004; Saegeman, Ectors, Lismont, Verduyckt, & Verhaegen, 2008).

Con el fin de que la glicerina tenga eficacia como preservante tisular, los tejidos de membranas biológicas compuestos principalmente por colágeno, deben permanecer sumergidos por un periodo mínimo de 30 días; adicionalmente, requieren un tiempo de rehidratación de veinticuatro horas para su utilización, este tiempo es el que se estima para compensar la deshidratación provocada por el almacenamiento en glicerina (L. L. Oliveira et al., 2009; Salbego et al., 2007). No obstante, Oliveira y colaboradores

reportaron que basta una rehidratación tendinosa de 20 minutos para que el tejido sea viable como aloinjerto (S. de Oliveira et al., 2003)

2.6 Pruebas de tracción en ligamentos y tendones

A través del tiempo se han realizado numerosos estudios experimentales para caracterizar el comportamiento mecánico del ligamento cruzado anterior en humanos. Estos estudios consisten en pruebas de tracción a una velocidad de deformación para obtener una curva de tensión-deformación hasta el punto de ruptura (D Pioletti, Rakotomanana, & Leyvraz, 1999).

La tensión máxima o tensión de rotura, es el cociente entre la carga máxima resistida por lo medible antes de romper y la superficie inicial sobre la que actúa dicha fuerza. Muchos ensayos biomecánicos consisten en la utilización de sistemas de tracción hasta ruptura o antes de rotura aplicando fuerzas tensiles específicas y a una velocidad constante (Aguado, n.d.).

Para reproducir con mayor exactitud las condiciones fisiológicas de la rodilla se han diseñado distintos tipos de modelos experimentales empleando para la medición el fémur y la tibia unidos solamente por el LCCr o su injerto. En la mayoría de los trabajos se ha estudiado el comportamiento mecánico del complejo Fémur-LCCr-Tibia tratando de reproducir la fuerza que actúa sobre el ligamento *in situ*, mientras que otros autores han analizado solamente el ligamento o injerto unido a sus inserciones óseas. Sin embargo, para la medición de las propiedades mecánicas del ligamento cruzado anterior

como estructura aislada se ha empleado el sistema de agarre mediante mordazas lisas (Sala & Valenti, 1994).

Cuando los tejidos blandos son sometidos a una tensión constante, exhiben una relajación del estrés correspondiente en el tiempo. Este fenómeno hace parte de un comportamiento conocido como visco elasticidad (Dominique Pioletti & Rakotomanana, 2000). El comportamiento viscoelástico y biomecánico de los ligamentos y tendones es primordial para el entendimiento, cuantificación y tratamiento de las injurias en estos tejidos (Duenwald, Vanderby, & Lakes, 2009). Asimismo es importante, debido al incremento en el uso de injertos, ya sean autólogos, heterólogos o sintéticos, pues cualquiera de los anteriores deberá coincidir con las propiedades originales de la estructura dañada para su óptimo funcionamiento (Duenwald et al., 2009).

2.7 Antecedentes

El primer estudio acerca de la utilización de aloinjertos como sustituto de ligamento cruzado craneal fue en 1983; se colectaron tendones flexores de miembros anteriores y posteriores de perros, estos se congelaron, rehidrataron y se implantaron en perros receptores como sustitutos del LCCr. Los resultados arrojaron mayor debilidad de los

aloinjertos con respecto a los originales pero similares en fuerza con respecto a los autoinjertos (Webster & Werner, 1983).

Las propiedades biomecánicas de ligamento cruzado craneal en perros se han estudiado a través de los años, principalmente para obtener resultados aplicables en humanos. No obstante esta información, aunque en general antigua, es valiosa para su aplicación en caninos.

En el año 1971 Gupta y colaboradores, publicaron un artículo que informó que la fuerza tensil del ligamento craneal de caninos Beagles sanos era de 210 a 556N (Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes et al., 2015). En otros estudios publicados por Butler y colaboradores (1983) se publicó que las cargas de falla para el LCCr correspondían a una tensión de 1151 y 1656 N en caninos mestizos (Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes et al., 2015).

En 1980, Dorlot y colaboradores, realizaron un estudio acerca de las propiedades mecánicas de los ligamentos cruzados craneales en perros. Con 38 muestras determinaron que el comportamiento elástico del ligamento se limita al 14% de elongación, correspondiente a una tensión de 200N en ligamentos frescos (Dorlot, Ait Ba Sidi, Tremblay, & Drouin, 1980).

Wingfield y Amism (2000), publicaron un estudio en el cual compararon las propiedades biomecánicas de los ligamentos cruzados craneales en caninos de raza Rottweiler y Greyhound en un ángulo que simula la posición anatómica del miembro posterior, al trote y al paso, 160º y 130º para el Rottweiler y 150º y 130º para el Greyhound. La carga final con relación a la masa corporal fue significativamente mayor en la rodilla del Greyhound extendida, al igual que la rigidez lineal y el esfuerzo de

tracción, por lo tanto, la significancia clínica radica en que el ligamento cruzado craneal del Rottweiler es más vulnerable a romperse y necesita la mitad de la carga que necesitaría el Greyhound (Wingfield & Amis, 2000).

En el año 2015, Biuk y colaboradores publicaron un estudio comparando las características biomecánicas y por tanto la tensión del ligamento patelar y tendón cuádruple del gracilis y del semitendinoso como injertos de reemplazo para el ligamento cruzado craneal. Los dos fueron sometidos a pruebas de tracción de manera gradual hasta 30 N (Newtons) cada 20 segundos; los resultados demostraron que el ligamentos patelar permite mayor elongación (Biuk et al., 2015).

Sala y Valenti en 1994 expusieron un estudio en el que implantaron auto y alointertos como reemplazo de ligamento cruzado craneal en ovejas. A los 8 y 12 meses se realizaron pruebas de tracción para evaluar la resistencia de los injertos comparados con la resistencia del ligamento cruzado craneal *in situ*. Los resultados arrojados, evidenciaron que el proceso de incorporación de los injertos es similar de acuerdo a los valores de resistencia a la tracción a los 8 y 12 meses (Sala & Valenti, 1994).

Raiser y colaboradores, (2001) comprobaron el potencial de la glicerina al 98% como conservante, al preservar tendones de Aquiles homólogos por 45 días a 6 meses. Después de una rehidratación por 24 horas, se implantó para corregir una tenectomía experimental en 24 caninos y se realizó una valoración histopatológica a los 11, 22, 44 y 132 días pos implantación. Demostró no producir infección o rechazo (Raiser et al., 2001).

En otro estudio realizado por Oliveira y colaboradores se implantó un aloinjerto del tendón del músculo extensor digital largo extraído de cadáveres caninos como

reemplazo del ligamento cruzado craneal en 18 caninos. El aloinjerto fue previamente conservado en glicerina por 30 días y rehidratado por 20 minutos antes del procedimiento quirúrgico. Se demostró una adecuada manipulación del aloinjerto y ausencia de infección o reacciones inmunológicas en el posoperatorio de los caninos evaluados. Así mismo, proporcionó una estabilidad articular adecuada, retornando todos a una marcha normal (S. de Oliveira et al., 2003).

La efectividad de la glicerina también se ha demostrado con pericardio equino conservado utilizado en traqueo plastias en caninos (Veloso et al., 2002). Así mismo, su utilización para preservar el centro tendinoso diafragmático bovino evidenció acción antiséptica sobre formas bacterianas vegetativas (Rabelo et al., 2004).

Finalmente, se puede comprobar que el uso de glicerina para conservación de tejidos es cada vez más amplio. En el año 2015, se publicó un estudio en el cuál probabron la eficacia de la glicerina al 98% como conservante de membrana amniótica humana para ser usada como apósito biológico en pacientes quema<dos. Los resultados demostraron la capacidad de la glicerina como agente antibacterial y antivírico y de la membrana conservada para mantener su efecto clínico en cuanto a la promoción de epitelización y cicatrización debido a su contenido de factores de crecimiento (Zidan et al., 2015).

3 MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Materiales

A continuación, se describirán los materiales utilizados, los especímenes y su forma de recolección. Adicionalmente se explicará la forma como se construyó el dispositivo biomecánico junto son los sistemas de medición utilizados.

3.1.1 Muestra

Se escogieron 20 cadáveres caninos provenientes del Centro de Zoonosis en la ciudad de Villavicencio y de clínicas veterinarias en Bogotá, para la obtención de 40 miembros posteriores. Los caninos escogidos en el centro de tenencia fueron decomisos por agresividad y los seleccionados en las clinicas veterinarias eran pacientes con enfermedades no relacionadas con el sistema músculoesqueletico, eutanasiados por razones ajenas a este estudio. Todos los cadáveres fueron utilizados bajo la autorización

escrita pertinente. Las piezas cadavéricas se disectaron inmediatamente postsacrificio y se extrajeron los ligamentos cruzados craneales, sacrotuberosos, tendones patelares y de Aquiles y se clasificaron en dos grupos: Frescos y conservados (Tabla 1). Posteriormente, estas estructuras, fueron transportadas a las instalaciones de una Clínica Veterinaria particular.

GRUPOS DE ESTUDIO	CARACTERÍSTICAS
1: n=20	Ligamento Cruzado Craneal fresco
2: n=20	Tendón Patelar fresco
3: n=20	Ligamento Sacrotuberoso fresco
4: n=20	Tendón de Aquiles fresco
5: n=20	Ligamento Cruzado Craneal post conservación en glicerina al 98%
6: n=20	Tendón Patelar post conservación en glicerina al 98%
7: n=20	Ligamento Sacrotuberoso post conservación en glicerina al 98%
8: n=20	Tendón de Aquiles post conservación en glicerina al 98%
n Total	160

Tabla 1: Distribución de grupos de diseño experimental.

Dentro de los criterios de inclusión que se mantuvieron como requisito fueron, piezas anatómicas de miembro posterior izquierdo y derecho provenientes de cadaveres caninos entre 15 y 30 Kg de peso y entre 1 y 7 años de edad. Con respecto a los criterios de exclusión, se descartaron: Animales con enfermedades zoonóticas y/o infectocontagiosas, rodillas que al momento de la disección evidenciaran lesiones articulares, signos compatibles con artrosis, degeneración y/o ruptura de ligamentos y tendones o lesiones meniscales. Así mismo, no se tuvieron en cuenta aquellas

estructuras tendinosas y ligamentosas que durante la prueba hubieran mostrado mayor friabilidad o ruptura errónea.

3.1.2 Dispositivo de Tracción

Se diseñó y construyó un dispositivo que sirvió como sistema de tracción para la medición de la tensión de ligamentos y tendones. Se ideó una estructura metálica con cuatro soportes verticales, unidos por dos laminas planas y rectangulares, en disposición horizontal. A cada lamina, una estructural y la otra móvil, se les adicionó una prensa como sistema de fijación para las estructuras anatómicas, que se ajustaban dependiendo del cambio estructural de su elasticidad. En medio de las laminas se acondicionó un sistema hidráulico para aumentar gradualmente la distancia entre las mismas. De esta manera se aseguró una elongación uniforme de las estructuras para obtener la carga (tensión) máxima y el punto de ruptura parcial y total (Figura 5).

El dispositivo diseñado lleva un dinamómetro para medir las fuerzas ejercidas sobre los ligamentos y tendones. Para ello, realiza una puesta a cero automática, lo cual garantiza una precisión permanente en los cambios de tensión. Al dinamómetro se le instaló una galga extensiométrica, sensor que convirtió la tensión en resistencia eléctrica para ser medida (Figura 6 y 7).

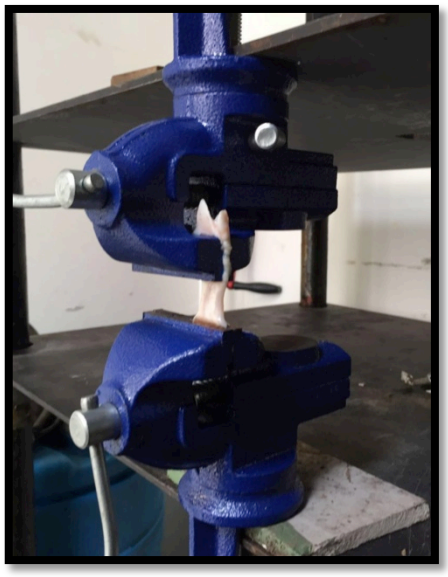


Figura 5: Sistema de fijación de las estructuras estudiadas.

La lectura obtenida a partir de estos instrumentos fue trasmitida a un computador a través de una tarjeta de arduino, autónoma y programable, gracias a lo cual los datos ingresaron organizados al programa Excel de Office.

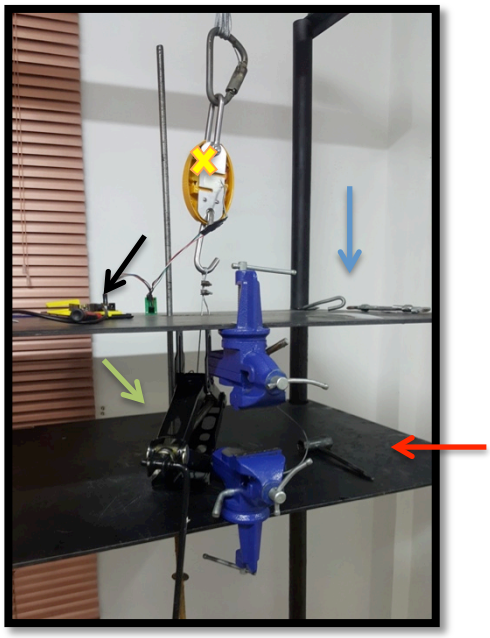


Figura 6: Dispositivo de Tracción.

Dispositivo metálico con una lamina móvil (flecha azul) y una lamina estructural (flecha roja) en donde se fijaron las prensas entre las cuales se situó un sistema hidráulico (flecha verde) en medio de las laminas. En la parte superior de la foto se encuentra el dinamómetro (x amarilla) y sobre la lamina estructural al lado izquierdo de la foto se encuentra la tarjeta de arduino y la galga extensiométrica (flecha negra).

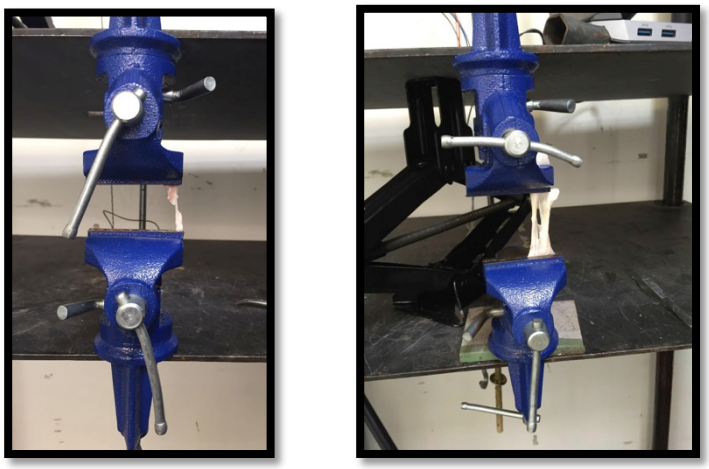


Figura 7: Dispositivo de tracción durante el ensayo biomecánico.

Prensas de sujeción con las estructuras en proceso de elongación

3.2 Métodos

3.2.1 Selección, transporte y almacenamiento de las muestras

La selección de los cadáveres para la extracción de piezas anatómicas se realizó de acuerdo a su disponibilidad en los lugares convenidos y a los criterios de inclusión antes mencionados.

La disección para la extracción de tendones y ligamentos se realizó inmediatamente posterior a la eutanasia, evaluando las estructuras que componen la articulación según los criterios de inclusión y exclusión. Una vez expuesta la articulación en su totalidad se realizó la extracción de ligamentos y tendones de la siguiente manera (figura 8):

- El tendón patelar desde desde el borde distal de la patela a la tuberosidad de la tibia.
- El LCCr desde sus inserciones en el borde craneal de la tibia hasta la fosa intercondilar del fémur.
- El tendón de Aquiles desde la tuberosidad del calcáneo hasta las cabezas del músculo gastrocnemio.
- El ligamento sacrotuberoso desde la apófisis transversa de la última vertebra sacra a la tuberosidad isquiática.

Las muestras se dividieron en dos grupos: Por un lado, frescos, de medición inmediata y almacenados en solución salina para mantenerlos hidratados durante el traslado. Por otro lado, conservados en glicerina al 98% por 60 días. Cada muestra fue almacenada en recipientes plásticos estériles y debidamente marcados para trasladarlos

hacia las instalaciones de una Clínica Veterinaria particular y realizar la medición de la tensión y la elongación.

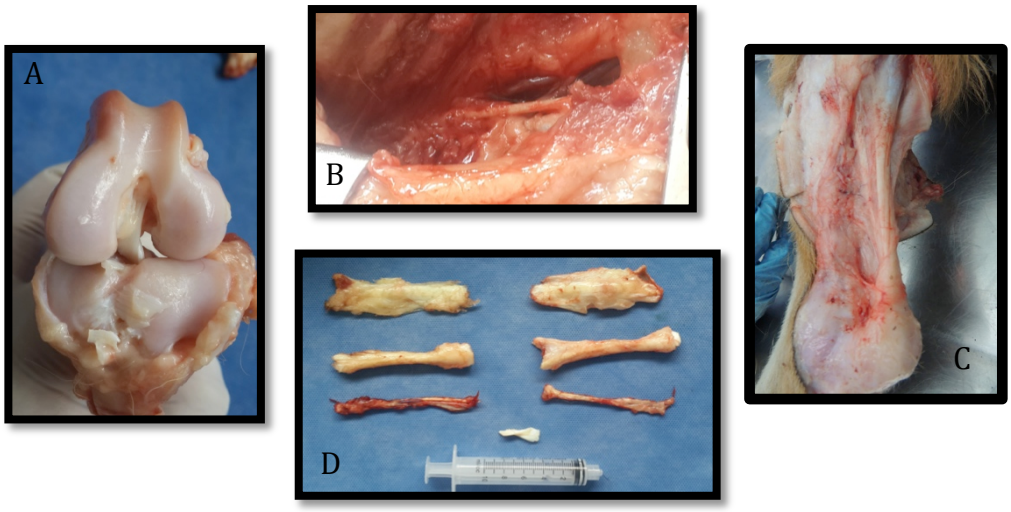


Figura 8: Proceso de extracción de ligamentos y tendones.

LCCr con sus porciones óseas adyacentes(A), exposición del ligamento sacrotuberoso (B), exposición del tendón de aquiles (C) y ligamentos y tendones extraídos (D).

Se calculó un lapso máximo de 24 horas para realizar el procedimiento de extracción de piezas anatómicas, disección, traslado y primera medición de ligamentos frescos, asegurando así su viabilidad. Por su parte, las muestras seleccionadas para conservación, fueron embebidas en un volumen de glicerina al 98% suficiente para mantener totalmente sumergida la unidad experimental. Al cabo de 30 días se realizó un recambio de glicerina con el fin de conservar las propiedades de concentración de la misma (figura 9).

Figura 9: Frascos de recolección de muestras para conservación en glicerina al 98%.

Transcurridos 30 días más pos recambio se extrajeron los ligamentos y tendones, se rehidrataron en solución salina fisiológica durante 24 horas y se procedió a realizar la medición de la tensión y la elongación.

3.2.2 Ensayo Biomecánico

El ensayo biomecánico consistió en la tracción del ligamento o tendón hasta la ruptura, empleando el dispositivo mencionado anteriormente. En primer lugar, se introdujo dentro de las prensas cada extremo del ligmento o tendón. En segundo lugar, se aplicó una fuerza tensil (tensión) paralela al eje longitudinal de las muestras por medio del sistema hidráulico y por ende, aumentó la distancia entre los extremos de la muestra (elongación). Dicha fuerza se continuó hasta la ruptura parcial y total del ligamento o tendón. Durante éste proceso se mantuvieron hidratadas con cloruro de sodio al 0.9%, utilizando un atomizador. A medida que se ejercía la fuerza tensil fue necesario

aumentar la presión en las prensas en el punto de contacto con el ligamento o tendón para evitar que se deslizaran.

Se consideró ruptura parcial cuando se observó la interrupción en la continuidad de por lo menos una fibra del tendón o ligamento, y ruptura total cuando las fibras se habían separado en su totalidad (Figura 10).

Las medidas pertinentes para el estudio fueron, por un lado, la fuerza ejercida – tensión en Newtons (N) y, por otro, la elongación en milímetros (mm). Éstas medidas se tomaron en el momento de la ruptura parcial y total de los ligamentos y tendones.

Si la ruptura parcial y total ocurría en el centro de la estructura, los datos eran válidos para estudio. En caso contrario, se consideraba una ruptura errónea y se descartaba.

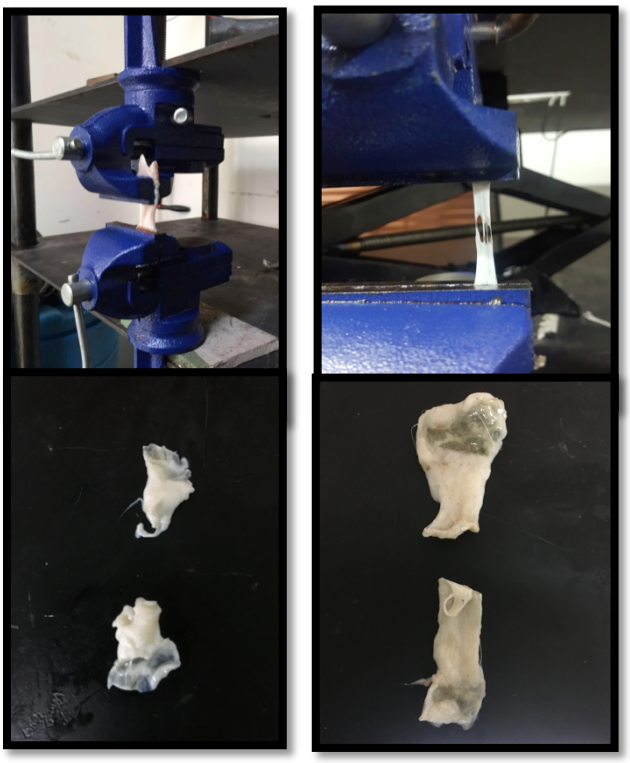


Figura 10: Ensayo biomecánico y estructuras con ruptura total.

Las fotos superiores muestran el ligamento o tendón durante la fase de estrés y deformación evidenciando una ruptura parcial, las fotos inferiores muestran las estructuras desmontadas y presentando una ruptura total.

3.3 Diseño estadístico

Los datos registrados fueron: La fuerza (tensión) en Newtons y la distancia en milimetros al momento inicial (Momento 1), de ruptura parcial (Momento 2) y de ruptura total (Momento 3) y se calcularon las medias para cada estructura (Tabla 2).

LIGAMENTO CRUZADO CRANEAL	**Distancia (mm)**	**Tensión (N)**
Fresco RP	12.42	461.68
Fresco RT	21.74	1113.57
Glicerina RP	14.27	520.91
Glicerina RT	23.89	1053.61
SACROTUBEROSO	**Distancia (mm)**	**Tensión (N)**
Fresco RP	24.42	732.35
Fresco RT	34.50	1541.89
Glicerina RP	30.08	571.14
Glicerina RT	40.70	1135.50
PATELAR	**Distancia (mm)**	**Tensión (N)**
Fresco RP	24.57	1038.37
Fresco RT	35.83	1765.74
Glicerina RP	21.95	1098.59
Glicerina RT	31.70	1769.04
AQUILES	**Distancia (mm)**	**Tensión (N)**
Fresco RP	42.94	2234.61
Fresco RT	52.06	2818.57
Glicerina RP	50.69	1666.02
Glicerina RT	57.69	2221.67

Tabla 2: Medias de Distancia en milímetros (mm) y tensión en Newtons (N) para Ruptura Parcial (RP) y Ruptura Total (RT) de las estructuras estudiadas en fresco y bajo conservación en glicerina.

A partir de estos valores se calculó la variable delta de tensión y elongación, con el fin de obtener datos exactos para los momentos de ruptura parcial y ruptura total en las unidades experimentales estudiadas. El delta de tensión y la elongación equivalen al punto de carga y longitud exacta respectivamente, en el que ocurrió la ruptura parcial y la ruptura total. Esta estimación elimina la variabilidad a la que se inició la medición de cada estructura.

- Delta de tensión:
    - Momento 2 – Momento 1 = Ruptura Parcial
    - Momento 3 – Momento 2 = Ruptura Total
- Elongación:
    - Momento 2 – Momento 1 = Ruptura Parcial
    - Momento 3 – Momento 1 = Ruptura Total

Estos datos fueron ingresados como variables numéricas en planillas Microsoft Excel, se obtuvieron medias, valor máximo y valor mínimo y se importaron los datos al software Statistix 8.0. Se realizó un analisis descriptivo de las variables basandose en promedios, variación estándar, desvaición estándar, error estándar, maximos y minimos, agrupados según los tratamientos: Estructura (ligamento o tendón), momento (ruptura parcial y ruptura total) y estado (fresco y conservado). Posteriormente se realizó la prueba de normalidad de Shapiro Wilks, mostrando no normalidad de los datos,

haciendose necesario transformarlos con logaritmo natural.

El modelo utilizado fue un Completamente al Azar con Arreglo Factorial AxB, donde A eran los niveles de estructuras (ligamento cruzado craneal, ligamento sacrotuberosos, tendón patelar y tendón de aquiles) y B eran los estados (fresco y conservado) trabajando con un nivel de significancia del 5%. A los tratamientos significativos ($P<0.05$) se les realizó la prueba no planeada de promedios de Tukey.

4 RESULTADOS

4.1 Cambios macroscópicos

Los cambios macroscópicos observados en las muestras frescas en comparación con las conservadas, evidenciaron que éstas últimas, previo a la hidratación, se encontraban rígidas, sin posibilidad de manipulación manual. Una vez hidratadas durante 24 horas, su textura fue suave y recuperaron su condición de laxitud similar a las muestras frescas.

4.2 Unidades descartadas

El dispositivo de tracción soportó una carga máxima de 3000N, por lo cual, la medición de ruptura parcial de algunos de los tendones de aquiles fue posible. Sin embargo, aquellos que presentaron tensiones de ruptura parcial superiores a 3000N, se excluyeron del estudio. Adicionalmente, se descartararon algunas muestras debido a que se resbalaron de la pieza de sujeción por su condición viscoelástica, causando una ruptura errónea. En total, durante el desarrollo de la fase experimental, se excluyeron del estudio 8 muestras de tendón de Aquiles, cuyas rupturas parciales superaron los 3000N, y un ligamento cruzado y dos patelares, los cuales generaron una ruptura errónea. Un total de 149 muestras fueron validas para estudio.

4.3 **Delta de Tensión**

La siguiente tabla (tabla 2) expone las medias de delta de tensión (sin transformación) de ruptura parcial y ruptura total para las estructuras estudiadas en estado fresco y conservado. La media del ligamento cruzado craneal fresco fue de 461.49N para ruptura parcial y de 651.89N para ruptura total y los datos de las medias obtenidos posconservación fueron 494.81N para ruptura parcial y 506.07N para ruptura total.

Estructura	**Estado**	**Delta de Tensión Newtons (N) / Error Estándar (EE)**			
		Ruptura Parcial	**EE**	**Ruptura Total**	**EE**
LCCr	Fresco (n=19)	461.49	+/- 44.8	651.89	+/- 52.6
LCCr	Conservado (n=20)	494.81	+/- 63.9	506.07	+/- 71.1
ST	Fresco (n=20)	731.95	+/- 61.7	809.55	+/- 87.7
ST	Conservado (n=20)	568.25	+/- 75.7	564.36	+/- 69.9
P	Fresco (n=18)	1036.17	+/- 98.0	727.36	+/- 87.7
P	Conservado (n=20)	1097.36	+/- 71.8	670.45	+/- 102.3
A	Fresco (n=16)	2232.27	+/- 137.3	583.97	+/- 86.4
A	Conservado (n=16)	1665.84	+/- 135.6	555.65	+/- 77.8

Tabla 3: Medias de delta de tensión (sin transformación) de ruptura parcial y ruptura total, para las estructuras estudiadas en estado fresco y conservado.

LCCr: Ligamento Cruzado Craneal; ST: Sacrtotuberoso; P: Patelar; A: Aquiles

Adicionalmente, se observó que las medias de la estructura que presentó mayor similitud a las tensiones de ruptura parcial y total del ligamento cruzado craneal fresco y conservado fue el ligamento sacrotuberoso con una media de 731.95N para ruptura

parcial y 809.55N para ruptura total en estadro fresco y de 568.25N para ruptura parcial y 564.36N para ruptura total en estado conservado.

Finalmente, analizando las medias de delta de tensión según el estado fresco y conservado, se observa que la variación de los datos para la ruptura es escasa, en cualquiera de las estructuras estudiadas (Grafico 1).

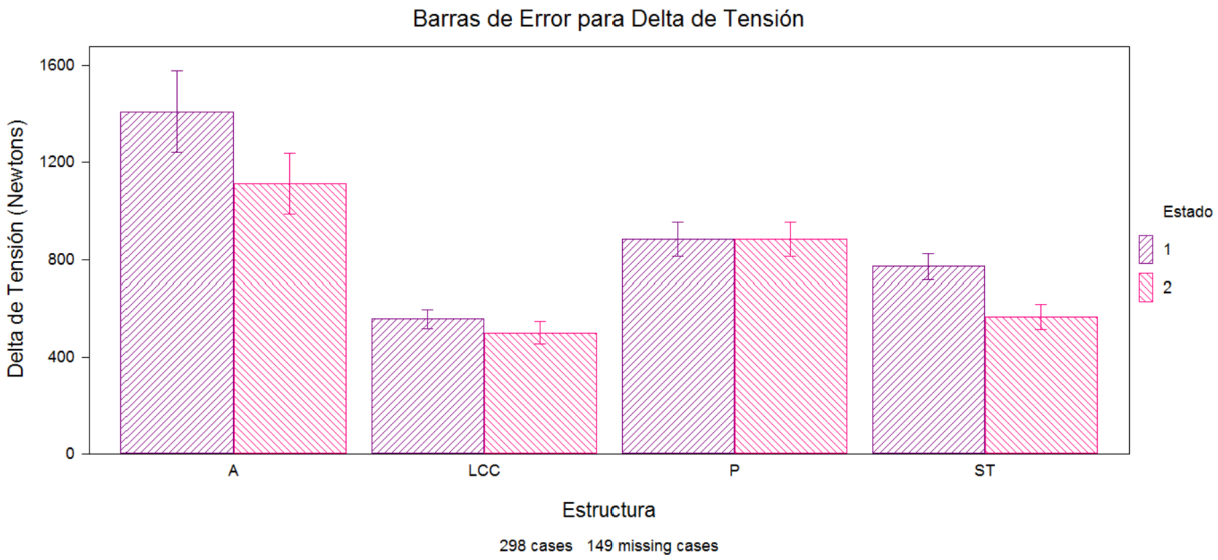


Gráfico 1: Barras de error de medias de delta de tensión para estado por estructura

La gráfica muestra la poca variación entre el estado fresco y conservado para el delta de tensión, siendo la mayor tensión para el tendón de Aquiles fresco y la menor para el Ligamento Cruzado Craneal conservado.

1 = estado fresco, 2 = estado conservado; Estructura A = Tendón de Aquiles, LCC = Ligamento Cruzado Craneal, P = Tendón Patelar y ST = Ligamento Sacrotuberoso).

La variación del delta de tensión para la ruptura parcial y total, según el estado fresco o conservado fue significativa, demostrando mayor tensión las estructuras frescas en el momento de ruptura parcial (Gráfico 2).

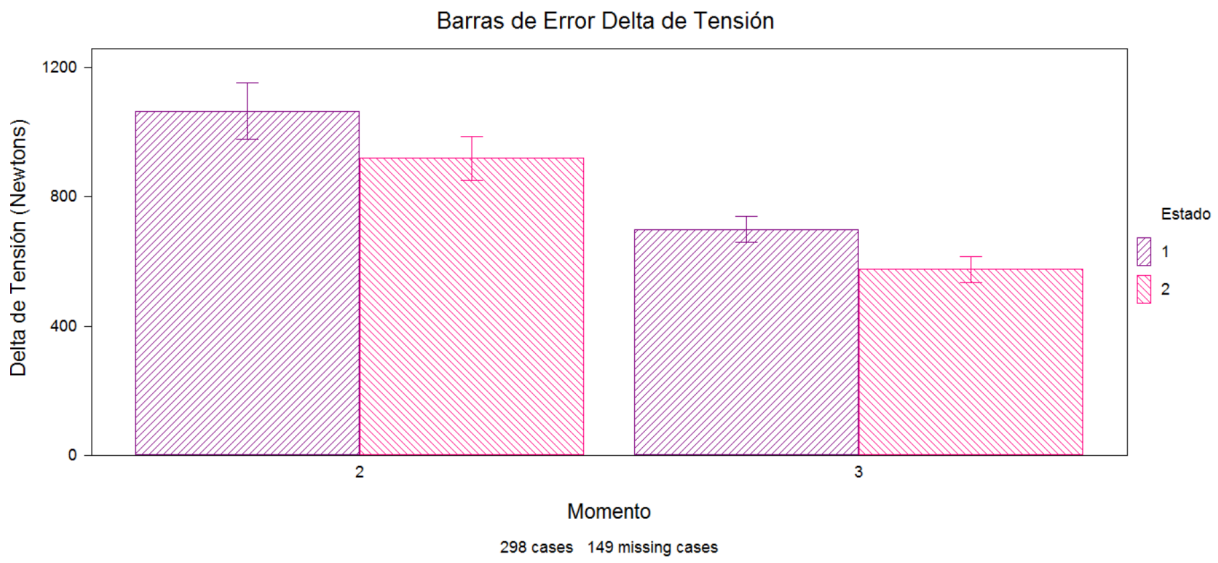


Gráfico 2: Barras de Error de medias de Delta de Tensión para Momento por Estado

La gráfica muestra la comparación entre el estado y el momento para el delta de tensión, siendo la mayor tensión para el estado fresco (1) en ruptura parcial y la menor para el estado conservado (2) en ruptura total.

Posterior a la transformación de los datos con logaritmo natural, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en el delta de tensión para estado, estructura y momento, P=0.00, lo que indica que los tratamientos se ven afectados por la naturaleza de las variables. La homogeneidad de los datos para la variable delta de tensión se comprueba con un coeficiente de variación (CV) de 9.13%

4.3.1 Prueba de Tukey

Se compararon las medias de delta de tesión por estado, en la cual se evidenciaron dos grupos estadisticamente diferentes. De manera similar ocurrió para la variable momento, comprobando asi, que el estado fresco presentó un comportamiento diferente frente al estado conservado y la ruptura parcial fue obviamente diferente a la ruptura total.

El delta de tensión para la variable estructura, agrupó en primer lugar al tendón de Aquiles y patelar, arrojando las medias más altas, y en segundo lugar al ligamento sacrotuberoso y al ligamento cruzado craneal. De esta manera se comprueba que hay diferencias significativas entre los grupos según la estructura.

Finalmente la comparación entre estructura y momento para delta de tensión arrojó tres grupos diferentes siendo el de media mayor el tendón de aquiles en su ruptura parcial, seguido por el tendón patelar en su ruptura parcial y el resto de estructuras tanto en estado fresco como conservado integran el tercer grupo con medias similares, siendo el ligamento cruzado craneal el que presentó menor tensión a la ruptura parcial.

4.4 Elongación

La siguiente tabla (tabla 3) expone las medias de elongación (sin transformación) de ruptura parcial y ruptura total para las estructuras estudiadas en estado fresco y conservado. La media del ligamento cruzado craneal fresco fue de 9.26mm para ruptura parcial y de 18.58mm para ruptura total y los datos de las medias obtenidos posconservación fueron 9.80mm para ruptura parcial y 19.45mm para ruptura total.

Estructura	Estado	Elongación (mm) / Error Estándar (EE)			
		Ruptura Parcial	EE	Ruptura Total	EE
LCCr	Fresco (n=19)	9.26	+/- 0.9	18.58	+/- 1.2
LCCr	Conservado (n=20)	9.80	+/- 0.8	19.45	+/- 1.3
ST	Fresco (n=20)	13.02	+/- 0.8	23.10	+/- 1.3
ST	Conservado (n=20)	12.48	+/- 1.1	23.10	+/- 1.3
P	Fresco (n=18)	16.79	+/- 1.5	28.06	+/- 1.5
P	Conservado (n=20)	15.10	+/- 1.1	24.85	+/- 0.9
A	Fresco (n=16)	26.31	+/- 2.7	35.43	+/- 2.3

A	Conservado (n=16)	30.49	+/- 1.6	37.49	+/- 1.9

Tabla 4: Medias de delta de tensión y elongación (sin transformación) de ruptura parcial y ruptura total, para las estructuras estudiadas en estado fresco y conservado.

LCCr: Ligamento Cruzado Craneal; ST: Sacrtotuberoso; P: Patelar; A: Aquiles

Se observó que las medias de la estructura que presentó mayor similitud a las elongaciones de ruptura parcial y total del ligamento cruzado craneal fresco y conservado fue el ligamento sacrotuberoso con una media de 13.02mm para ruptura parcial y 23.10 para ruptura total en estadro fresco y de 12.48mm para ruptura parcial y 23.10mm para ruptura total en estado conservado.

Al analizar las medias de elongación según el estado fresco y conservado, se observa que la variación de los datos para la ruptura es escasa, en cualquiera de las estructuras estudiadas (Gráfico 3).

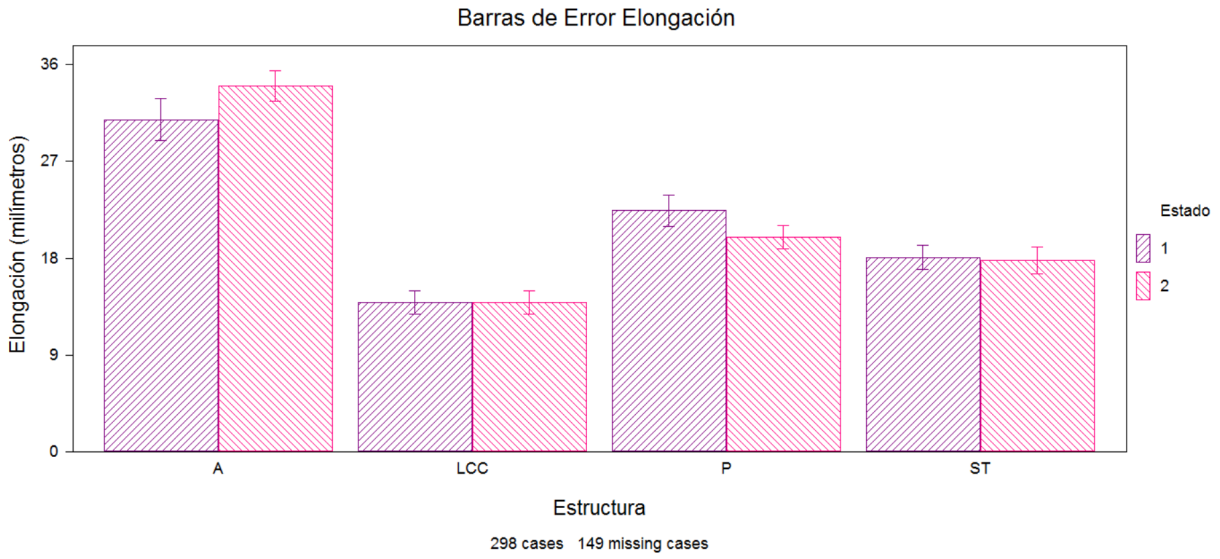


Gráfico 3: Barras de Erros para Elongación por estructura por estado

La gráfica muestra la poca variación entre el estado fresco y conservado para la elongación independiente para cada estructura, siendo la mayor elongación la del tendón de Aquiles y la menor para el Ligamento Cruzado Craneal.

1= estado fresco, 2= estado conservado; Estructura A= Tendón de Aquiles, LCC= Ligamento Cruzado Craneal, P= Tendón Patelar y ST = Ligamento Sacrotuberoso).

La variación de la elongación para la ruptura parcial y total, según el estado fresco o conservado fue significativa, demostrando mayor elongación evidentemente en la ruptura total, teniendo poca variación por el estado según el momento.

Posterior a la transformación de los datos con logaritmo natural, se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en la elongación estructura y momento, P=0.00; para el estado, se encontró que no hay diferencias significativas, P=0.90. Con lo cual se deduce que la elongación no se afecta por la conservación en glicerina al 98%. El coeficiente de variación para la elongación correspondió a 10.56%.

4.4.1 Prueba de Tukey

Para la elongación, la comparación entre estado y estructura, evidenció cuatro grupos diferentes con una media superior (1.5320 mm) para el tendón de aquiles en estado conservado y la menor (1.1267mm) para el ligamento cruzado craneal conservado.

La comparación entre estado y momento, arrojó dos grupos diferentes. El grupo A, conformado por la ruptura total para estado fresco y conservado con medias de 1.4118mm y 1.4053mm respectivamente y el grupo B compuesto por la ruptura parcial, en estado conservado y fresco con medias de 1.1871mm y 1.1843mm.

Por último, la comparación entre estructura y momento, evidenció cuatro grupos diferentes conformados de mayor a menor por el tendón de aquiles en su ruptura total

con una media de 1.5629mm seguido por el tendón de aquiles en su ruptura parcial, el tendón patelar y el sacrotuberoso en sus rupturas totales con medias de 1.4468mm, 1.4296mm y 1.3697mm respectivamente. El siguiente grupo, compuesto por el ligamento cruzado craneal en su ruptura total, el patelar y el sacrotuberoso en sus rupturas parciales con medias de 1.2721mm, 1.2000mm y 1.1114mm respectivamente y finalmente el ligamento cruzado craneal en su ruptura parcial con una media de 0.9846mm.

4.5 Curvas de Tensión - Elongación

Las gráficas 4, 5, 6 y 7 muestran las curva de tensión - elongación según la estructura y de acuerdo a la ruptura parcial y ruptura total por el estado. La gráfica 8 muestra curvas de tensión por elongación que compara las cuatro estructuras evaluadas (ligamento cruzado craneal, tendón patelar, ligamento sacrotuberoso y tendón patelar) en estado fresco y en estado conservado, en total ocho curvas donde se evidencian las diferencias obtenidas en los datos registrados en la tabla 2 y 3.

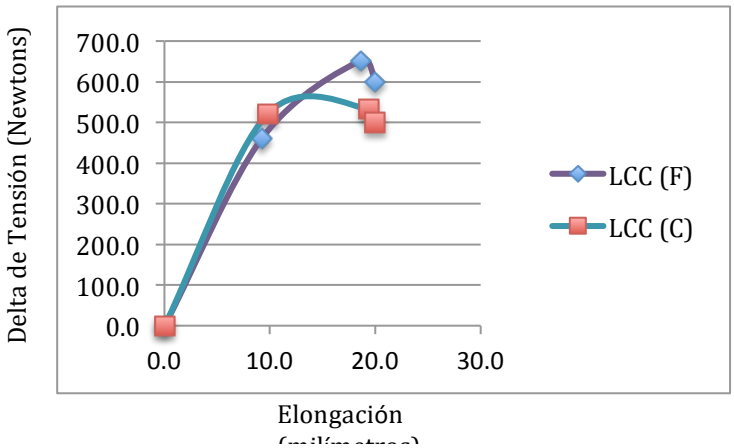


Gráfico 4: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de ligamento cruzado craneal (LCC) fresco (F) y conservado (C)

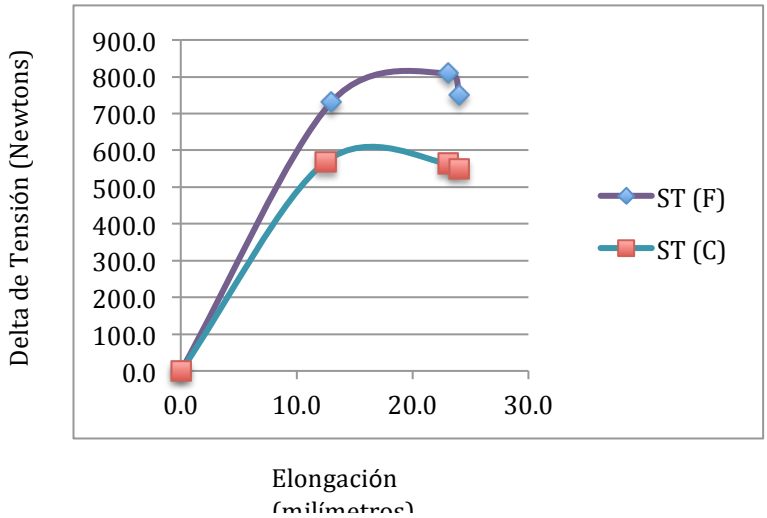


Gráfico 5: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de ligamento sacrotuberoso (ST) fresco (F) y conservado (C).

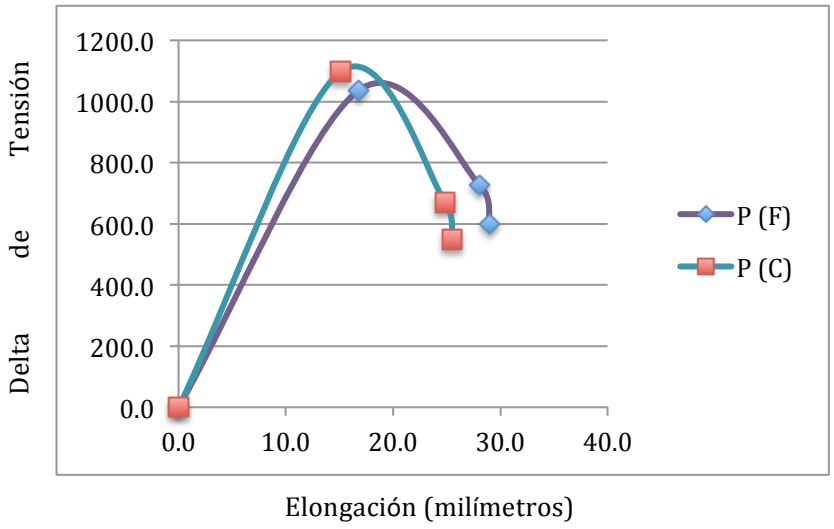


Gráfico 6: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de tendón patelar (P) fresco (F) y conservado (C)

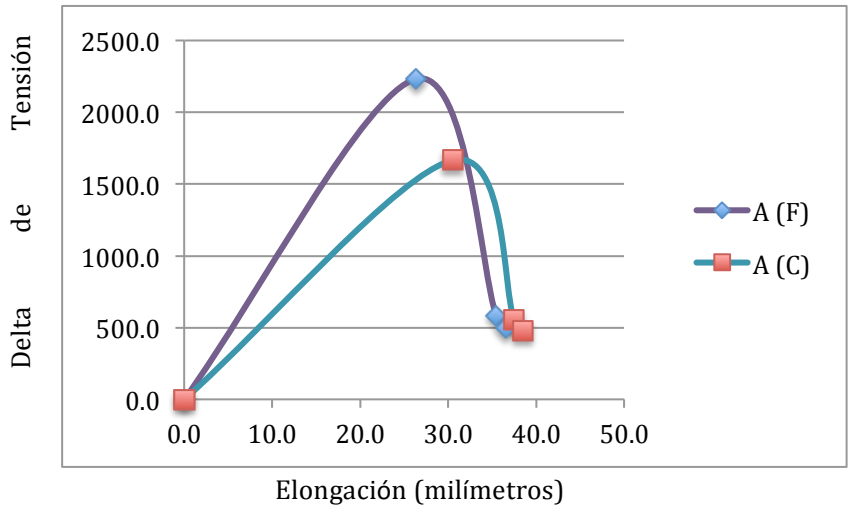


Gráfico 7: Curva de tensión-elongación comparativa para las medias de tendón de Aquiles (A) fresco (F) y conservado (C)

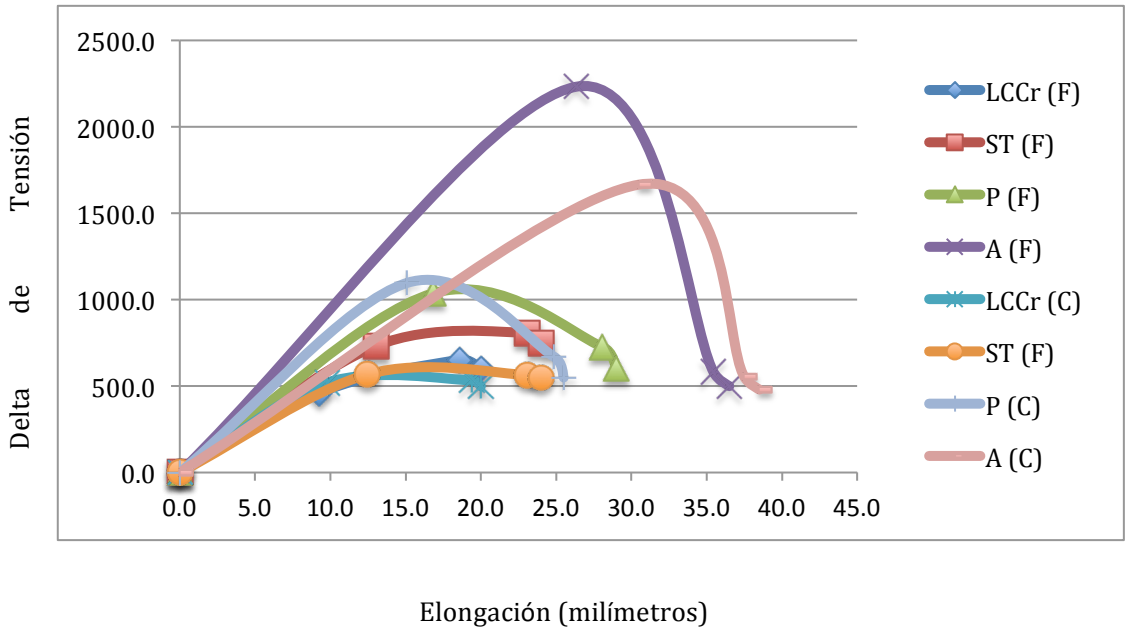


Gráfico 8: Comparación de medias para delta de tensión por elongación para las estructuras en fresco y conservado.

La gráfica muestra las curvas generadas por los datos registrados en el delta de tensión y elongación para el ligamento cruzado craneal fresco (LCC(F)) y conservado (LCC(C)),

el ligamento sacrotuberoso fresco (ST(F)) y conservado (ST(C)), el tendón patelar fresco (P(F)) y conservado (P(C)) y tendón de Aquiles (A(F)) y conservado (A(C)). En donde se observa que la elongación se comporta de manera similar para el estado fresco y conservado, lo cual se comprueba con el modelo estadístico el cual arroja un P=0.90.

5 DISCUSIÓN

Las estructuras preservadas por 60 días, post hidratación, conservaron sus características macroscópicas, por lo cual se infiere que el proceso de rehidratación es necesaria e indispensable, a pesar de la conservación en glicerina al 98%, para restablecer las propiedades maleables y de fácil manipulación en la búsqueda de la implantación de un aloinjerto tendinoso o ligamentoso exitoso, aproximándose a las funciones de la estructura original. Lo anterior coincide con los resultados obtenidos por (Rabelo et al., 2004; Saegeman et al., 2008). El tiempo de rehidratación en este estudio

fue de 24 horas, el cual se consideró suficiente para devolver a las estructuras una textura similar a la original, sin embargo (L. L. Oliveira et al., 2009; Salbego et al., 2007) reportan que el tiempo adecuado para la conservación tisular con glicerina al 98% debe ser de 30 días y el tiempo de rehidratación se puede limitar a 20 minutos, se sugiere una comparación de los mismos para futuras investigaciones.

La selección de las piezas de sujeción fue desafiante debido a la condición viscoelástica de las estructuras estudiadas, sin embargo, se logró conseguir un mecanismo por el cual se mantuvieran sujetas durante el ensayo biomecánico dando resultados efectivos en la mayoría de las estructuras, pese a esto, el tamaño de la estructura y su condición húmeda y elástica fueron factores predisponentes para la perdida de unidades. Pioletti y colaboradores afirman que es necesario el desarrollo de piezas y métodos de sujeción precisas para evitar que las mismas se resbalen y alteren los resultados durante el ensayo biomecánico (D Pioletti et al., 1999).

Las propiedades biomecánicas de un tejido se modifican al preservarse en glicerina. Si bien, los valores de tensión bajo conservación disminuyeron, los valores de la elongación se mantuvieron similares para este estudio, y se infiere que proporcionan un estado adecuado para su utilización como aloinjero. Lo anterior se soporta en el estudio que realizó Oliveira y colaboradores, al implantar un aloinjerto conservado como reemplazo de LCCr y mantener la estabilidad articular 120 días después de la implantación (S. de Oliveira et al., 2003); mostrando el efecto positivo de la glicerina. Sin embargo, en la literatura consultada no se encontró información pertinente acerca de la preservación de la elongación para aportar a este hallazgo.

El ligamento cruzado craneal en estado conservado fue el que presentó la mínima elongación y tensión para la ruptura parcial y total. El tendón de aquiles en fresco presentó la tensión y elongación más alta para ruptura parcial y ruptura total. Esto se debe a la estructura anatómica específica y a que la función que cumplen en el organismo varía considerablemente; el LCCr brinda estabilidad a la articulación femorotibiopatelar (Corr, 2009) y soporta cargas tensiles menores, el tendón de aquiles por el contrario, debe soportar cargas de alta magnitud (Wang, 2006) y adicionalmente su sección de área transversal es superior, comparándola con la del LCCr.

El LCCr tanto fresco como conservado presentó la menor tensión y elongación para la ruptura parcial y total, seguido por y estadísticamente similar al ligamento sacrotuberoso, lo que india que éste demostró tener características tensiles similares al LCCr. Por lo anterior, se puede considerar como una estructura sustituta, sin embargo en la literatura consultada no se encuentra información al respecto, pero se soporta esta premisa con base a los afirmado por varios autores quienes reportan que el sustituto ideal para el LCCr debe ser un ligamento que conserve las características tensiles (Duenwald et al., 2009; Minguet et al., 1994).

El ligamento cruzado craneal presentó los valores más bajos para elongación y tensión en ruptura parcial y total con respecto a las demás estructuras evaluadas en fresco. De acuerdo a varios autores, las propiedades biomecánicas de LCCr juegan un papel importante en la estabilidad articular, motivo por el cual se sospecha que es un factor desencadenante para la alta casuística reportada sobre la patología asociada a su ruptura (Minguet et al., 1994; Sala & Valenti, 1994; Sanchis & Gomar, 1992; Ünsaldi et al., 2011). Adicionalmente, (Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes et al.,

2015) sugieren que la enfermedad articular degenerativa se debe a que los procedimientos quirúrgicos actuales no reemplazan todas las funciones mecánicas del ligamento cruzado craneal original.

Las mediciones en las estructuras estudiadas se realizaron aplicando una fuerza tensil paralela al eje longitudinal, resultando en una fuerza tensil final de 1113N para el LCCr. Varios autores coinciden, al afirmar que la fuerza tensil final varía de acuerdo al ángulo y dirección en que se ejerce; Bsikup y colaboradores describen que en beagles sanos la fuerza tensil final fue similar a la obtenida en el presente estudio, siendo de 1,181 N en un ángulo de 0º, 454 N a 45º y 428 N a 90º (Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes et al., 2015). Asimismo, Winfield y colaboradores reportaron una variación en la fuerza tensil final al ejercerla en dirección craneal y a 130º, dando 2130 N, en contraste con los 1738 N a la ruptura del ligamento al ejercer la tensión paralela su eje longitudinal para caninos de raza Rottweiler y 1799 N y 1781 N para la raza Greyhound (Wingfield & Amis, 2000). Con lo cual se afirma que las propiedades biomecánicas del LCCr no son afectadas únicamente por fuerzas longitudinales, sino también por otros ángulos y direcciones. En los estudios mencionados, la tensión de los ligamentos cruzados craneales fue medida conservando su estructura òsea, lo cual también puede influir en los valores obtenidos.

La pérdida en el valor de elongación del ligamento sacrotuberoso conservado, se debió posiblemente a la reducida sección de área transversal, en comparación con las otras estructuras. No obstante, se debe considerar como aloinjerto y no como autoinjerto debido a su posición anatómica, la cual proporciona características de sostén para el sacro con respecto al ilion y a la última vértebra lumbar y hace parte del diafragma

pélvico (Sisson & Grossman, 2002) por lo que su extracción podría conllevar a alteraciones anatómicas y/o biomecánicas además de causar un aumento en la morbilidad del paciente pues el abordaje es amplio y profundo.

El tendón de Aquiles presentó la tensión y elongación más alta tanto en estado fresco como conservado en este estudio. De acuerdo a lo reportado por (Alam et al., 2013), en humanos se utiliza extensamente para reconstrucción ligamentosa y tendinosa por su efectiva fuerza mecánica, sin embargo, en medicina veterinaria su utilización es escasa, probablemente debido a sus componentes estructurales que no se acoplan al tamaño articular de la rodilla.

Los ligamentos y tendones estudiados presentaron diferencias estadísticas respecto a la ruptura parcial y total para el estado fresco o conservado en glicerina al 98% y al realizar las múltiples comparaciones, se pudo determinar que la estructura se vio afectada de acuerdo momento en que se realizó la medición para tensión y elongación. Lo anterior indica que la conservación de los tejidos altera las propiedades biomecánicas pero el reemplazo por una de las estructuras con tensiones y elongaciones superiores pueden ser efectivas para la sustitución del LCCr, como lo reporta (S. de Oliveira et al., 2003).

6 CONCLUSIONES

La media de la fuerza tensil y elongación final para el LCCr fresco fue de 1113 N y 21.74mm respectivamente y de 1053 N y 23.89mm en el LCCr conservado. Así mismo la media del delta de tensión para ruptura total en el LCCr fresco fue de 651.89N con una media de elongación de 18.58mm. La estructura bajo conservación arrojó una media de delta de tensión para ruptura total de 506.07N con una media de elongación de 19.45mm.

El estado de conservación afectó la tensión pero no la elongación de los tendones y ligamentos evaluados, las estructuras también se comportaron de manera diferente con

una alta variación de tensiones entre las mismas y la ruptura parcial y total también fue diferente para los grupos de estudio.

El ligamento sacrotuberoso fue la estructura que presentó propiedades biomecánicas similares a las del ligamento cruzado craneal y se considera el ideal para su reemplazo como aloinjerto.

En esta fase de la investigación se buscó implementar un dispositivo para la estandarización de medición y cálculo de tensión y elongación para encontrar la estructura que presentara similitudes al ligamento cruzado craneal, en una próxima etapa se tendrá en considerará el área de sección transversal y los diferentes ángulos y direcciones a los que se ejerza la tensión para así obtener resultados más cercanos al funcionamiento fisiológico biomecánico del LCCr.

El estado no tuvo ningún efecto sobre las estructuras ni los momentos de medición para la tensión y la elongación. La única interacción que ocurrió en este estudio, tanto para delta de tensión como para elongación fue la estructura por momento.

7 RECOMENDACIONES

En la literatura consultada no se encontró información acerca de la utilización del ligamento sacrotuberoso en ningún ámbito, sin embargo, debido a su similitud con el LCCr se sugiere realizar pruebas teniendo en cuenta el área de sección transversal y evaluar si es posible la utilización de una sola estructura sacrotuberosa o varias trenzadas.

Según la literatura consultada, la estructura que debe reemplazar el LCCr debe ser aquella que presente características similares a este, sin embargo, una estructura que presenta una fuerza tensil final superior a cualquier otra estructura estudiada como es el caso del tendón de aquiles, puede tener beneficios a largo plazo, por lo tanto se hace pertinente realizar estudios comparativos con fragmentos del mismo aptos para reemplazo y comparar nuevamente la fuerza tensil y elongación.

En los estudios consultados acerca de la glicerina como conservante tisular, no se encuentra información específica referente al volumen o proporción adecuada para una preservación tisular eficaz, tampoco aclara tiempos específicos de conservación ni rehidratación, por cual, se indica realizar estudios al respecto.

8 LISTA DE REFERENCIAS

Aguado, X. (n.d.). Deformación de los Tejidos. Retrieved July 20, 2015, from https://www.uclm.es/profesorado/xaguado/ASIGNATURAS/BMD/4-Apuntes/Clase209.pdf

Alam, M. R., Gordon, W. J., Heo, S. Y., Lee, K. C., Kim, N. S., Kim, M. S., & Lee, H. B. (2013). Augmentation of ruptured tendon using fresh frozen Achilles tendon allograft in two dogs : a case report. *Veterinarni Medicina*, *58*(1), 50–55.

Amendola, A., & Stolley, M. P. (2009). What Do We Really Know About Allografts? *Clinics in Sports Medicine*, *28*(2), 215–222. http://doi.org/10.1016/j.csm.2008.10.002

Aragon, C. L., & Budsberg, S. C. (2005). Applications of evidence-based medicine: Cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Veterinary Surgery*, *34*(2), 93–98. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2005.00016.x

Auer, J., & Stick, J. (2012). Diagnosis and Management of Tendon and Ligament Disorders. In *Equine Surgery* (Fourth, pp. 1157–1177). Elsevier Ltd.

Baxter, G. (2011). Tendon and Ligament Injuries and Disease. In *Lameness in Horses* (Sixth Edit, pp. 927–937). Chichester: Wiley-Blackwell.

Biuk, E., Zelic, Z., Rapan, S., Curic, G., Biuk, D., & Radic, R. (2015). Analysis of biomechanical properties of patellar ligament graft and quadruple hamstring tendon graft. *Injury*, *46*, 14–17. http://doi.org/10.1016/j.injury.2015.10.040

Burgess, R., Elder, S., Mclaughlin, R., & Constable, P. (2010). In vitro biomechanical evaluation and comparison of fiberwire, fibertape, orthofiber, and nylon leader line for potential use during extraarticular stabilization of canine cruciate deficient stifles. *Veterinary Surgery*, *39*(2), 208–215. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00637.x

Cabrales, K., & Hurtado, M. (2010). *Manual de Procedimientos terapéutico quirúrgicos de la articulacón de la rodilla en perros y elaboración de un CD interactivo*. Universidad Nacional Autónoma de México.

Canapp, S. O. (2007). The Canine Stifle. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, *22*(4), 195–205. http://doi.org/10.1053/j.ctsap.2007.09.008

Carobbi, B., & Ness, M. G. (2009). Preliminary study evaluating tests used to diagnose canine cranial cruciate ligament failure. *Journal of Small Animal Practice*, *50*(5), 224–226. http://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2008.00723.x

Castro, J., Ivancovichi, J., & Victoria, J. (2010). Técnicas Quirúrgicas que modifican la biomecánica de la rodilla, usadas en la ruptura de ligamento cruzado craneal del perro. *RevVet Vanguardia*, (Julio 3).

Chico, A. (1997). Alteraciones meniscales y meniscectomía en casos de rotura de ligamentos cruzados. *Avepal*, *17*(3).

Cook, J. L. (2010). Cranial cruciate ligament disease in dogs: Biology versus biomechanics. *Veterinary Surgery*, *39*(3), 270–277. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00653.x

Corr, S. (2009). Decision making in the management cruciate disease in dogs. *In Practice*, *31*, 164–172.

Davarinos, N., O'Neill, B. J., & Curtin, W. (2014). A Brief History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Advances in Orthopedic Surgery*, *2014*, 1–6. http://doi.org/10.1155/2014/706042

de Oliveira, S., Raiser, A., Guedes, A., Alves, S., Goncales, G., Mazzanti, A., … Silva, T. (2003). Reparação do ligamento cruzado cranial de cães por tendão homólogo conservado em glicerina e associado a fio de náilon. *Ciência Rural*, *33*(4), 717–723. http://doi.org/10.1590/S0103-84782003000400021

de Rooster, H. (2001). *Cranial Cruciate Ligament Disease in the Dog: Contributions To Etiology, Diagnosis and Treatment*.

Dorlot, J. M., Ait Ba Sidi, M., Tremblay, G. M., & Drouin, G. (1980). Load elongation behavior of the canine anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*, *102*(3), 190. http://doi.org/10.1115/1.3149572

Duenwald, S. E., Vanderby, R., & Lakes, R. S. (2009). Viscoelastic relaxation and recovery of tendon. *Annals of Biomedical Engineering*, *37*(6), 1131–1140. http://doi.org/10.1007/s10439-009-9687-0

Duerr, F. M., Duncan, C. G., Savicky, R. S., Park, R. D., Egger, E. L., & Palmer, R. H. (2008). Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Veterinary Surgery*, *37*(1), 49–62. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00348.x

Fischer, C. (2014). Rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Revista CES Medicina Veterinaria Y Zootecnia*, *9*(2).

Forriol, F., Maestro, A., & Martin, V. J. (2008). El Ligamento cruzado anterior:

Morfologia y funcion. *Trauma*, *19*(SUPPL. 1), 7–18.

Fossum, T. (2009). *Small Animal Surgery Textbook* (Third Edit). USA: Elsevier.

Fu, F., Bennett, C., Lattermann, C., & Ma, B. (1999). Tendencias Actuales en la Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior. *American Journal of Sports Medicine*, *27*, 1–8.

Gibbons, M. J., & Bartolozzi, A. R. (1992). Anterior cruciate ligament reconstruction using allografts: A review of the important issues. *Operative Techniques in Orthopaedics*, *2*(2), 76–85. http://doi.org/10.1016/S1048-6666(06)80090-X

Guimarães Da Silva, R. M., Matera, J. M., & Ribeiro, A. A. C. M. (2004). Preservation of cadavers for surgical technique training. *Veterinary Surgery*, *33*(6), 606–608. http://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2004.04083.x

Gupta, B., Subramanian, K., Brinker, W., & et al. (1971). Tensile Strength of canine cranial cruciate ligaments. *American Journal or Veterinary Research*, *32*, 183–190.

Han, H. S., Seong, S. C., Lee, S., & Lee, M. C. (2008). Anterior cruciate ligament reconstruction: Quadriceps versus patellar autograft. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *466*(1), 198–204. http://doi.org/10.1007/s11999-007-0015-4

https://es.oxforddictionaries.com/definicion/dinamometro. (2016).

Jeffery J Bsikup, Daniel G Baogh, Kevin H Haynes, A. L. F., Dvm, M. G. C., & D, P. (2015). Mechanical strength of four allofraft fixation techniques for ruptured cranial cruciate ligament repair in dogs. *Ajvr*, *76*(5), 411–419. http://doi.org/10.2460/ajvr.76.5.411

Jiang, W., Gao, S., Li, K.-H., Luo, L., Li, Y.-S., Luo, W., & Lei, G. (2012). Impact of Partial and complete rupture of anterior cruciate ligament on medial meniscus: A cadavaric study. *Indian Journal of Orthopaedics*, *46*(5), 514–9.

http://doi.org/10.4103/0019-5413.101040

Johnson, J., Austin, C., & Breur, G. (1994). Incidence of canine apendicular muscul o skeletal disorders in 16 veterinary teaching. *Vet Comp Orthop Trauma*, *7*(56).

Jones, K. (1963). Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surgery, 45,* 926-932.

Khoo, T. L., Halim, A. S., Saad, A. Z. M., & Dorai, A. A. (2010). The application of glycerol-preserved skin allograft in the treatment of burn injuries: An analysis based on indications. *Burns*, *36*(6), 897–904. http://doi.org/10.1016/j.burns.2009.03.007

Kowaleski, M. P., Apelt, D., Mattoon, J. S., & Litsky, A. S. (2005). The effect of tibial plateau leveling osteotomy position on cranial tibial subluxation: An in vitro study. *Veterinary Surgery*, *34*(4), 332–336. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2005.00051.x

Kunkel, K. A. R., Basinger, R. R., Suber, J. T., & Gerard, P. D. (2009). Evaluation of a transcondylar toggle system for stabilization of the cranial cruciate deficient stifle in small dogs and cats. *Veterinary Surgery*, *38*(8), 975–982. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00563.x

Lopez, M., Spencer, N., Casey, J., & Monroe, W. (2007). Biomechanical Characteristics of an Implant Used to Secure Semitendinosus-gracilis TendonGrafts in a canine model of extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. *Veterinary Surgery*, *36*(6), 599–604.

McKee, W., & Cook, J. (2006). The Stifle. In *BSAVA Manual of Canine and Feline Musculoskeletal Disorders* (pp. 350–367).

Minguet, J., Gomar, F., & Saenz, F. (1994). Aloinjertos y autoinjertos de ligamento

cruzado anterior de la rodilla . *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, (1), 275–287.

Muir, P. (2011). *Avances en el ligamento cruzado anterior canino*. (P. Muir, Ed.) (First edit). Wiley-Blackwell.

Nordin, M., & Frankel, V. (2013). Biomecánica de los Tendones y Ligamentos. In *Bases Biomecánicas del Sistema Musculoesquelético* (Cuarta, p. 712). España: Lippincot Williams and Wilkins.

Nourissat, G., Berenbaum, F., & Duprez, D. (2015). Tendon injury: from biology to tendon repair. *Nature Reviews. Rheumatology*, *11*(4), 223–233. http://doi.org/10.1038/nrrheum.2015.26

Oliveira, L. L., Souza, D. B. De, Abílio, E. J., & Carvalho, E. C. De. (2009). Métodos de preservação de membranas biológicas para uso cirúrgico. *Jornal Brasileiro de Ciência Animal*, *2*(3), 175–188.

Pigossi, N. (1967). *Glicerina na conservacao dura mater*.

Pioletti, D., & Rakotomanana, L. (2000). On the independence of time and strain effects in the stress relaxation of ligaments and tendons. *Journal of Biomechanics*, *33*(12), 1729–1732. http://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00128-7

Pioletti, D., Rakotomanana, L., & Leyvraz, P. (1999). Strain rate effect on the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament-bone complex. *Medical Engineering & Physics*, *21*(2), 95–100. http://doi.org/S1350453399000284 [pii]

Posada-Duque, J. A., & Cardona-Alzate, C. A. (2010). Análisis de la refinación de glicerina obtenida como coproducto en la producción de biodiesel. *Ingenieria Y Universidad*, *14*(1), 9–28.

Rabelo, R., Tavares, G., Paulo, N., Franco de Silva, L., Damasceno, D., Andrade, M.,

… Trinade, B. (2004). CARACTERÍSTICAS FÍSICAS E MICROBIOLÓGICAS DO CENTRO TENDÍNEO DIAFRAGMÁTICO BOVINO CONSERVADO EM GLICERINA A 98 % E NO GLUTARALDEÍDO A 4 %. *Ciencia Animal Brasileira*, *5*(4), 229–238.

Raiser, A., Graca, D., Pippi, N., Zinn, L., Silveira, D., Bordin, A., … Da Silveira, A. (2001). HOMOIMPLANTE ORTOTÓPICO DE TENDÃO CALCÂNEO EM CÃES . *Ciência Rural*, *31*(1), 89–94.

Raygoza, J. J. (2005). *Sistema electrónico para el análisis y rehabilitación de lesiones en el ligamento cruzado anterior*. Universidad Autonoma de Madrid.

Reif, U., & Probst, C. W. (2003). Comparison of tibial plateau angles in normal and cranial cruciate deficient stifles of Labrador retrievers. *Veterinary Surgery*, *32*(4), 385–389. http://doi.org/10.1053/jvet.2003.50047

Robi, K., Jakob, N., & Matevz, K. (2013). The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes. In *Current Issues in Sports and Exercise Medicine* (pp. 43–86). http://doi.org/10.5772/54234

Rodríguez Quirós, J., Jiménez Socorro, A., & San Román Ascaso, Fidel Guerrero, T. (2008). Rotura de ligamento cruzado anterior en el perro: signos clínicos, diagnóstico y tratamiento. *Canis et Felis*, *95*, 6–27.

Roush, J. K. (2001). Hind limb lameness in the mature dog. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*, *31*(1), 125–141, vi. http://doi.org/10.1016/S0195-5616(01)50041-8

Saegeman, V. S. M., Ectors, N. L., Lismont, D., Verduyckt, B., & Verhaegen, J. (2008). Short- and long-term bacterial inhibiting effect of high concentrations of glycerol used in the preservation of skin allografts. *Burns*, *34*(2), 205–211.

http://doi.org/10.1016/j.burns.2007.02.009

Sala, D., & Valenti, J. (1994). Propiedades mecánicas del ligamento cruzado anterior y el tendón rotuliano empleado como autoinjerto y aloinjerto . Estudio en ovejas. *Rev Esp Cir Osteoart*, *29*, 9–13.

Salbego, F. Z., Raiser, A. G., Mazzanti, A., Pippi, N. L., Graça, D. L., Souza, S. F. De, … Santos, R. P. Dos. (2007). Susbtituição do ligamento cruzado cranial por segmento teno-ósseo homólogo conservado em glicerina a 98%: estudo experimental em cães. *Ciência Rural*, *37*, 438–442. http://doi.org/10.1590/S0103-84782007000200022

Sanchis, V., & Gomar, F. (1992). Descriptive and Functional Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. Clinical and Surgical Implications. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, *27*, 33–42.

Sanjuan, R., Jiménez, P., Gil, E., Sánchez, R., & Fenollosa, J. (2005). Biomecánica de la rodilla Biomechanics of the knee. *Patología Del Aparato …*, *3*(3), 189–200. Retrieved from https://www.fundacionmapfre.org/fundacion/pt/images/vol03-n3-art7-biomecanica-rodilla_tcm185-5158.PDF

Sepúlveda, M., Meneses, P., & Wevar, O. (2011). Transplante de Tejidos Músculo Esqueléticos. In *Guías Clínicas, Sociedad Chilena de Transplante* (pp. 637–665).

Shahar, R., & Milgram, J. (2006). Biomechanics of tibial plateau leveling of the canine cruciate-deficient stifle joint: A theoretical model. *Veterinary Surgery*, *35*(2), 144–149. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2006.00125.x

Sisson, S., & Grossman, J. (2002). *Anatomia de los Animales Domésticos*. (R. Getty, Ed.). Barcelona: Elsevier.

Snow, L. A., White, R., Gustafson, S., Xie, L., Hosgood, G., Monroe, W. T., … Lopez,

M. J. (2010). Ex vivo comparison of three surgical techniques to stabilize canine cranial cruciate ligament deficient stifles. *Veterinary Surgery*, *39*(2), 195–207. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00635.x

Thiel, W. (2002). Ergänzung für die Konservierung ganzer Leichen Allgemeine Leichenkonservierung. *Annals of Anatomy*, *184*(1987), 267–269. http://doi.org/10.1016/S0940-9602(02)80121-2

Thieman, K. M., Pozzi, A., Ling, H. Y., Lewis, D. D., & Horodyski, M. (2009). Contact mechanics of simulated meniscal tears in cadaveric canine stifles. *Veterinary Surgery*, *38*(7), 803–810. http://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00571.x

Tibor, L. M., Long, J. L., Schilling, P. L., Lilly, R. J., Carpenter, J. E., & Miller, B. S. (2010). Clinical Outcomes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Meta-Analysis of Autograft Versus Allograft Tissue. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, *2*(1), 56–72. http://doi.org/10.1177/1941738109347984

Ünsaldi, E., Karabulut, E., & Sagliyan, A. (2011). Experimentally Induced Cranial Cruciate Ligament Ruptures with Repair of Caudal Tibial Muscle and Evaluation of Its Outcome in Dogs. *Kafkas Univ Vet Fak Derg*, *17*(2), 243–250.

Veloso, M., Tadeo, J. A., Driemeier, D., Oliveira, L., Castro, C., Ventura, E., … Hatskevicks, L. (2002). TRAQUEOPLASTIA EM CÃES COM PERICÁRDIO EQUINO CONSERVADO EM GLICERINA POR UM PERÍODO DE 11 ANOS. *Revista de FZVA Uruguainia*, *9*(1), 133–142.

Verstraete, M. A., Van Der Straeten, C., De Lepeleere, B., Opsomer, G. J., Van Hoof, T., & Victor, J. (2015). Impact of drying and thiel embalming on mechanical properties of achilles tendons. *Clinical Anatomy*, *28*(8), 994–1001.

http://doi.org/10.1002/ca.22624

Vista, B., & Vista, B. (2011). Comparative study between two techniques using a glycerin in the conservation of central nervous system. *J. Morphol. Sci*, *28*(4), 280–282.

Wang, J. (2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, *39*, 1563–1582. http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.011

Warzee, C. C., Dejardin, L. M., Arnoczky, S. P., & Perry, R. L. (2001). Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: An in vitro experimental study. *Veterinary Surgery*, *30*(3), 278–286. http://doi.org/10.1053/jvet.2001.21400

Webster, D., & Werner, F. (1983). Freeze-dried flexor tendons in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *181*, 238–243.

Wilke, V. L., Conzemius, M. G., Kinghorn, B. P., Macrossan, P. E., Cai, W., & Rothschild, M. F. (2006). Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in Newfoundlands. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, *228*(1), 61–64. http://doi.org/10.2460/javma.228.1.61

Wingfield, C., & Amis, A. A. (2000). Comparison of the biomechanial properties of rottwelier and racing greyhound cranial crutiate ligaments. *Journal of Small Animal Practice*, *41*, 303–307.

Winkler, C. (2009). Evaluación de la osteotomía radial niveladora del plato tibial a través de la estimación del ángulo del plato tibial y de la fuerza de empuje tibial craneal en perros adultos. Universidad Austral del Chile.

Woo, S. L. Y., Abramowitch, S. D., Kilger, R., & Liang, R. (2006). Biomechanics of

knee ligaments: Injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*, *39*(1), 1–20. http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025

Zidan, S. M., Eleowa, S. A., Nasef, M. A., Abd-Almoktader, M. A., Elbatawy, A. M., Borhamy, A. G., … Algamal, M. R. (2015). Maximizing the safety of glycerol preserved human amniotic membrane as a biological dressing. *Burns*, *41*(7), 1498–1503. http://doi.org/10.1016/j.burns.2015.03.009

9 ANEXOS

Anexo 1: Análisis de datos. ANOVA factorial para Delta 1 (tensión) y Elongación (distancia)

Source	**DF**	**SS**	**MS**	**F**	**P**
Estado	1	0.6307	0.63069	9.56	0.0022
Estructur	3	3.9870	1.32900	20.15	0.0000
Momento	1	2.6639	2.66392	40.39	0.0000
Estado*Estructur	3	0.1771	0.05904	0.90	0.4440
Estado*Momento	1	0.0772	0.07725	1.17	0.2801
Estructur*Momento	3	5.0672	1.68905	25.61	0.0000
Estado*Estructur*Momento	3	0.2372	0.07906	1.20	0.3106
Error	282	18.5978	0.06595		
Total	297				

Note: SS are marginal (type III) sums of squares

Grand Mean 2.8138 **CV 9.13**

Analysis of Variance Table for Elongaci1

Source	**DF**	**SS**	**MS**	**F**	**P**
Estado	1	0.00024	0.00024	0.01	0.9099
Estructur	3	5.23021	1.74340	93.01	0.0004
Momento	1	3.66968	3.66968	195.77	0.0000
Estado*Estructur	3	0.08688	0.02896	1.55	0.2031
Estado*Momento	1	0.00159	0.00159	0.09	0.7708
Estructur*Momento	3	0.28773	0.09591	5.12	0.0018
Estado*Estructur*Momento	3	0.01562	0.00521	0.28	0.8414
Error	282	5.28597	0.01874		
Total	297				

Note: SS are marginal (type III) sums of squares

Grand Mean 1.2971 **CV 10.56**

Anexo 2: Comparación de datos, estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A) , estado 1 (fresco), estado 2 (conservado en glicerina 98%) y momento 1 (inicio de la medición), momento 2 (ruptura parcial), momento 3 (ruptura total).

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estado

Estado	Mean	Homogeneous Groups
1	2.8600	A
2	2.7676	B

Alpha 0.05
Critical Q Value 2.772
Error term used: Error, 282 DF
All 2 means are significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Momento

Momento	Mean	Homogeneous Groups
2	2.9088	A
3	2.7189	B

Alpha 0.05
Critical Q Value 2.772
Error term used: Error, 282 DF
All 2 means are significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estructur

Estructur	Mean	Homogeneous Groups
A	2.9632	A
P	2.8813	A
ST	2.7555	B
LCC	2.6552	B

Alpha 0.05
Critical Q Value 3.632
Error term used: Error, 282 DF
There are 2 groups (A and B) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estado*Estructur

Estado	Estructur	Mean	Homogeneous Groups
1	A	3.0107	A
2	A	2.9157	A
1	P	2.8961	A
2	P	2.8666	AB
1	ST	2.8371	ABC
1	LCC	2.6962	BCD
2	ST	2.6740	CD
2	LCC	2.6142	D

Alpha 0.05
Critical Q Value 4.285

Error term used: Error, 282 DF
There are 4 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estado*Momento

Estado	Momento	Mean	Homogeneous Groups
1	2	2.9388	A
2	2	2.8787	AB
1	3	2.7812	B
2	3	2.6565	C

Alpha 0.05
Critical Q Value 3.632
Error term used: Error, 282 DF
There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estructur*Momento

Estructur	Momento	Mean	Homogeneous Groups
A	2	3.2677	A
P	2	3.0035	B
ST	3	2.7659	C
P	3	2.7591	C
ST	2	2.7451	C
LCC	3	2.6917	C
A	3	2.6587	C
LCC	2	2.6187	C

Alpha 0.05
Critical Q Value 4.285
Error term used: Error, 282 DF
There are 3 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Delta1 for Estado*Estructur*Momento

Estado	Estructur	Momento	Mean	1,A,2	1,A,3	1,LCC,2	1,LCC,3	1,P,2
1	A	2	3.3349					
1	A	3	2.6866	0.6483*				
1	LCC	2	2.6088	0.7261*	0.0778			
1	LCC	3	2.7837	0.5512*	0.0971	0.1749		
1	P	2	2.9817	0.3531*	0.2952	0.3730*	0.1981	
1	P	3	2.8104	0.5245*	0.1238	0.2016	0.0267	0.1713
1	ST	2	2.8299	0.5050*	0.1433	0.2211	0.0462	0.1519
1	ST	3	2.8443	0.4905*	0.1578	0.2356	0.0606	0.1374
2	A	2	3.2005	0.1343	0.5140*	0.5918*	0.4168*	0.2188
2	A	3	2.6308	0.7040*	0.0557	0.0221	0.1529	0.3509*
2	LCC	2	2.6287	0.7062*	0.0579	0.0199	0.1550	

```
0.3531*
     2 LCC             3  2.5998  0.7351*  0.0868   0.0090   0.1839
0.3819*
     2 P               2  3.0253  0.3095*  0.3388*  0.4166*  0.2416
0.0436
     2 P               3  2.7078  0.6270*  0.0213   0.0991   0.0758
0.2739
     2 ST              2  2.6604  0.6744*  0.0261   0.0517   0.1232
0.3213*
     2 ST              3  2.6876  0.6473*  0.0010   0.0788   0.0961
0.2942*
Estado Estructur Momento    Mean   1,P,3   1,ST,2   1,ST,3    2,A,2
2,A,3
     1 P               3  2.8104
     1 ST              2  2.8299  0.0195
     1 ST              3  2.8443  0.0339   0.0145
     2 A               2  3.2005  0.3901*  0.3707*  0.3562*
     2 A               3  2.6308  0.1796   0.1990   0.2135   0.5697*
     2 LCC             2  2.6287  0.1817   0.2012   0.2156   0.5718*
0.0021
     2 LCC             3  2.5998  0.2106   0.2301   0.2445   0.6007*
0.0310
     2 P               2  3.0253  0.2149   0.1955   0.1810   0.1752
0.3945*
     2 P               3  2.7078  0.1026   0.1220   0.1365   0.4927*
0.0770
     2 ST              2  2.6604  0.1500   0.1694   0.1839   0.5401*
0.0296
     2 ST              3  2.6876  0.1228   0.1423   0.1568   0.5130*
0.0567
Estado Estructur Momento    Mean 2,LCC,2  2,LCC,3    2,P,2    2,P,3
2,ST,2
     2 LCC             2  2.6287
     2 LCC             3  2.5998  0.0289
     2 P               2  3.0253  0.3966*  0.4255*
     2 P               3  2.7078  0.0792   0.1081   0.3175*
     2 ST              2  2.6604  0.0318   0.0607   0.3649*  0.0474
     2 ST              3  2.6876  0.0589   0.0878   0.3378*  0.0203
0.0271

Alpha             0.05
Critical Q Value  4.843
Error term used: Error, 282 DF
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Estado

Estado	Mean	Homogeneous Groups
1	1.2980	A
2	1.2962	A

```
Alpha             0.05
Critical Q Value  2.772
Error term used: Error, 282 DF
There are no significant pairwise differences among the means.
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Momento

Momento	Mean	Homogeneous Groups

```
      3  1.4086  A
      2  1.1857   B

Alpha              0.05
Critical Q Value  2.772
Error term used: Error, 282 DF
All 2 means are significantly different from one another.
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Estructur

Estructur	Mean	Homogeneous Groups
A	1.5048	A
P	1.3148	B
ST	1.2405	C
LCC	1.1283	D

```
Alpha              0.05
Critical Q Value  3.632
Error term used: Error, 282 DF
All 4 means are significantly different from one another.
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Estado*Estructur

Estado	Estructur	Mean	Homogeneous Groups
2	A	1.5320	A
1	A	1.4776	A
1	P	1.3367	B
2	P	1.2928	BC
1	ST	1.2478	BC
2	ST	1.2333	C
1	LCC	1.1300	D
2	LCC	1.1267	D

```
Alpha              0.05
Critical Q Value  4.285
Error term used: Error, 282 DF
There are 4 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Estado*Momento

Estado	Momento	Mean	Homogeneous Groups
1	3	1.4118	A
2	3	1.4053	A
2	2	1.1871	B
1	2	1.1843	B

```
Alpha              0.05
Critical Q Value  3.632
Error term used: Error, 282 DF
There are 2 groups (A and B) in which the means
are not significantly different from one another.
```

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for

Estructur*Momento

Estructur	Momento	Mean	Homogeneous Groups
A	3	1.5629	A
A	2	1.4468	B
P	3	1.4296	B
ST	3	1.3697	B
LCC	3	1.2721	C
P	2	1.2000	CD
ST	2	1.1114	D
LCC	2	0.9846	E

Alpha 0.05
Critical Q Value 4.285
Error term used: Error, 282 DF
There are 5 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Tukey HSD All-Pairwise Comparisons Test of Elongaci1 for Estado*Estructur*Momento

Estado	Estructur	Momento	Mean	Homogeneous Groups
2	A	3	1.5765	A
1	A	3	1.5493	AB
2	A	2	1.4875	ABC
1	P	3	1.4523	ABC
2	P	3	1.4069	BCD
1	A	2	1.4060	BCD
2	ST	3	1.3698	CDE
1	ST	3	1.3696	CDE
1	LCC	3	1.2760	DEF
2	LCC	3	1.2682	DEF
1	P	2	1.2212	EFG
2	P	2	1.1788	FG
1	ST	2	1.1259	FGH
2	ST	2	1.0968	GH
2	LCC	2	0.9852	H
1	LCC	2	0.9839	H

Alpha 0.05
Critical Q Value 4.843
Error term used: Error, 282 DF
There are 8 groups (A, B, etc.) in which the means
are not significantly different from one another.

Anexo 3: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable estructura: Ligamento Cruzado Craneal (lcc), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A)

Descriptive Statistics for Estado = 1

	Delta1	Elongaci1
N	146	146
Mean	2.8530	1.2894

SD	0.2930	0.2176
Variance	0.0858	0.0473
SE Mean	0.0242	0.0180
C.V.	10.269	16.875
Minimum	1.7039	0.7782
Maximum	3.4549	1.8062

Descriptive Statistics for Estado = 2

	Delta1	**Elongaci1**
N	152	152
Mean	2.7598	1.2838
SD	0.3441	0.2289
Variance	0.1184	0.0524
SE Mean	0.0279	0.0186
C.V.	12.467	17.832
Minimum	1.6986	0.5185
Maximum	3.4958	1.6990

ESTADÍSTICA DESCRITIVA DE DELTA Y ELONGACIÓN PARA LA VARIABLE ESTADO: 1=FRESCO, 2= CONSERVADO

Anexo 4: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A)

Descriptive Statistics for Estructur = A

	Delta1	**Elongaci1**
N	64	64
Mean	2.9632	1.5048
SD	0.3999	0.1357
Variance	0.1599	0.0184
SE Mean	0.0500	0.0170
C.V.	13.497	9.0166
Minimum	1.8442	1.0000
Maximum	3.4958	1.8062

Descriptive Statistics for Estructur = LCC

	Delta1	**Elongaci1**
N	78	78
Mean	2.6542	1.1283
SD	0.2747	0.2030
Variance	0.0755	0.0412
SE Mean	0.0311	0.0230
C.V.	10.351	17.995
Minimum	1.6986	0.6990
Maximum	3.1340	1.5185

Descriptive Statistics for Estructur = P

	Delta1	Elongaci1
N	76	76
Mean	2.8805	1.3136
SD	0.2664	0.1784
Variance	0.0710	0.0318
SE Mean	0.0306	0.0205
C.V.	9.2499	13.583
Minimum	1.9861	0.6021
Maximum	3.2923	1.6031

Descriptive Statistics for Estructur = ST

	Delta1	Elongaci1
N	80	80
Mean	2.7555	1.2405
SD	0.2697	0.1893
Variance	0.0728	0.0358
SE Mean	0.0302	0.0212
C.V.	9.7890	15.259
Minimum	1.9752	0.5185
Maximum	3.1678	1.5911

Anexo 5: Estadística descriptiva de delta y elongación para la variable momento: momento 1 (inicio de la medición), momento 2 (ruptura parcial), momento 3 (ruptura total).

Descriptive Statistics for Momento = 1

	Delta1	Elongaci1
N	0	0
Mean	M	M
SD	M	M
Variance	M	M
SE Mean	M	M
C.V.	M	M
Minimum	M	M
Maximum	M	M

Descriptive Statistics for Momento = 2

	Delta1	Elongaci1
N	149	149
Mean	2.8905	1.1725
SD	0.3264	0.2278
Variance	0.1066	0.0519
SE Mean	0.0267	0.0187
C.V.	11.293	19.424
Minimum	1.7039	0.5185

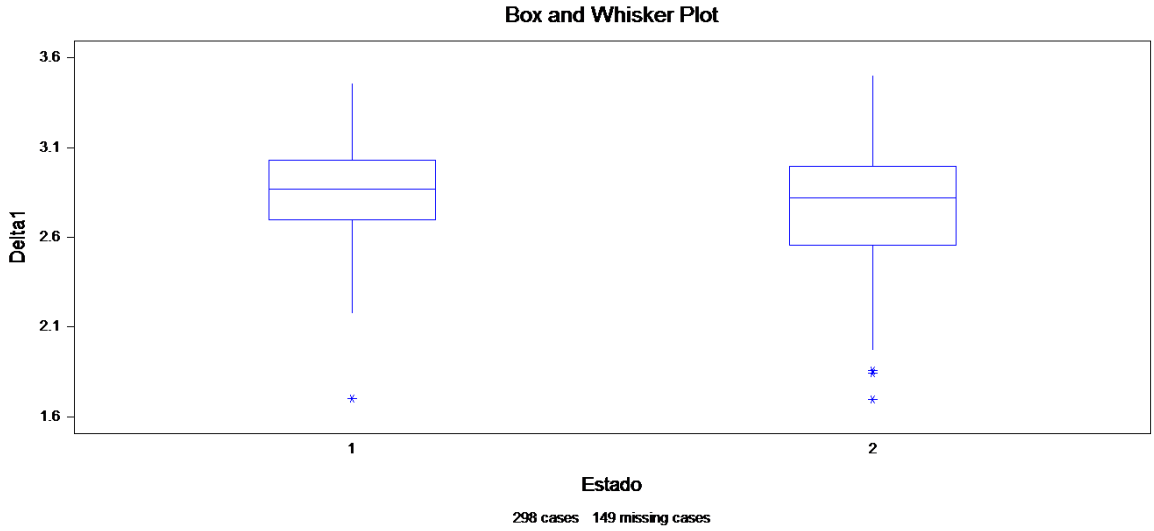
Maximum	3.4958	1.7634

Descriptive Statistics for Momento = 3

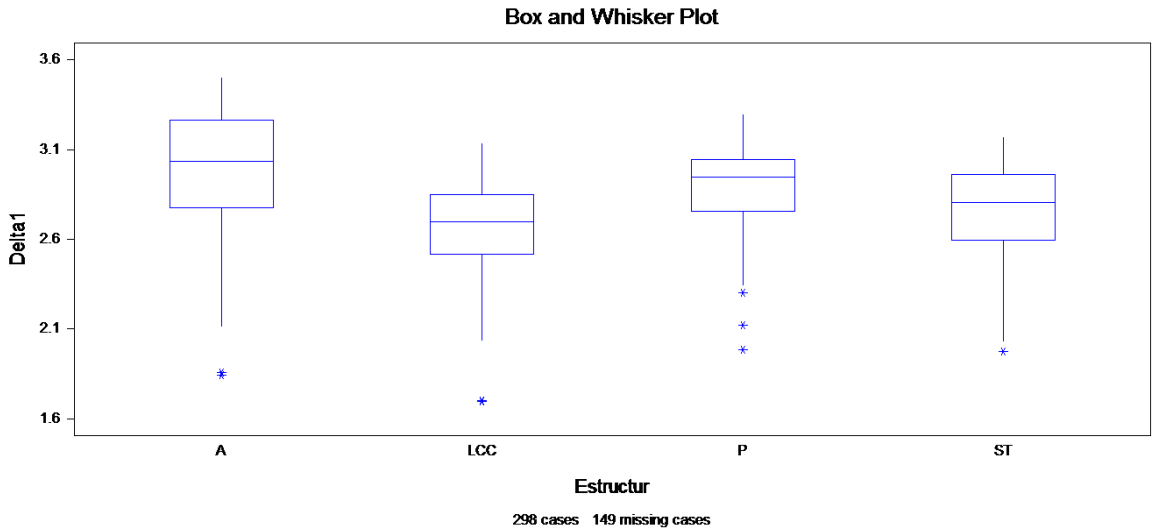
	Delta1	Elongaci1
N	149	149
Mean	2.7204	1.4006
SD	0.2968	0.1477
Variance	0.0881	0.0218
SE Mean	0.0243	0.0121
C.V.	10.911	10.547
Minimum	1.6986	1.0000
Maximum	3.1915	1.8062

LA ESTADISTICA DESCRITIVA DEL MOMENTO 1 NO ARROJA DATOS DEBIDO A QUE TODOS LOS DATOS CORRESPONDEN A CERO

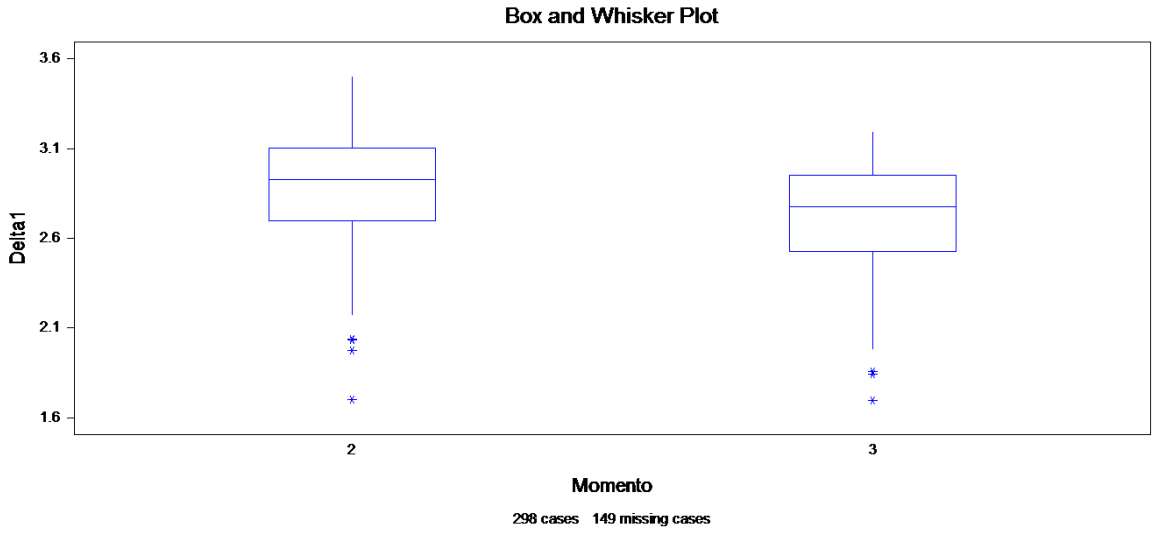
Anexo 6: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo al estado fresco=1 conservado=2



Anexo 7: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo a la estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST), tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A)

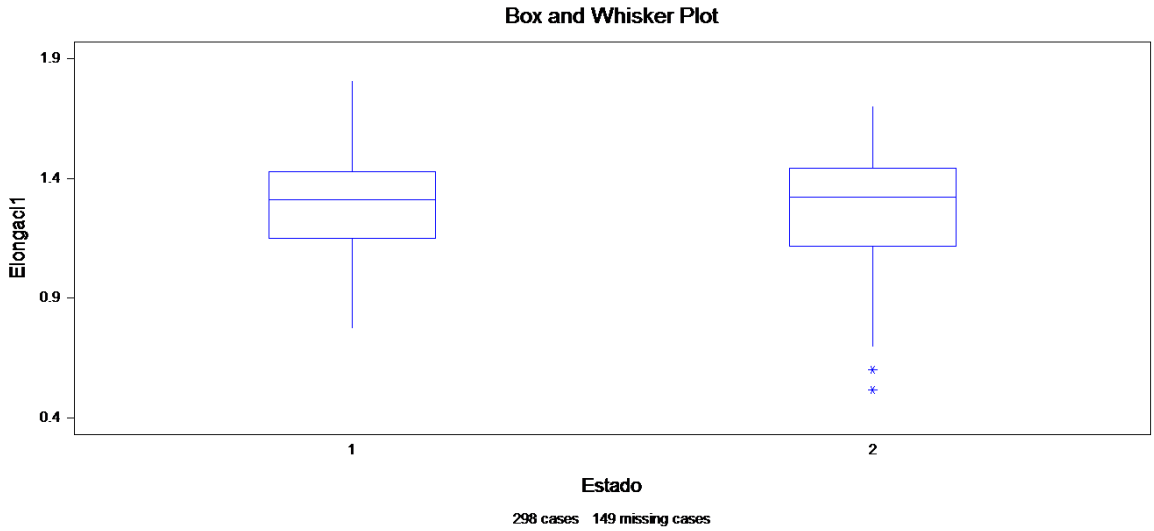


Anexo 8: Diagrama de caja y bigote para la variable delta de acuerdo al momento: 2= ruptura parcial y momento 3=ruptura total.

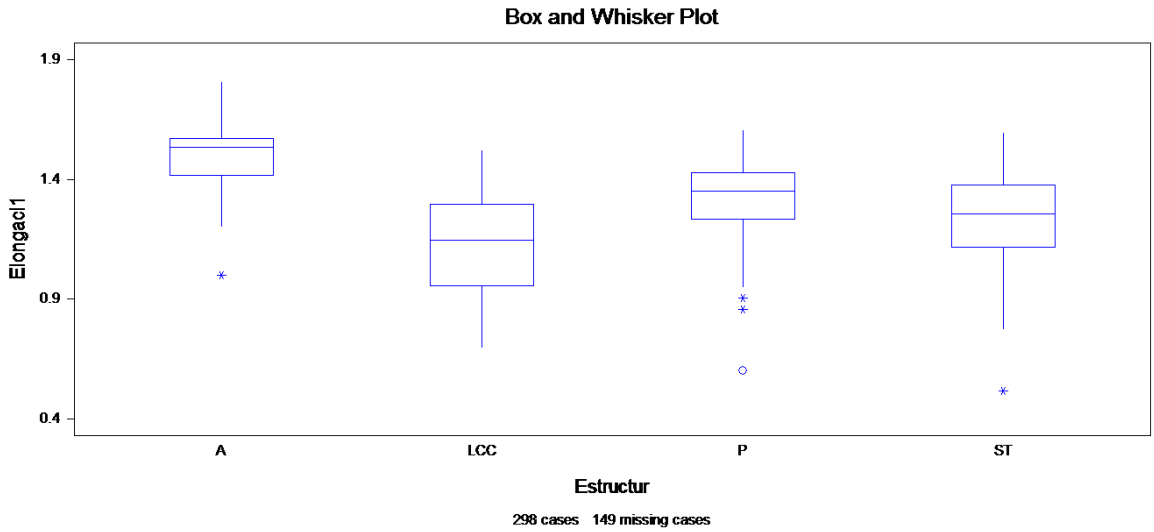


ACLARACIÓN: EL MOMENTO 1 NO SE GRAFICA DEBIDO A QUE LOS DATOS INICIALES CORRESPONDEN A CERO.

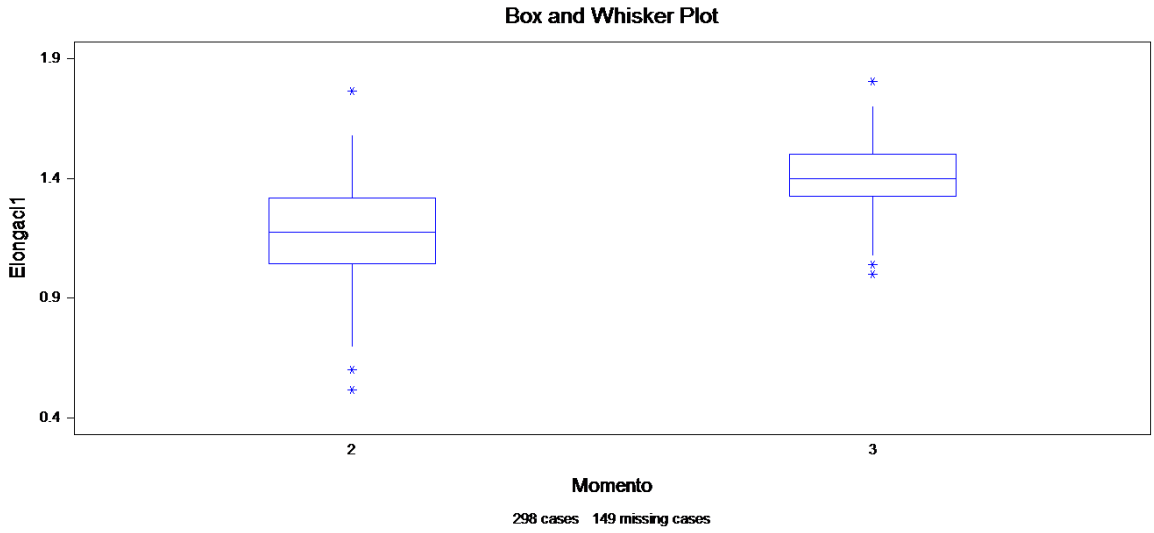
Anexo 9: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo al estado fresco=1 conservado=2



Anexo 10: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo a la estructura: Ligamento Cruzado Craneal (LCC), ligamento Sacrotuberoso (ST) , tendón Patelar (P), tendón de Aquiles (A)



Anexo 11: Diagrama de caja y bigote para la variable elongación de acuerdo al momento: 2= ruptura parcial y momento 3 ruptura total.



ACLARACIÓN: EL MOMENTO 1 NO SE GRAFICA DEBIDO A QUE LOS DATOS INICIALES CORRESPONDEN A CERO.

Anexo 12: Datos obtenidos de medias a partir de las diferentes estructuras medidas y de acuerdo al momento de ruptura parcial (RP) y ruptura total (RT)

LCC	**Distancia (mm)**	**Elongación**	**Tensión (N)**	**Delta T**
FRESCO RP	12,42	9,26	461,68	461,49
FRESCO RT	21,74	18,58	1113,57	651,89
GLICE RP	14,27	9,80	520,91	520,86
GLICE RT	23,89	19,42	1053,61	532,71
ST	**Distancia (mm)**	**Elongación**	**Tensión (N)**	**Delta T**
FRESCO RP	24,42	13,02	732,35	731,95
FRESCO RT	34,50	23,10	1541,89	809,55
GLICE RP	30,08	12,48	571,14	568,25
GLICE RT	40,70	23,10	1135,50	564,36
PATELAR	**Distancia (mm)**	**Elongación**	**Tensión (N)**	**Delta T**
FRESCO RP	24,57	16,79	1038,37	1036,17
FRESCO RT	35,83	28,06	1765,74	727,36
GLICE RP	21,95	15,10	1098,59	1097,36

GLICE RT	31,70	24,85	1769,04	670,45
AQUILES	**Distancia (mm)**	**Elongación**	**Tensión (N)**	**Delta T**
FRESCO RP	42,94	26,31	2234,61	2232,27
FRESCO RT	52,06	35,44	2818,57	583,97
GLICE RP	50,69	30,49	1666,02	1665,84
GLICE RT	57,69	37,49	2221,67	555,65

Anexo 13: Datos del estudio (sin transformación)

Estructura	Estado	Momento	Distancia (mm)	Elongación	Tensión (N)	Delta T
LCC	1	1	2		0,00	
LCC	1	2	11	9	325,86	325,86
LCC	1	3	21	19	820,29	494,43
LCC	2	1	3		0,00	
LCC	2	2	17	14	669,94	669,94
LCC	2	3	25	22	1123,81	453,87
ST	1	1	16		3,30	
ST	1	2	32	16	686,02	682,72
ST	1	3	33	17	839,31	153,29
ST	2	1	17		6,00	
ST	2	2	40	23	597,74	591,74
ST	2	3	42	25	780,31	182,57
P	1	1	7		0,00	
P	1	2	15	8	411,40	411,40
P	1	3	27	20	1095,78	684,38
P	2	1	1		0,00	
P	2	2	23	22	1521,78	1521,78
P	2	3	31	30	1617,63	95,85
A	1	1	6		0,00	
A	1	2	63	57	2672,37	2672,37
A	1	3	69	63	3000,00	327,63
A	2	1	2		0,00	
A	2	2	36	34	1032,23	1032,23
A	2	3	51	49	1694,38	662,15
LCC	1	1	4		0,00	
LCC	1	2	17	13	635,79	635,79
LCC	1	3	28	24	1137,92	502,13

LCC	2	1	3		0,00	
LCC	2	2	16	13	670,97	670,97
LCC	2	3	21	18	1170,23	499,25
ST	1	1	22		0,50	
ST	1	2	38	16	899,97	899,47
ST	1	3	47	25	1534,20	634,23
ST	2	1	17		0,00	
ST	2	2	19,3	2,3	106,90	106,90
ST	2	3	38	21	752,85	645,95
P	1	1	7		26,00	
P	1	2	31	24	1985,38	1959,38
P	1	3	45	38	2243,37	257,99
P	2	1	3		0,00	
P	2	2	19	16	1051,64	1051,64
P	2	3	32	29	1607,58	555,94
A	1	1	26		0,00	
A	1	2	63	37	2672,37	2672,37
A	1	3	70	44	3000,00	327,63
A	2	1	24		2,20	
A	2	2	51	27	1839,03	1836,83
A	2	3	57	33	2434,52	595,49
LCC	1	1	4		0,00	
LCC	1	2	9	5	49,57	49,57
LCC	1	3	16	12	782,93	733,35
LCC	2	1	1		0,00	
LCC	2	2	7	6	378,64	378,64
LCC	2	3	10	9	567,34	188,70
ST	1	1	20		0,00	
ST	1	2	34	14	522,88	522,88
ST	1	3	47	27	1605,26	1082,38
ST	2	1	23		0,00	
ST	2	2	33,1	10,1	1129,04	1129,04
ST	2	3	44	21	1487,99	358,95
P	1	1	10		0,00	
P	1	2	20	10	442,99	442,99
P	1	3	35	25	1553,25	1110,26
P	2	1	2		0,00	
P	2	2	19	17	984,45	984,45
P	2	3	23	21	1184,81	200,36
A	1	1	10		0,10	
A	1	2	33,5	23,5	2708,40	2708,30

A	1	3	42	32	3000,00	291,60
A	2	1	24		0,00	
A	2	2	50	26	1873,25	1873,25
A	2	3	61	37	2523,62	650,37
LCC	1	1	3		0,00	
LCC	1	2	10	7	261,09	261,09
LCC	1	3	14	11	490,56	229,47
LCC	2	1	1		0,00	
LCC	2	2	14	13	647,37	647,37
LCC	2	3	21	20	1245,23	597,87
ST	1	1	18		0,00	
ST	1	2	30	12	426,71	426,71
ST	1	3	34	16	687,22	260,51
ST	2	1	35		4,20	
ST	2	2	45,5	10,5	449,47	445,27
ST	2	3	50	15	770,68	321,20
P	1	1	9		0,00	
P	1	2	15,2	6,2	680,47	680,47
P	1	3	27	18	1060,35	379,88
P	2	1	2		0,10	
P	2	2	17	15	1041,94	1041,84
P	2	3	25	23	1490,20	448,26
A	1	1	20		0,10	
A	1	2	45	25	2727,62	2727,52
A	1	3	52	32	3000,00	272,38
A	2	1	24		0,00	
A	2	2	48	24	1332,23	1332,23
A	2	3	61	37	2453,14	1120,91
LCC	1	1	3		0,00	
LCC	1	2	9	6	388,23	388,23
LCC	1	3	13	10	671,75	283,52
LCC	2	1	1		0,00	
LCC	2	2	21	20	1360,38	1360,38
LCC	2	3	33	32	1648,02	287,64
ST	1	1	12		1,30	
ST	1	2	24	12	503,22	501,92
ST	1	3	34	22	1551,47	1048,25
ST	2	1	22		0,10	
ST	2	2	33	11	201,65	201,55
ST	2	3	50	28	1502,63	1300,98
P	1	1	0,9		0,30	

P	1	2	35	34,1	950,44	950,14
P	1	3	40	39,1	1295,29	344,84
P	2	1	4		0,20	
P	2	2	18	14	1097,27	1097,07
P	2	3	31	27	1531,65	434,39
A	1	1	17		0,00	
A	1	2	48	31	2751,33	2751,33
A	1	3	55	38	3000,00	248,67
A	2	1	25		0,00	
A	2	2	46	21	745,31	745,31
A	2	3	50	25	1435,61	690,30
LCC	1	1	2		0,00	
LCC	1	2	8	6	373,12	373,12
LCC	1	3	16	14	1025,67	652,55
LCC	2	1	3		0,20	
LCC	2	2	12	9	712,51	712,31
LCC	2	3	17	14	1049,28	336,77
ST	1	1	12		0,10	
ST	1	2	22	10	849,92	849,82
ST	1	3	30	18	1137,09	287,17
ST	2	1	7		0,00	
ST	2	2	32	25	1282,08	1282,08
ST	2	3	37	30	1632,39	350,31
P	1	1	6		0,00	
P	1	2	18	12	636,70	636,70
P	1	3	25	19	1062,41	425,71
P	2	1	2		1,00	
P	2	2	23	21	743,92	742,92
P	2	3	32	30	1676,38	932,46
A	1	1	18		8,00	
A	1	2	27	9	1669,36	1661,36
A	1	3	47	29	2674,71	1005,35
A	2	1	25		0,00	
A	2	2	45	20	1365,88	1365,88
A	2	3	55	30	1944,88	579,00
LCC	1	1	3		0,10	
LCC	1	2	11	8	573,84	573,74
LCC	1	3	23	20	1327,94	754,10
LCC	2	1	2		0,00	
LCC	2	2	10	8	491,63	491,63
LCC	2	3	21	19	1322,39	830,77

ST	1	1	11		0,00	
ST	1	2	23,3	12,3	429,54	429,54
ST	1	3	34	23	1373,78	944,24
ST	2	1	5		0,20	
ST	2	2	23	18	838,77	838,57
ST	2	3	43	38	1645,36	806,59
P	1	1	9		0,00	
P	1	2	25	16	1240,89	1240,89
P	1	3	30	21	1562,69	321,80
P	2	1	11		0,00	
P	2	2	23	12	768,61	768,61
P	2	3	33	22	1623,74	855,13
A	1	1	13		2,80	
A	1	2	41	28	2306,16	2303,36
A	1	3	44	31	2806,36	500,21
A	2	1	9		0,00	
A	2	2	45	36	1521,92	1521,92
A	2	3	53	44	1651,85	129,93
LCC	1	1	1		2,80	
LCC	1	2	6	5	323,92	321,12
LCC	1	3	22	21	1361,36	1037,44
LCC	2	1	3		0,00	
LCC	2	2	8	5	301,97	301,97
LCC	2	3	12	9	529,60	227,63
ST	1	1	18		0,00	
ST	1	2	26	8	660,47	660,47
ST	1	3	32	14	1250,75	590,28
ST	2	1	12		0,20	
ST	2	2	25	13	549,01	548,81
ST	2	3	36	24	1431,74	882,73
P	1	1	7		0,00	
P	1	2	23	16	1091,55	1091,55
P	1	3	31	24	1719,15	627,61
P	2	1	6		0,00	
P	2	2	23	17	1386,22	1386,22
P	2	3	32	26	1623,74	237,52
A	1	1	12		0,20	
A	1	2	36	24	1522,96	1522,76
A	1	3	52	40	2809,46	1286,49
A	2	1	15		0,70	
A	2	2	51	36	1854,90	1854,20

A	2	3	55	40	1925,86	70,96
LCC	1	1	1		0,00	
LCC	1	2	10	9	392,18	392,18
LCC	1	3	16	15	981,33	589,15
LCC	2	1	3		0,30	
LCC	2	2	10	7	322,96	322,66
LCC	2	3	25	22	1141,06	818,10
ST	1	1	9		0,10	
ST	1	2	29	20	1081,75	1081,65
ST	1	3	39	30	1851,04	769,30
ST	2	1	11		0,00	
ST	2	2	23	12	506,42	506,42
ST	2	3	33	22	1205,35	698,93
P	1	1	7		0,00	
P	1	2	20	13	827,80	827,80
P	1	3	32	25	1640,90	813,10
P	2	1	9		11,30	
P	2	2	23	14	878,92	867,62
P	2	3	40	31	1306,08	427,16
A	1	1	16		0,00	
A	1	2	37	21	1543,10	1543,10
A	1	3	49	33	2503,14	960,04
A	2	1	9		0,00	
A	2	2	27	18	3131,14	3131,14
A	2	3	31	22	3200,00	68,86
LCC	1	1	1		0,00	
LCC	1	2	8	7	236,05	236,05
LCC	1	3	20	19	1170,05	934,00
LCC	2	1	3		0,00	
LCC	2	2	14	11	404,78	404,78
LCC	2	3	27	24	1408,63	1003,84
ST	1	1	10		0,10	
ST	1	2	15	5	265,19	265,09
ST	1	3	30	20	966,48	701,29
ST	2	1	12		0,80	
ST	2	2	20	8	347,91	347,11
ST	2	3	28	16	646,17	298,26
P	1	1	7		0,00	
P	1	2	24	17	769,10	769,10
P	1	3	36	29	1679,23	910,12
P	2	1	7		3,60	

P	2	2	29	22	893,03	889,43
P	2	3	37	30	1245,10	352,07
A	1	1	25		1,00	
A	1	2	44	19	2100,88	2099,88
A	1	3	50	25	2845,55	744,67
A	2	1	21,7		0,00	
A	2	2	56,8	35,1	1541,80	1541,80
A	2	3	58,1	36,4	2016,10	474,30
LCC	1	1	3		0,00	
LCC	1	2	14	11	490,40	490,40
LCC	1	3	22	19	1258,82	768,42
LCC	2	1	4		0,00	
LCC	2	2	15	11	398,05	398,05
LCC	2	3	24	20	777,34	379,29
ST	1	1	10		0,00	
ST	1	2	21	11	280,75	280,75
ST	1	3	34	24	1379,81	1099,06
ST	2	1	11		0,00	
ST	2	2	27	16	1019,94	1019,94
ST	2	3	38	27	1852,51	832,57
P	1	1	9		0,10	
P	1	2	25	16	1161,99	1161,89
P	1	3	40	31	1730,77	568,77
P	2	1	15		4,40	
P	2	2	27	12	910,52	906,12
P	2	3	37	22	1237,29	326,77
A	1	1	25		2,00	
A	1	2	40	15	1202,50	1200,50
A	1	3	46,2	21,2	1959,80	757,30
A	2	1	23,5		0,00	
A	2	2	59,7	36,2	1754,90	1754,90
A	2	3	60	36,5	1936,90	182,00
LCC	1	1	4		0,00	
LCC	1	2	12	8	576,65	576,65
LCC	1	3	22	18	1358,65	782,00
LCC	2	1	4		0,00	
LCC	2	2	11,5	7,5	469,01	469,01
LCC	2	3	20	16	753,91	284,91
ST	1	1	10		0,20	
ST	1	2	22	12	607,65	607,45
ST	1	3	30	20	1263,94	656,29

ST	2	1	15		0,80	
ST	2	2	25	10	662,51	661,71
ST	2	3	42	27	1714,67	1052,15
P	1	1	8		0,10	
P	1	2	26	18	1113,32	1113,22
P	1	3	34	26	1732,71	619,39
P	2	1	6		0,00	
P	2	2	29	23	891,02	891,02
P	2	3	32	26	1022,35	131,33
A	1	1	17		0,60	
A	1	2	38	21	1745,04	1744,44
A	1	3	52	35	2498,13	753,09
A	2	1	25		0,00	
A	2	2	56,3	31,3	1187,10	1187,10
A	2	3	61,5	36,5	1866,30	679,20
LCC	1	1	4		0,20	
LCC	1	2	12	8	560,65	560,45
LCC	1	3	27	23	1498,91	938,26
LCC	2	1	6		0,00	
LCC	2	2	11	5	850,91	850,91
LCC	2	3	20	14	899,86	48,96
ST	1	1	12		0,20	
ST	1	2	30	18	1068,37	1068,17
ST	1	3	35	23	1462,40	394,02
ST	2	1	20		3,60	
ST	2	2	32,7	12,7	473,10	469,50
ST	2	3	40	20	896,53	423,43
P	1	1	8		0,00	
P	1	2	28	20	1310,71	1310,71
P	1	3	40	32	1869,46	558,74
P	2	1	11		0,00	
P	2	2	26	15	945,00	945,00
P	2	3	33	22	1165,22	220,23
A	1	1	17		11,20	
A	1	2	42	25	2435,71	2424,51
A	1	3	48,6	31,6	3000,00	564,29
A	2	1	28		0,00	
A	2	2	64,5	36,5	1876,90	1876,90
A	2	3	70,8	42,8	2526,60	649,70
LCC	1	1	3		0,00	
LCC	1	2	10	7	324,45	324,45

LCC	1	3	21	18	1270,10	945,65
LCC	2	1	6		0,00	
LCC	2	2	10,7	4,7	204,50	204,50
LCC	2	3	16	10	312,75	108,25
ST	1	1	4		0,00	
ST	1	2	19	15	711,32	711,32
ST	1	3	29	25	1898,07	1186,76
ST	2	1	20		0,00	
ST	2	2	29	9	482,10	482,10
ST	2	3	36	16	646,30	164,20
P	1	1	11		0,00	
P	1	2	28	17	830,59	830,59
P	1	3	37	26	1696,60	866,01
P	2	1	6		0,00	
P	2	2	18	12	1164,44	1164,44
P	2	3	23	17	1833,08	668,65
A	1	1	25		11,20	
A	1	2	45,5	20,5	2052,40	2041,20
A	1	3	60	35	3000,00	947,60
A	2	1	24		0,00	
A	2	2	58,3	34,3	1441,10	1441,10
A	2	3	60,5	36,5	1936,90	495,80
LCC	1	1	3		0,00	
LCC	1	2	9	6	393,00	393,00
LCC	1	3	18	15	1124,70	731,70
LCC	2	1	7		0,00	
LCC	2	2	11	4	108,97	108,97
LCC	2	3	25	18	1028,03	919,06
ST	1	1	9		0,00	
ST	1	2	23	14	1113,21	1113,21
ST	1	3	32	23	1907,44	794,23
ST	2	1	19		0,20	
ST	2	2	30	11	471,26	471,06
ST	2	3	38	19	825,36	354,10
P	1	1	9		13,10	
P	1	2	32	23	1287,97	1274,87
P	1	3	43	34	2229,64	941,66
P	2	1	6		0,00	
P	2	2	19	13	1701,78	1701,78
P	2	3	24	18	2672,95	971,17
A	1	1	8		0,00	

A	1	2	44	36	2849,20	2849,20
A	1	3	52	44	3000,00	150,80
A	2	1	22		0,00	
A	2	2	58,1	36,1	2098,20	2098,20
A	2	3	68	46	3000,00	901,80
LCC	1	1	3		0,10	
LCC	1	2	13	10	740,09	739,99
LCC	1	3	19	16	1070,04	329,95
LCC	2	1	5		0,00	
LCC	2	2	14,42	9,42	230,11	230,11
LCC	2	3	27	22	877,91	647,79
ST	1	1	5		0,00	
ST	1	2	10	5	611,90	611,90
ST	1	3	19	14	1043,58	431,69
ST	2	1	19		0,00	
ST	2	2	35	16	867,35	867,35
ST	2	3	50	31	1251,98	384,62
P	1	1	9		0,00	
P	1	2	33	24	1871,87	1871,87
P	1	3	43	34	2487,55	615,68
P	2	1	9		3,40	
P	2	2	26	17	1392,09	1388,69
P	2	3	32	23	2715,25	1323,16
A	1	1	11		0,20	
A	1	2	40	29	2794,30	2794,10
A	1	3	44,2	33,2	3000,00	205,70
A	2	1	22		0,00	
A	2	2	58,3	36,3	2060,40	2060,40
A	2	3	70,1	48,1	3000,00	939,60
LCC	1	1	3		0,10	
LCC	1	2	19	16	824,68	824,58
LCC	1	3	23	20	1380,72	556,04
LCC	2	1	6		0,01	
LCC	2	2	17	11	629,45	629,44
LCC	2	3	28	22	915,12	285,67
ST	1	1	6		0,00	
ST	1	2	19	13	887,39	887,39
ST	1	3	31	25	1813,08	925,69
ST	2	1	17		4,10	
ST	2	2	29	12	97,55	93,45
ST	2	3	44	27	1011,37	913,82

P	1	1	10		0,00	
P	1	2	22	12	1054,03	1054,03
P	1	3	36	26	2547,33	1493,30
P	2	1	9		0,10	
P	2	2	16	7	881,90	881,80
P	2	3	33	24	2261,31	1379,40
LCC	1	1	7		0,30	
LCC	1	2	24	17	652,53	652,23
LCC	1	3	36	29	1185,63	533,10
LCC	2	1	6		0,00	
LCC	2	2	16,5	10,5	359,83	359,83
LCC	2	3	18	12	632,55	272,72
ST	1	1	9		0,00	
ST	1	2	26	17	1135,98	1135,98
ST	1	3	44	35	2453,95	1317,97
ST	2	1	19		33,80	
ST	2	2	30	11	346,66	312,86
ST	2	3	39	20	660,53	313,87
P	1	1	6		0,00	
P	1	2	22	16	1023,47	1023,47
P	1	3	44	38	2576,79	1553,32
P	2	1	9		0,00	
P	2	2	12	3	813,69	813,69
P	2	3	33	24	2335,92	1522,23
LCC	1	1	6		0,00	
LCC	1	2	24	18	649,81	649,81
LCC	1	3	36	30	1240,37	590,56
LCC	2	1	8		0,00	
LCC	2	2	16	8	185,80	185,80
LCC	2	3	30	22	976,40	790,60
ST	1	1	9		0,00	
ST	1	2	26	17	942,03	942,03
ST	1	3	43	34	2385,82	1443,79
ST	2	1	28		1,00	
ST	2	2	36	8	840,92	839,92
ST	2	3	46	18	1268,17	427,25
P	2	1	10		0,20	
P	2	2	29	19	1908,24	1908,04
P	2	3	40	30	3162,85	1254,61
LCC	2	1	10		0,36	
LCC	2	2	19	9	499,43	499,07

LCC	2	3	34	24	1639,17	1139,74
ST	1	1	6		2,10	
ST	1	2	19	13	962,66	960,56
ST	1	3	33	27	2433,15	1470,49
ST	2	1	23		2,80	
ST	2	2	34	11	152,36	149,56
ST	2	3	40	17	727,13	574,77
P	2	1	9		0,20	
P	2	2	20	11	995,30	995,10
P	2	3	31	22	2067,70	1072,40