

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE LA DEFORMACIÓN SUPERFICIAL DE LOS LIGAMENTOS EN UNA ARTICULACIÓN.

J.J. Raygoza Panduro.¹, S. Ortega Cisneros.¹, E. Boemo¹, E. Gómez Barrena², A. Nuñez², N. Bonsfills².

¹Escuela Politécnica Superior, Universidad Autónoma de Madrid. Ciudad Universitaria Canto Blanco Ctra. De Colmenar Viejo, Km 15, 28049, Madrid España.

²Facultad de Medicina UAM Calle Arzobispo Morcillo s/n, 28029, Madrid, España
jj.raygoza@uam.es , susana.ortega@uam.es , enrique.gomez_barrena@uam.es

RESUMEN :

En este artículo se describe la implementación de un Sistema Electrónico Monitor de Tensión-Deformación SEMT, orientado a detectar los cambios superficiales de este fenómeno en ligamentos expuestos a deformación, causadas por tensión durante movimientos o maniobras. El Sistema tiene sensores (*Strain Gauge*) utilizados como transductores de las variaciones iniciales de deformación. La investigación en que se enmarca este trabajo tiene como origen el estudio de los ligamentos de la articulación de gatos de laboratorio, utilizados para el análisis del estudio dinámico de la rodilla. Específicamente se analiza el comportamiento de la lesión del Ligamento Cruzado Anterior LCA. La finalidad de la construcción del sistema SEMT es la obtención de patrones de comportamiento de los ligamentos basados en sus variaciones de tensión superficial a lo largo de los movimientos de la articulación y proporcionar un soporte al investigador para la evaluación de la inestabilidad de la rodilla.

ABSTRACT:

In this paper is described the implementation of Electronic System Monitor of Strain ESMS, oriented to detect the superficial changes of this phenomenon in ligaments exposed to deformation, caused by tension during movements or maneuvers. The System has sensors Strain gauge used like transducers of the initial variations of deformation. This investigation has as origin the study of the ligaments of the joint of laboratory cats, used for the analysis of the dynamic study of the knee. Specifically the behavior of the injury of Anterior Cruciate Ligament ACL is analyzed. The purpose of the construction of system ESMS is the obtaining of patterns of behavior of the ligaments based on its variations of superficial strain throughout the movements of the joint and to provide a support to the investigator for the evaluation of the instability of the joint.

1. INTRODUCCIÓN

La importancia de las lesiones de Ligamento Cruzado Anterior LCA y el alto interés por establecer una relación del comportamiento de la respuesta mecánica de los ligamentos en la articulación antes y después de la lesión han motivado varios estudios de investigación. Los experimentos para determinar las mediciones isométricas que puedan predecir la elongación de los ligamentos durante flexiones y extensiones pasivas, simultáneamente a la reconstrucción del LCA in vivo [1] ha requerido el desarrollo de metodologías y técnicas de medición cada vez más diversificadas. Entre algunos encontramos diversos esfuerzos en el desarrollo de equipos y sensores electrónicos destinados para las mediciones de desplazamientos relativos entre fémur y tibia que se puedan presentar en reconstrucciones e injertos LCA de diversos materiales[2-3]. Este tipo de incógnitas e interrogantes crean la necesidad de identificar con mayor claridad el comportamiento biomecánico de los ligamentos durante este tipo de lesiones. En la medida en que se logre establecer una relación más clara entre el desempeño de la estructura ligamentaria y la cinemática de la articulación se podrán proponer nuevas soluciones para mejorar la rehabilitación en pacientes con este tipo lesiones. Entre algunos estudios del LCA en humanos se han propuesto nuevos criterios clínicos de reconstrucción para la rehabilitación, los cuales se mencionan en [3-4]. Con estos antecedentes podemos decir que el objetivo de este artículo es mostrar parte del desarrollo de

circuitos electrónicos orientados a la detección de la tensión–deformación inicial de los ligamentos durante movimientos de la articulación. En este trabajo no se pretende tratar de establecer un sistema de medición de elongación de los ligamentos. Sino se trata de proponer un sistema que permita al investigador observar el desarrollo del comportamiento de la tensión–deformación superficial de las estructuras ligamentarias durante movimientos de la articulación antes y después de la lesión de LCA. El objetivo de nuestro proyecto es buscar y establecer las relaciones de comportamiento biomecánico de las estructuras tendoligamentarias y su relación con el sistema muscular de la rodilla. En este artículo presentamos la parte del sistema electrónico de detección y monitoreo de la tensión-superficial y la metodología de colocación de sensores. Este sistema dio como resultado la patente con el número de Registro 200400546 en la Oficina Española de Patentes y Marcas, en marzo de 2004[5]. Ante el profundo interés de conocer más la dinámica de la articulación presentamos en este trabajo parte de los desarrollos que hemos realizado.

2. ANTECEDENTES

Los ligamentos son bandas cortas de resistentes fibras que conectan a los tejidos que unen a los huesos en las articulaciones. Su función mecánica es guiar el movimiento normal de la articulación y restringir los movimientos anormales. Estas funciones son asistidas por una congruente geometría de la superficie de la rodilla y la acción músculo-tendinosa. Los ligamentos pueden estar sometidos a tensiones extremas cuando se producen sobrecargas o movimientos inadecuados que pueden dañar el sistema natural de regulación de la articulación. Un excesivo estiramiento puede dar como resultado en una inestabilidad que altera la cinemática de la rodilla y la distribución de cargas. Esto incrementa la vulnerabilidad de lesión de otros ligamentos y tejidos músculo-esqueléticos. La inestabilidad causada por la lesión de estos puede ser una gran limitante en los niveles de actividad y quizás resulte en una enfermedad degenerativa. Esto ha motivado a los investigadores a examinar los mecanismos de las lesiones y las técnicas para la reparación o reconstrucción de estos. Sin embargo una pregunta importante es ¿que papel desarrolla un ligamento individualmente en el comportamiento mecánico de la articulación?. Los mecanismos de la lesión y la eficacia de la reparación o los procedimientos de reconstrucción ¿son los adecuados?. Estas inquietudes han sido objeto del desarrollo de múltiples estudios y experimentos. Pero todos ellos tiene en parte la gran limitación asociada con la medición experimental de fenómenos cinemáticos y mecánicos, tanto en el desarrollo de estudios biomecánicos in vivo como in vitro. Los estudios experimentales de la mecánica de los ligamentos son técnicamente difíciles, costosos y propensos a errores. El análisis de la deformación y el esfuerzo en ligamentos son campos de estudio vigentes, que han generado el desarrollo de nuevos sistemas de medición. El caracterizar cualquier fenómeno requiere un gran número de ensayos (animales de laboratorio) o determinada cantidad de tejidos humanos. Esto frecuentemente resulta prohibitivo por su alto costo y los requerimientos de tiempo[6].

3. FUNCIÓN DE LOS LIGAMENTOS

Los ligamentos permiten el movimiento casi sin esfuerzo de la articulación en las direcciones anatómicas naturales y de igual forma restringe los movimientos anormales. La libertad de la movilidad es alcanzada por la acción de lubricación del cartílago que cubre las superficies de los huesos de la rodilla. Los ligamentos y tendones son tejidos suaves de colágeno. Los tendones conectan músculo con hueso y los ligamentos interconectan hueso con hueso y tienen un rol muy significativo en la estructura músculo esquelético. La reparación de estos representa un área muy importante en el tratamiento ortopédico, principalmente un objetivo muy buscado es restaurar su función mecánica. Ambos tienen una estructura jerárquica que afecta su comportamiento. Por lo tanto estos pueden adaptarse mecánicamente a cambios en su ambiente debido a lesiones causadas por golpes, caídas o ejercicios mal ejecutados. De esta forma estos son un ejemplo del concepto de adaptación mecánica mediada por una estructura funcional[6].

3.1 Respuesta Mecánica de los Ligamentos.

La estructura jerárquica de un ligamento es un grupo de pequeñas entidades llamadas fascículos que forman las fibras básicas. A su vez en esta estructura existen fibras onduladas que contribuyen de forma significativa en su respuesta no lineal a un esfuerzo de tensión aplicado. Pero sin embargo no queda claramente en que forma y cantidad es la relación función–estructura que desempeña un papel en el comportamiento de un ligamento. Muchos estudios experimentales se han enfocado en describir su comportamiento. Por tal motivo podemos comentar que: a) La estructura jerárquica de los ligamentos y tendones es mucho más difícil de cuantificar que la de huesos. b) Los ligamentos y los tendones muestran ambos comportamientos no lineales y viscoelásticos en presencia de cargas, siendo más difíciles de analizar que los comportamientos lineales de los huesos[6]. Diversas investigaciones describen la complejidad de los ligamentos[7-9] como estructuras anisotrópicas que tienen un comportamiento no lineal en el tiempo e históricamente dependiente de las propiedades viscoelásticas. La obtención de modelos matemáticos partiendo de los datos experimentales han sido objetos de hipótesis. Entre los cuales podemos mencionar el modelo biológico de Jeffrey A. Weiss de tejidos suaves en tres dimensiones utilizando elementos finitos para describir su comportamiento. Basado en las variaciones de deformación, presión y dilatación para materiales transversalmente isotrópicos[8-9].

Si consideramos que los ligamentos tienen una estructura jerárquica que regula su comportamiento, y si alguno de ellos se ve afectado por lesión, el resto del sistema tratará de compensar el movimiento normal de la articulación, teniendo como consecuencia un esfuerzo adicional en los ligamentos no dañados, provocando una inestabilidad en la rodilla. Nuestro interés se centra en observar como se reflejan tales cambios a nivel de la respuesta de la estructura ligamentaria. Para lo cual se detecta los cambios de tensión superficial del ligamento, por medio de un sistema de monitoreo de tensión-deformación con el objetivo de establecer los patrones de comportamiento representativos de la articulación.

4. CIRCUITO ELECTRÓNICO DE MONITOREO.

El Sistema Electrónico Monitor de Tensión-Deformación SEMT, construido con dispositivos discretos, detecta la tensión-deformación superficial de estructuras a través de sensores (*strain gauge*) o células de carga, con la finalidad de obtener información en tiempo real de la deformación superficial de una estructura ligamentaria en su zona de inserción. Este sistema permite conectar y procesar las respuestas de varios sensores simultáneamente. Los cambios de resistencia de los sensores SG son procesados por un circuito electrónico y posteriormente son almacenadas en archivos de datos

4.1 Descripción del Sistema

Cuando la articulación o extremidad presenta movimientos, los tejidos blandos periarticulares sufren una deformación en la superficie. La viscoelasticidad de los ligamentos y tendones dificulta la recogida de datos tensionales en el cuerpo del ligamento o tendón. Sin embargo, la región de inserción experimenta la misma tensión que el cuerpo del ligamento mientras la zona de transición fibrocartilaginosa hace más predecible y de menor rango la deformación superficial que en el cuerpo del ligamento. Para evaluar la magnitud instantánea inicial de la deformación sobre la inserción, se colocan sensores de deformación o células de carga (*strain gauge*) en la superficie de la región insercional de ligamentos o tendones. Los sensores son adheridos en la superficie del ligamento con un pegamento biocompatible que forma una interfase de fijación entre el sensor y el ligamento, el cual permita transmitir al dispositivo sensor los cambios físicos de la estructura ligamentaria. Cada dispositivo es conectado al circuito electrónico de instrumentación a través de un par de cables que polarizan y transmiten los cambios de resistencia que presenta el sensor.

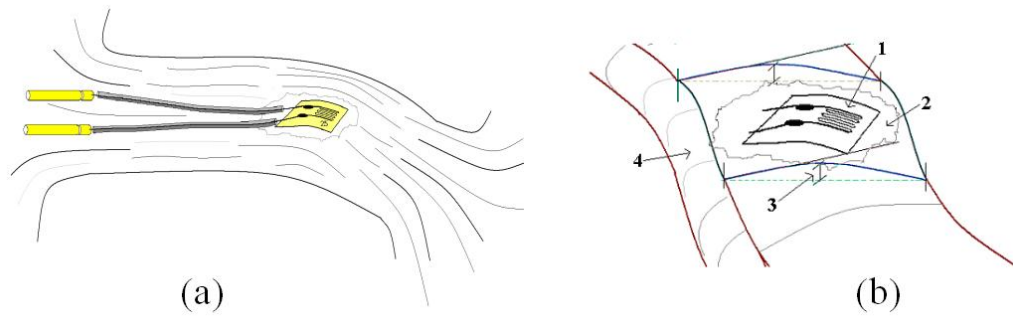
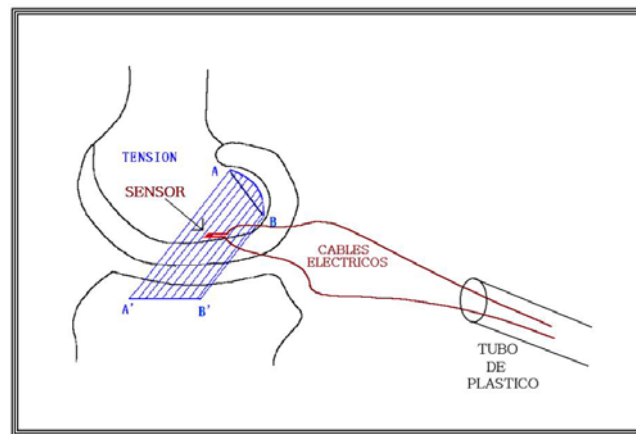
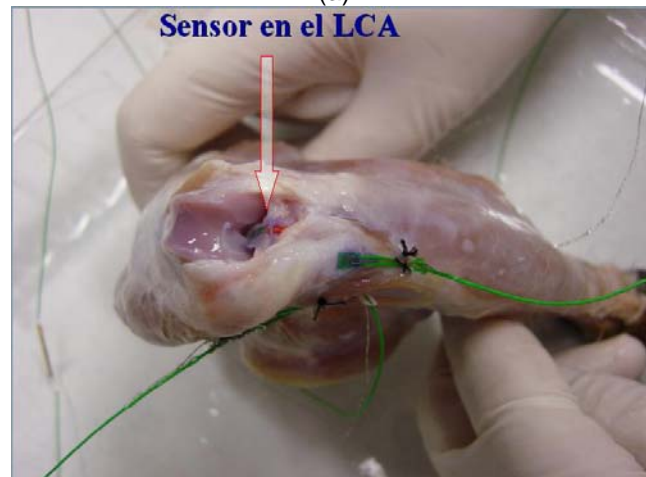


Figura 1 Colocación de sensores SG a) Sensor colocado en la región insercional del ligamento b) Fijación del sensor sobre la superficie del ligamento.



(a)



(b)

Figura 2 a) Instalación del sensor *Strain Gauge* en la superficie del Ligamento Cruzado Anterior. b) Fotografía del sensor SG en la superficie del LCA en una articulación de gato.

En la Figura 1 (a) se muestra la colocación del sensor de deformación en la región insercional del ligamento. El dispositivo es adherido con pegamento biocompatible. El método de colocación del

sensor se realiza de la siguiente forma: Se deposita una gota sobre la superficie ligamentaria y posteriormente se coloca el sensor y se oprime hasta que éste quede fijo. Se pone una segunda gota de pegamento biocompatible cubriendo a todo el dispositivo y parte de las terminales. En la figura 1 (b) se ilustra el sensor de deformación fijado con pegamento(1). La película de pegamento biocompatible forma un delgada interfase entre la superficie del ligamento lo suficientemente rígida para fijar al sensor y flexible para transmitir los cambios superficiales (2).

Los sensores son colocados en los ligamentos colateral medio LLI, rotuliano LR y cruzado anterior LCA. La respuesta de cada sensor se monitorea de forma individual por canales independientes y estos datos son convertidos por una tarjeta de conversión análogo-digital para posteriormente ser guardados en archivos de datos. En la figura 2 a) se muestra un dibujo con la posición del ligamento con respecto al sensor y en la figura 2 b) un fotografía de la rodilla de gato con el sensor ya instalado.

4.2 Módulos del Circuito Electrónico

El circuito electrónico está constituido de 3 módulos principales:

- 1) Módulo de acondicionamiento de señal, compuesto por un circuito electrónico de tres canales de instrumentación con filtros pasabajas
- 2) Módulo de operaciones aritméticas y de comparación de señales analógicas
- 3) Módulo de unidad de control basado en un microcontrolador con interface RS232 para comunicaciones y convertidor análogo-digital.

Cada módulo de acondicionamiento de señal tiene tres canales disponibles para conexión de los sensores, cuatro ajustes de ganancia de voltaje en las etapas de amplificación por canal, una salida para conexión de una tarjeta externa de adquisición de datos y dos salidas para conexión interna del sistema análogo-digital o de control. Un bus de dos salidas de cada canal para el módulo de operaciones aritméticas y comparación de señal.

En el módulo de acondicionamiento de señal se detectan las variaciones de voltaje de los dispositivos SG, causados por los cambios de valores resistivos. La alimentación de los dispositivos sensores se conecta a través de un arreglo resistivo en paralelo que forma parte de un puente de Wheatstone. En la figura 3 se muestra el esquema general del módulo. El arreglo de los sensores es conectado a la entrada de cada canal de instrumentación InC1 hasta InC3. Los sensores se pueden conectar solos o en arreglos en serie o paralelo, la selección del arreglo dependerá de la estructura o característica que se desee monitorear. La compensación del puente se realiza mediante el potenciómetro C3 (para canal 2) o cerrando los interruptores C2a y C1a. La señal de salida de cada sensor es suministrada al circuito a través de un amplificador seguidor de voltaje C5. En la entrada del circuito electrónico, la señal proveniente de los sensores es procesada por amplificadores de alta impedancia de entrada y baja ganancia en voltaje. En la etapa intermedia, la señal es aplicada a un arreglo de amplificadores de instrumentación que extraen las variaciones de voltaje de cada sensor C7. El circuito de la sección de salida está constituido por amplificadores de ganancia en corriente (buffers) que suministran la señal a la siguiente etapa con el nivel de corriente y voltaje necesarios. El módulo de acondicionamiento tiene dos tipos de salida, una con niveles de voltaje positivos entre 0v y 5v, disponibles para la etapa de conversión análogo-digital interna y una salida entre -5v y +5v para conexión de una tarjeta externa de conversión A/D de un ordenador. El proceso de acondicionamiento de señal está desarrollado en circuitos diferenciales y de amplificación conectados en serie. Cada canal cuenta con un bloque de filtros pasabajas que elimina el ruido introducido por interferencia de la línea de alimentación o ruidos aleatorios. La ganancia total del circuito es de 30 hasta 2000 veces las variaciones de magnitud de la señal original. La etapa de amplificación tiene por objetivo aumentar el rango de las variaciones de voltaje de la señal (del orden de milésimas de voltios) y aumentarlas

a variaciones de señal en un rango de -5 a 5 voltios. El circuito consta de 4 etapas de amplificación y 3 etapas diferenciales por canal.

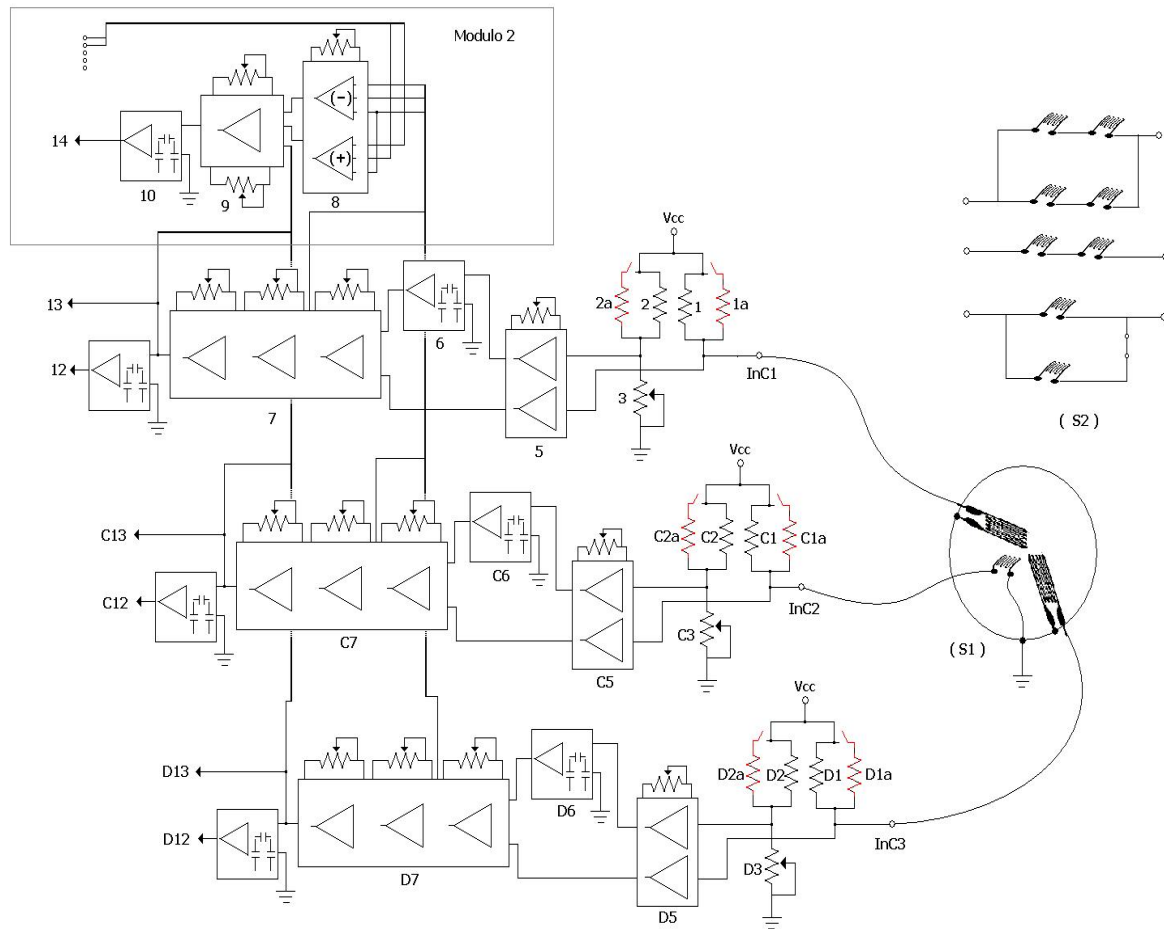


Figura 3 Circuito de acondicionamiento de señal de sensores.

La unidad aritmética analógica realiza operaciones de sumas y restas con las señales provenientes de los sensores, tiene comparadores de nivel para activar señales de salida en función de las señales de entrada. En la figura 3 se muestra el módulo 2. La señal de cada canal de instrumentación es extraída de la etapa de amplificación y es conectada a un módulo aritmético que realiza operaciones de $(C1 - C2)$, $(C2 + C1)$ para cada canal. Los resultados se conectan de forma independiente a circuitos comparadores que toman la señal de cada resultado parcial y es comparado con un nivel de referencia ajustado por el nivel de salida de la señal que se desea evaluar o contra un nivel de voltaje por una fuente de referencia fija.

La unidad de control esta basada en un microcontrolador. Este módulo tiene una salida RS232 para comunicación con un ordenador de escritorio. Las salidas de los tres sensores son convertidas por medio de los canales de conversión análogo-digital. Las señales son procesadas y analizadas con la finalidad de ejecutar las acciones de control del sistema. El módulo cuenta con un puerto de control disponible para la ejecución de la aplicación. En la figura 4 se muestra el diagrama de la unidad de control implementada con un microcontrolador PIC de 8 bits. Con tres

buses de control digital y un bus analógico para señales del módulo de acondicionamiento de señal. El microcontrolador posee integrado un puerto de salida serie RS232.

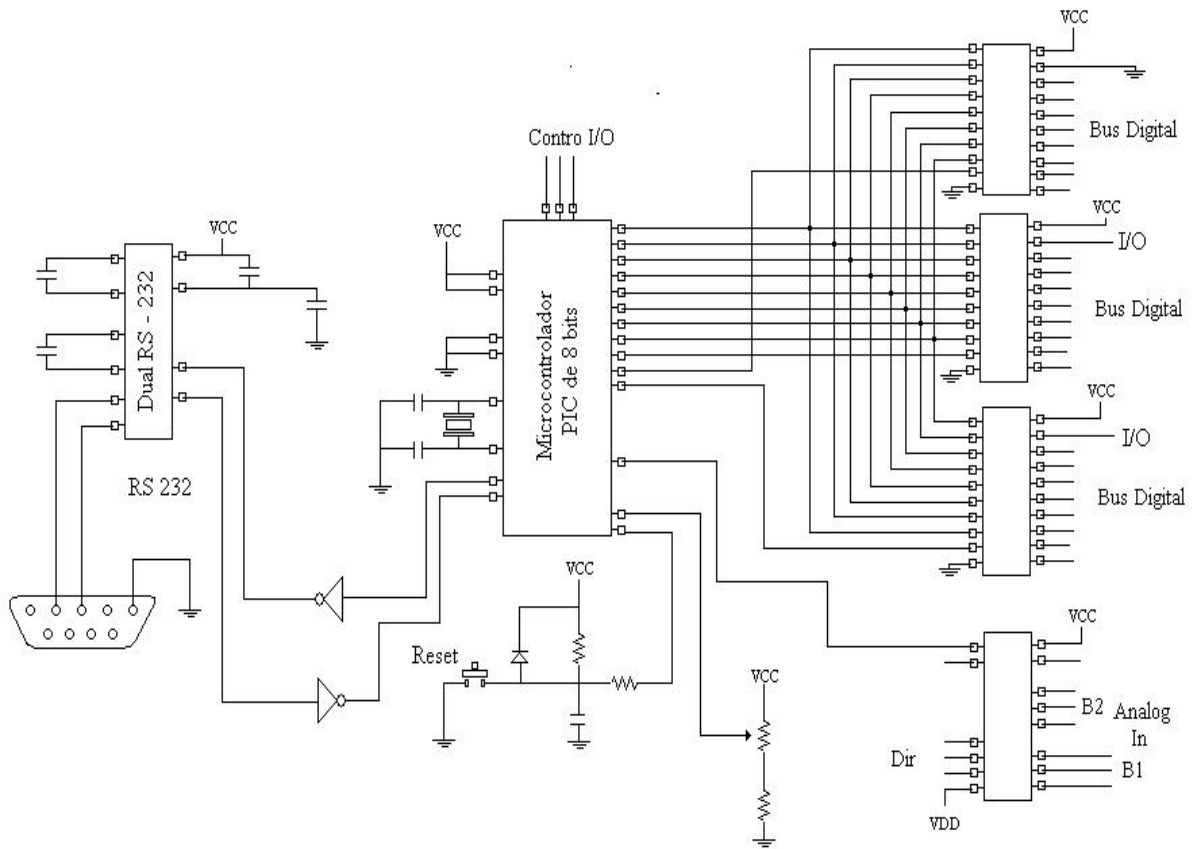
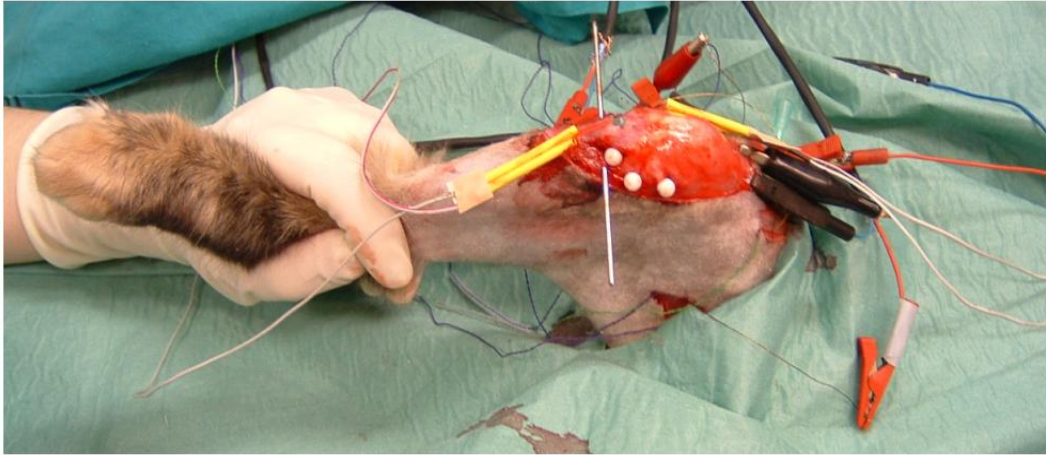


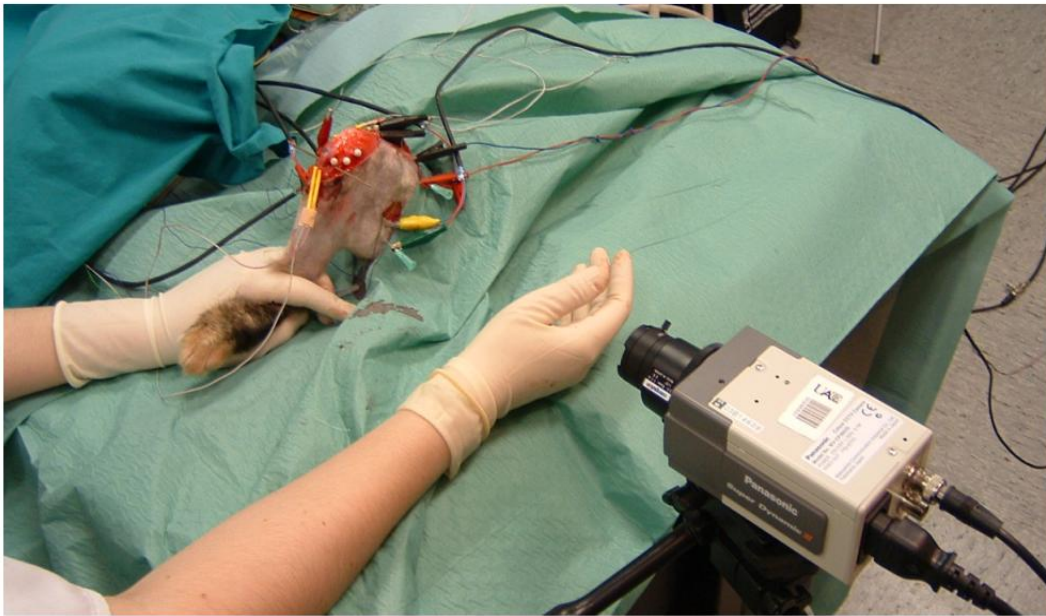
Figura 4 Unidad de control implementada con un microcontrolador PIC de 8 bits, el módulo cuenta con tres buses digitales para control y bus de entrada analógico.

5. DESARROLLO DEL EXPERIMENTO.

El desarrollo del experimento requiere el acondicionamiento previo de sensores SG. La preparación del gato de laboratorio, así como la disposición del material quirúrgico necesario. El experimento involucra mediciones de diferentes variables entre las cuales se encuentran, el uso de un sistema de ultrasonido (sonoview) que proporciona la posición relativa de la pata. Un sistema de electromiograma que registra la actividad muscular, el sistema SEMT que detecta la tensión-deformación de los ligamentos y un sistema de cámaras de video que filman a la articulación y permiten registrar a través de indicadores visuales el desplazamiento de la articulación y sincronización de la posición de la pata en forma visual contra los resultados de los sensores de tensión-deformación. La posición de la pata durante el experimento se muestra en la figura 5 en la fotografía (a) se observan los cables y el sensor de deformación del ligamento rotuliano (color amarillo), marcadores visuales (bolas de plástico blancas), un estribo que se utiliza como ancla para tirar de la articulación y cables del resto de los sensores. En la fotografía (b) se muestra una panorámica de la mesa de trabajo y la pata del gato durante un registro de datos. El desarrollo del experimento se realiza mediante series de movimientos de la articulación (flexión, extensión y combinados) que se ejecutan en forma independiente y en serie de repeticiones continuas o pausadas.



(a)



(b)

Figura 5 a) Fotografía de la pata de gato interconectada con los sensores de medición y monitoreo de tensión-deformación, ultrasonido, eléctrica muscular. b) Panorámica general de la mesa de trabajo durante un experimento.

Los cambios de tensión superficial de los ligamentos son observados en el monitor de un ordenador el cual registra las señales y las guarda en archivos independientes. Las señales de tensión-deformación en ocasiones presentan niveles de ruido causados por interferencias de los otros sistemas de medición o fuentes aleatorias. En la figura 6 a) se muestra una serie de movimientos de flexiones repetidas. La serie de datos del sensor SG presenta ruido entre $\pm 5v$ de amplitud de pico a pico. Para resolver este tipo de problemas el sistema tiene un bloque de filtros pasabajas en la entrada de cada canal de instrumentación, en donde se conecta cada sensor SG y un segundo bloque de filtros a la salida.

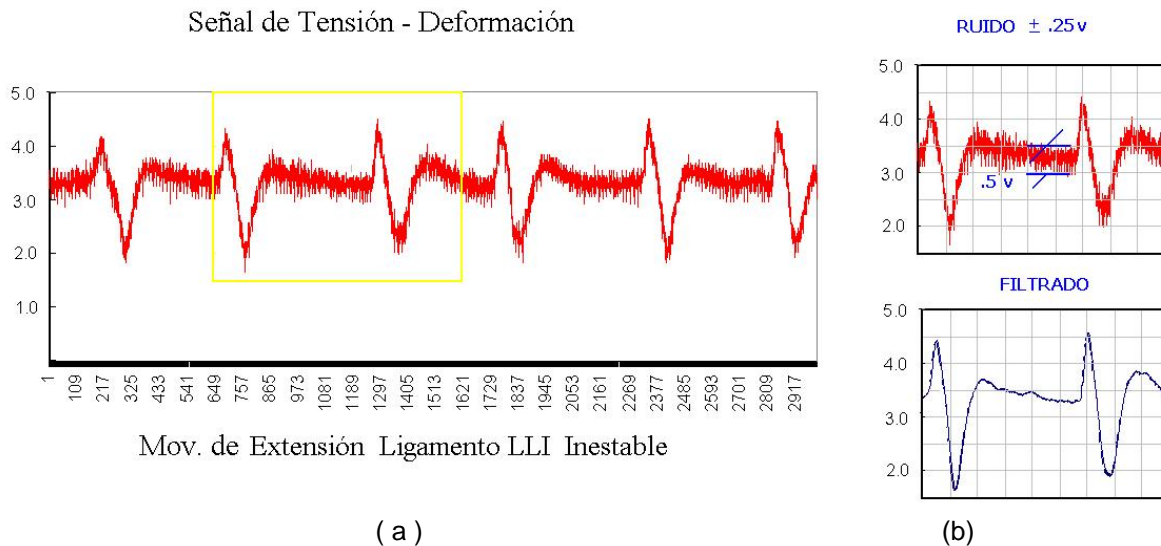
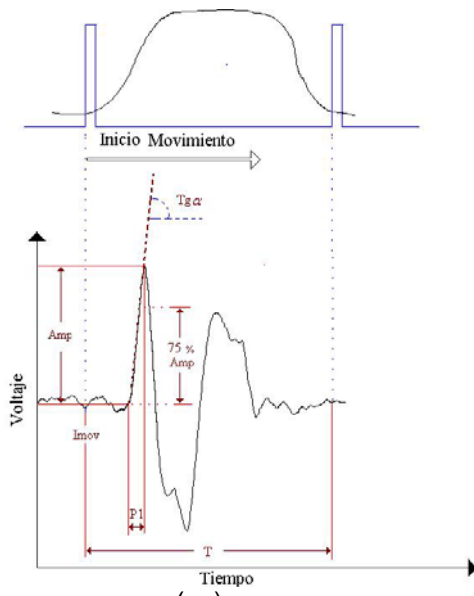


Figura 6 a) Señal de tensión-deformación de una serie de movimientos continuos de extensiones del sensor del ligamento LLI de una articulación inestable. b) Un patrón de la serie con ruido y filtrado por pasabajas.

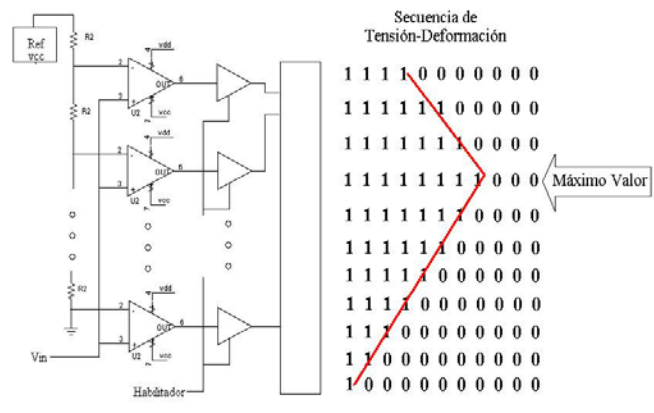
5.1 Señales de Tensión –Deformación de Ligamentos

La caracterización de un patrón de tensión-deformación se puede observar en la figura 7 a) en está se muestra un patrón de un movimiento combinado Lachman, del ligamento LLI de una articulación inestable (lesionada). El patrón tiene un período T, El primer pico representa el inicio del cambio de tensión-deformación que sufre el ligamento durante el movimiento. El nivel máximo de tensión esta relacionado con la amplitud máxima Amp. La región en donde la tensión crece más rápidamente es P1. En una situación normal si se excede el nivel de tensión sobre el ligamento podría ser motivo de daños en la estructura propia de esté. Por tal motivo es importante tratar de evitar los limites máximos que puedan dañar al ligamento. Para ello es necesario implementar un sistema que estimule de forma artificial a la musculatura de la rodilla, para que está se tonifique y restrinja el movimiento, y de esta forma evitar daños a nivel de la estructura ligamentaria en la articulación. Los patrones obtenidos presentan un primer pico activo, con una pendiente y amplitud representativa de la máxima tensión en el ligamento. En la figura 7 b) se muestra un circuito comparador de nivel que detecta la pendiente ascendente, a través de un secuencia de unos. En el momento que esta secuencia inicia a cambiar en sentido inverso, se considera que la pendiente llego a su punto máximo. Si el nivel de referencia en el circuito de comparación de nivel es ajustado a un 75% de la amplitud máxima amp, la secuencia binaria cambiará más rápidamente y alcanzará su punto máximo, logrando de este modo obtener una señal que indique que el ligamento esta siendo sometido a rangos extremos de tensión-deformación cercanos al daño permanente de forma anticipada.

La caracterización de las señales permite comparar patrones articulares de tensión-deformación específicos en condiciones normales, y su posterior modificación tras la lesión de estructuras ligamentarias, capsulares o musculotendinosas. El Sistema Electrónico Monitor de Tensión-Deformación SEMT detecta la tensión-deformación superficial en regiones de inserción ósea de los mencionados elementos, permitiendo el análisis del comportamiento articular en condiciones de normalidad y lesión.



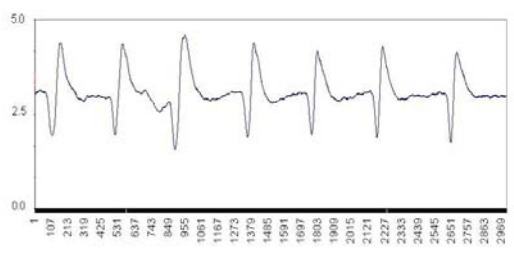
(a)



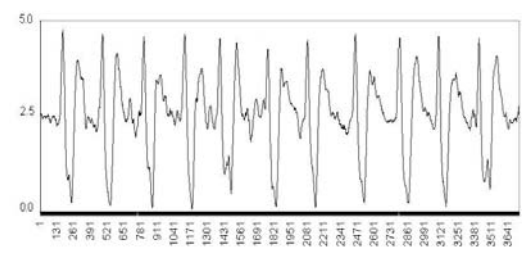
(b)

Figura 7 a) Patrón característico del ligamento LLI en una articulación inestable con un movimiento Lachman. b) Circuito comparador generador de secuencia de primer pico activo de tensión-deformación.

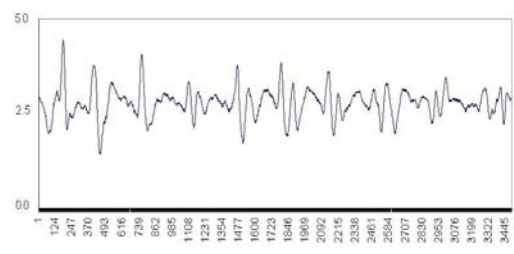
Algunos de los patrones de tensión-deformación detectados con el sistema SEMT se muestran en la figura 8 en está contiene 4 series temporales de datos correspondientes a movimientos combinados tipo Lachman, de los ligamentos LR y LLI, en una rodilla estable e inestable. Es importante mencionar que estos tipos de movimientos no se deben analizar como una señal periódica. Dado que el movimiento en una articulación puede ser completamente aleatorio.



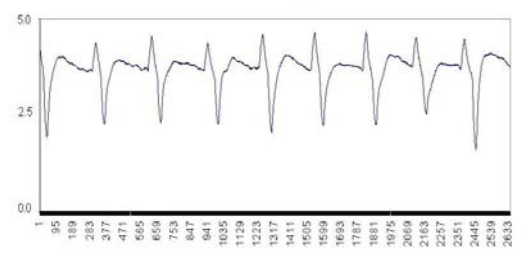
(a)



(c)



(b)



(d)

Figura 8 Señal de tensión-deformación de los ligamentos lateral intermedio y rotuliano correspondientes a un movimiento Lachman de la articulación. a) Ligamento LR estable b) Ligamento LLI estable. c) Ligamento LLI inestable d) Ligamento LR inestable.

6. CONCLUSIONES

El presente trabajo se propone como una nueva herramienta en el análisis de experimentos que involucren la evaluación de estructuras ligamentarias deformadas, facilitando la adquisición de datos sobre desplazamientos que produzcan deformación bajo tensión en partes blandas de una articulación, susceptible de aplicarse en el futuro a situaciones clínicas.

La obtención de los patrones de respuesta de la tensión inicial de los ligamentos estabilizadores de la articulación están aportando información sobre comportamiento de la articulación con lesiones LCA y sanas. Para el establecimiento de un modelo dinámico de la articulación.

7. AGRADECIMIENTOS.

Este trabajo ha sido financiado con el proyecto de Fondo de Investigaciones Sanitarias (01/0371) de la Comunidad de Madrid, España. Agradecimientos al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) de México.

8. REFERENCIAS

- [1]. Flemming B.C, Beynnon B.D., Nichols C.E., Renstrom P.A.: “*An in Vivo Comparison between Intraoperative Isometric Measurement and local Elogation of The Graft after Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament*”, The Journal of bone and Joint Sugery, Incorporated; vol 76-A, April, P511-519. (1994)
- [2]. Beeynnon B.D, Johson R.J., Flemming B.C., Renstrom P.A, Nichols C.E.: “*The Measurement of Elogation of Anterior Cruciate Ligament Grafts in Vivo*”, The Journal of bone and Joint Sugery, Incorporated; vol 76-A, April, P520-531. (1994)
- [3]. Beynnon B.D, Ppe M.H., Wertheimer C.M. Johson R.J., Flemming B.C., P.A, Nichols C.E. and Howe J.G.: “*The Effect of Funtional Knee-Braces on Strain on the Anterior Cruciate Ligament in Vivo*”, The Journal of bone and Joint Sugery, Incorporated; vol 74-A N° 9, October, Pag 1298-1312. (1994)
- [4]. Bruce D., Beynnon B.D, Braden C., Fleming : “*Anterior Cruciate Ligament Strain in Vivo*”, Journal Biomechanics; vol 31 N° 6, October, Pag 519-525. (1998)
- [5]. Raygoza Panduro J.J., Gómez Barrena E. Angel N. Nuria Bonsfills, Ortega Cisneros S., Boemo E., “*Sistema Electrónico de Tensión – Deformación (SEMT)*” Registro de Patente N° 200400546 Oficina Española de Patentes y Marcas, Marzo, (2004)
- [6] Jeffrey A. Weiss and Jhon C. Gardiner: “*Computational Modeling of Ligament Mechanics*” Critical Review in Biomedical Engineering 29(4) 1-70 (2001).
- [7] Provenzano P.P., Lakes R.S., Corr D.T., Vanderby R. Jr., “*Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behavior*” Biomechan Model Mechanobiol 1 (2002) page 45-57 Springers-verlang (2002).
Fisiología
- [8] Weiss Jeffrey A., Marker Bradley N., Govindjic Sanjay “*Finite Element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity*” Computer methods in applied mechanics and engineering 135 page 107 – 128. (1996)
- [9] Weiss Jeffrey A. “*A model for the material behavior of ligament and tendons*” Proc ASME Winter Annual Meeting BED-31 page 97- 98. (1995)