



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**  
**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA**  
**DR ERNESTO RAMOS BOURS**

**T E S I S**

**DISPOSITIVO BIOMECÁNICO PARA PRUEBAS DINÁMICAS.**  
**ESTABILIDAD DEL OBEQUE EN FRACTURAS DE OLÉCRANON**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

**PRESENTA:**  
David Alberto García Gómez

**TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA**  
Hospital General del Estado de Sonora  
**CODIRECTOR DE TESIS: BIÓL. NOHELIA GUADALUPE PACHECO HOYOS**  
Universidad de Sonora  
Hospital General del Estado de Sonora  
**COMITÉ TUTOR: M. en C. FLOR RAMÍREZ TORRES**  
Instituto Tecnológico de Hermosillo

**Hermosillo Sonora; julio 2016**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **FIRMAS DE AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ DIRECTIVO DE TESIS**

Los presentes han revisado el trabajo del médico residente de cuarto año David Alberto García Gómez y lo encuentran adecuado para continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista en Ortopedia.



**David Lomeli Zamora**  
Director de tesis  
Hospital General del Estado



**Nohelia G. Pacheco Hoyos**  
Codirectora de tesis  
Departamento de Investigaciones Científicas y Tecnológicas, Universidad de Sonora  
Hospital General del Estado de Sonora



**Flor Ramírez Torres**  
Miembro del comité tutorial  
Instituto Tecnológico de Hermosillo



Gobierno del  
Estado de Sonora

Secretaría de  
Salud Pública

Hospital General del Estado  
"Dr. Ernesto Ramos Bours"  
División de Enseñanza e Investigación  
No. de Oficio: SSS/HGE/EM/659/16  
Hermosillo, Sonora a 28 de julio de 2016

2016: "Año del Diálogo y la Reconstrucción"

## OFICIO DE LIBERACIÓN DE TESIS

La división de enseñanza e Investigación del Hospital General del Estado de Sonora hace constar que realizó la revisión del trabajo de tesis del médico residente: *García Gómez David Alberto*; cuyo título es:

### DISPOSITIVO BIOMECÁNICO PARA PRUEBAS DINÁMICAS. ESTABILIDAD DEL OBENQUE EN FRACTURAS DE OLECRANON

Se considera que la tesis reúne los requisitos solicitados por la Universidad Nacional Autónoma de México y se acepta para ser presentada en el examen de grado.

**ATENTAMENTE  
SUFRAGIO EFECTIVO, NO REELECCIÓN.  
EL SUBJEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E  
INVESTIGACIÓN**

**DR. ELEAZAR VALLE ARMENTA**

C.p. Archivo  
NGPH



Hospital General  
del Estado  
Dr. Ernesto Ramos Bours

**Unidos logramos más**

Bld. Luis Encinas Johnson S/N Colonia Centro  
Tels. (662) 2592501, 2592505  
Hermosillo, Sonora / [www.saludsonora.gob.mx](http://www.saludsonora.gob.mx)

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A la Secretaría de Salud del Estado de Sonora.

A mi sede de trabajo, El Hospital General del Estado “Dr. Ernesto Ramos Bours”.

A los miembros del comité de tesis.

A mis maestros y todas las personas que contribuyeron de alguna manera en mi formación como ortopedista.

A mi madre.

A dios por prestarme salud y bienestar para lograr esta meta en mi vida.

## **DEDICATORIA**

A mi madre

# ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b>	7
<b>CAPITULO I. MARCO TEÓRICO.</b>	9
1.1 Biomecánica	9
1.2 El codo	10
1.3 Componentes de la articulación del codo	10
1.4 Flexo – Extensión del codo	12
1.5 Cinética	14
1.6 Cinemática	14
1.7 Fuerzas de reacción articular del codo	14
1.8 Fracturas del Olécranon	16
1.9 Principio biomecánico del tirante	17
1.10 Rehabilitación en las fracturas del Olécranon	18
1.11 Estado actual del conocimiento científico	18
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	20
<b>JUSTIFICACIÓN</b>	21
<b>OBJETIVOS</b>	22
<b>HIPÓTESIS</b>	23
<b>CAPÍTULO II. MATERIALES Y MÉTODOS</b>	24
2.1 Diseño del estudio	24
2.2 Tipo de estudio	24
2.3 Especificaciones de la muestra	24
2.4 Periodo de estudio	24
2.5 Tamaño de la muestra	25
2.6 Criterios de selección	25
2.7 Aspectos éticos de la investigación	26
2.8 Recursos empleados	28
2.9 Categorización de las variables según la metodología	31
2.10 Descripción general del estudio	32
<b>CAPÍTULO III. RESULTADOS</b>	36
<b>DISCUSIÓN</b>	39
<b>CONCLUSIONES</b>	41
<b>LITERATURA CITADA</b>	42

## **RESUMEN**

Los problemas de salud en ortopedia están íntimamente relacionados con la mecánica; es decir, los problemas del sistema musculo esquelético, se abordan frecuentemente desde el punto de vista biomecánico. Los estudios biomecánicos básicos de constructos de material ortopédico y hueso requieren de pruebas biomecánicas por medio de un dispositivo de carga cíclica. Con el objetivo de realizar pruebas dinámicas en ortopedia, se diseñó un dispositivo para aplicar cargas cíclicas a especímenes cadavéricos con fractura de olécranon fijados mediante el constructo obenque. El dispositivo fue fabricado con materiales neumáticos, mecánicos y se utilizó para las pruebas los programas Labview, OPC Test y RS Link 5000. Una vez fabricado el dispositivo, se aplicaron 7200 ciclos con cargas de 50 y 100N a ocho especímenes cadavéricos en el lapso de una hora. No se encontró desplazamiento de los fragmentos y se comprobó las fuerzas de compresión en el trazo de fractura a las cuales se refiere el principio del tirante.

Palabras clave: biomecánica, pruebas dinámicas, ortopedia, olécranon.

## **ABSTRACT**

Health problems in orthopedics are closely related to mechanics; musculoskeletal system issues are frequently raised from the biomechanical point of view. The biomechanical studies of the basic constructs in bone and orthopedic materials require biomechanical testing using a cyclic loading device. In order to perform dynamic tests in orthopedics, a device was designed to apply cyclical loads to cadaver specimens with olecranon fracture fixed by tension band construct. The device was manufactured with pneumatic and mechanical materials and testing was done using Labview, OPC Test and RS Link 5000. Once built the device, we applied 7200 cycles with 50 and 100N loads to eight cadaver specimens in the space of one hour. No displacement of the fragments was found and compression forces referred in the tension band principle were checked.

Keywords: biomechanics, dynamic tests, orthopedics, olecranon.

## INTRODUCCIÓN

En el Hospital General del Estado de Sonora se iniciaron los estudios biomecánicos en colaboración con instituciones educativas desde el año 2005. El departamento de ortopedia del hospital tiene un convenio de colaboración con el Instituto Tecnológico de Hermosillo (ITH) para la realización de proyectos de investigación relacionados con la ingeniería y sus aplicaciones en medicina. Entre las principales investigaciones que se han realizado se encuentran la determinación del porcentaje de pérdida ósea de la tibia, elaboración de dispositivos de prueba de fuerzas y estudios experimentales para probar distintas configuraciones de fijadores externos.

Se determinó, el porcentaje de pérdida ósea de la tibia que ocasiona una fractura de la misma (Monreal, 2005). Se realizaron pruebas biomecánicas en flexión a hueso de cadáver con un dispositivo de cuatro puntos y una prensa universal (Quintanar, 2014). Se evaluó la configuración para la colocación de fijadores en calcáneo y fémur (Ocampo, 2014; Vázquez, 2014) Se analizaron las solicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo Charnley-Müller (Fierro, 2015).

Los problemas de salud en ortopedia están íntimamente relacionados con la mecánica; es decir, los problemas del sistema musculo esquelético, se abordan frecuentemente desde el punto de vista biomecánico. Principalmente en lo que se refiere a la estructura ósea y a la movilidad muscular de la misma. Todas las investigaciones realizadas se han probado por medio de un dispositivo de carga catastrófica. Sin embargo, los estudios biomecánicos básicos de constructos de material ortopédico y hueso requieren de pruebas biomecánicas por medio de un dispositivo de carga cíclica. El presente trabajo tiene como objetivo evaluar un dispositivo de carga cíclica diseñado para realizar pruebas biomecánicas dinámicas para el servicio de traumatología y ortopedia del Hospital General

del Estado de Sonora. Dicho dispositivo se probará en especímenes cadavéricos de un constructo del olecranon con un obenque.

La fisiología del codo permite dos funciones básicas que son la Flexo-extensión y la prono-supinación. Para poner a prueba las funciones del mismo o los implantes de osteosíntesis que se colocan en él, se utilizó este dispositivo de cargas cíclicas. El diseño de esta herramienta constituye un aporte importante para la investigación médica y para complementar los medios de trabajo del servicio en nuestro nosocomio.

## CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

### 1. Biomecánica.

La biomecánica es una rama de la ingeniería biomédica que aplica el conocimiento y las Leyes de la mecánica a la biología. Nos ayuda a entender el funcionamiento motor de los Organismos, a caracterizar el comportamiento estructural de órganos y de los tejidos vivos, a predecir cambios debidos a alteraciones y a proponer métodos de intervención artificial. (Doblaré, M. y J. M. García-Aznar, 2000).

La biomecánica también trata de predecir el movimiento, deformaciones y tensiones que aparecen en un tejido u órgano como consecuencia de su constitución micro estructural y propiedades intrínsecas. Así como restricciones impuestas por otros órganos y las cargas a las que se encuentra sometido (Quintanar, 2014). La biomecánica es una disciplina que se rige según los lineamientos planteados por la física clásica y responde a las leyes básicas de la mecánica propuestas por Isaac Newton.

Para responder los cuestionamientos sobre la acción de las fuerzas de impacto en el sistema óseo humano, se consideran estos principios fundamentales:

*Primera Ley de Newton:* “Todo cuerpo conserva el estado de reposo o movimiento rectilíneo uniforme a menos que se le obligue mediante la acción de una fuerza” (Newton, 1687).

*Segunda Ley de Newton:* “La resultante de las fuerzas que actúan sobre una partícula es igual a la variación de su cantidad de movimiento respecto del tiempo” (Newton, 1687).

La forma en la que comúnmente se presenta la segunda ley en su formulación más conocida es  $F=ma$  (expresada vectorialmente para fuerza y aceleración). En nuestro caso nos interesa expresarla como la equivalencia entre la cantidad de movimiento y el impulso mecánico:

$$F \cdot \Delta t = m \cdot \Delta v$$

*Tercera Ley de Newton:* “Si una partícula A ejerce una fuerza sobre B, la partícula B ejerce sobre A una fuerza igual en magnitud y dirección, pero en sentido contrario” (Newton, 1687).

De acuerdo a esta ley, las fuerzas no aparecen nunca solas, si no en pares, pero teniendo en cuenta que estos pares de fuerza actúan sobre cuerpos diferentes, estas fuerzas son conocidas como acción y reacción (Arregui-Dalmases, 2011).

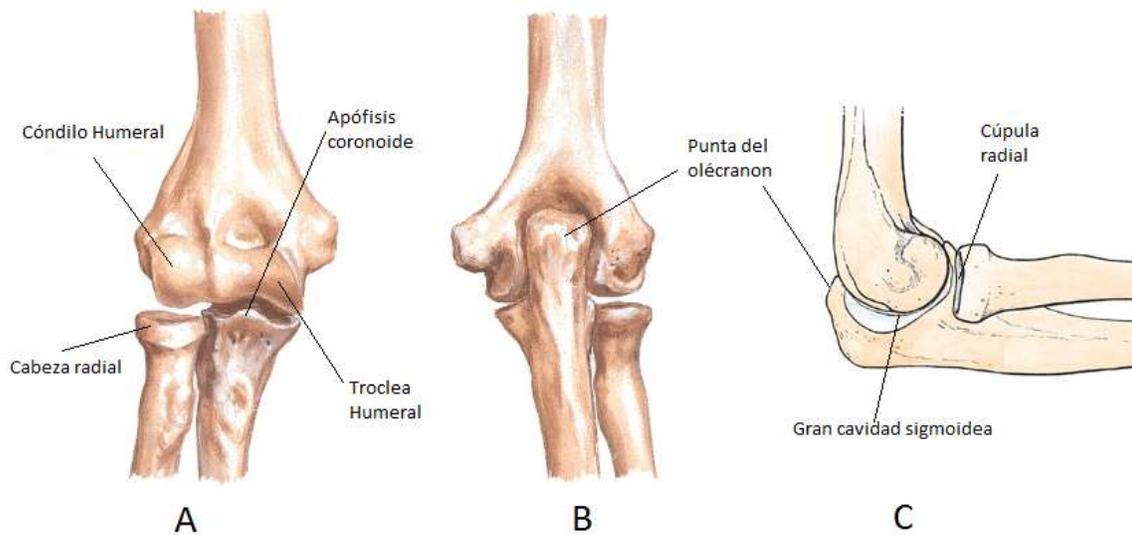
## **El codo**

### **1.2 Componentes de la articulación del codo.**

El húmero distal provee dos superficies articulares como son: La tróclea humeral, que tiene forma de polea o diábolo, con una garganta que se localiza en el plano sagital, entre dos "carillas" convexas y el cóndilo humeral que es una estructura esférica situada por fuera de la tróclea.

Los huesos del antebrazo proveen otras dos superficies articulares. El cubito con la Gran cavidad sigmoidea que se articula con la tróclea del humero, de modo que su conformación es inversa, es decir que presenta una cresta roma longitudinal que termina, por arriba, con el pico del olécranon, por abajo y por delante con el pico de la apófisis coronoide; a cada lado de la cresta, que corresponde a la garganta de la tróclea, se localizan dos vertientes cóncavas, que corresponden a las "carillas" trocleares. La forma general de esta superficie articular es comparable a la superficie de una plancha de hierro ondulada, de la que sólo se hubiera tomado un elemento: una nervadura y dos correderas. El radio con su Cúpula radial, que es la cara superior de la cabeza radial, cuya concavidad posee la misma curva que el cóndilo sobre el cual se adapta. Está limitada por un reborde que se articula

con la zona cóndilo troclear. Estas dos superficies constituyen un conjunto único gracias al ligamento anular que las mantiene una contra otra (Kapandji, 2006) (Figura 1).



**Figura.1. Componentes de la articulación del codo. A.- Vista anterior de la articulación del codo. B.- Vista posterior de la articulación. C.- Vista lateral de la articulación.**

El complejo de la articulación del codo permite dos tipos de movimiento: la flexión-extensión y la pronación-supinación. Las articulaciones humerocubital y humerorradial permiten la flexión y extensión del codo y se clasifican con articulaciones en bisagra. (Zuckerman, J.D. et al., 2004). La articulación del codo es considerada una articulación sinovial que se encuentra situada a 2-3cm debajo de los epicóndilos del húmero. (Moore, 2009) (Figura 2).



Figura 2. Vista anterior del codo (Netter, 2000).

### 1.3 Flexo –Extensión del codo.

Tres músculos son responsables de mover la articulación del codo cuando nos referimos a la flexo–extensión. El musculo braquial, que se origina en la mitad inferior del humero y se fija a la cara anterior de la apófisis coronoides del cubito (Figura 3). En relación a este trabajo se colocará un sistema de resorte para simular la flexión de este musculo.

El bíceps, con sus cabezas larga y corta, que se unen hacia la porción media del humero. Se inserta en la cara medial del radio. Es un músculo predominantemente supinador del antebrazo, aunque también es flexor cuando el antebrazo se encuentra en supinación (Figura 4). Por último, el tríceps, que se origina en la parte posterior e inferior del humero y va a insertarse en el cubito. Es extensor principal del brazo (Figura 5) (Cailliet, 2006).



**Figura. 3. Origen e inserción del Musculo braquial anterior.**



**Figura 4. Origen e inserción del Musculo Biceps.**



**Figura 5. Origen e inserción del Musculo Triceps.**

#### **1.4 Cinética**

El flexor primario del codo es el braquial anterior. El bíceps es activo en flexión cuando el antebrazo se encuentra en supinación o neutro. El tríceps es el principal extensor del codo. Su cabeza medial es la extensora primaria, quedando como reservas la cabeza o vasto lateral y la porción larga. El anconeo se activa al iniciar y mantener la extensión. Sin embargo, el tríceps es el que tiene la mayor capacidad de trabajo de todos los extensores (Zuckerman, J.D. et al., 2004).

Wilson et al. (2011), realizaron un trabajo simulando la acción del tríceps con un cable jalando el cubito. En relación a este trabajo, utilizando el mismo principio, se simulará la acción del tríceps con un cable que jale el cubito desde su fragmento proximal con el objeto de simular la extensión del codo.

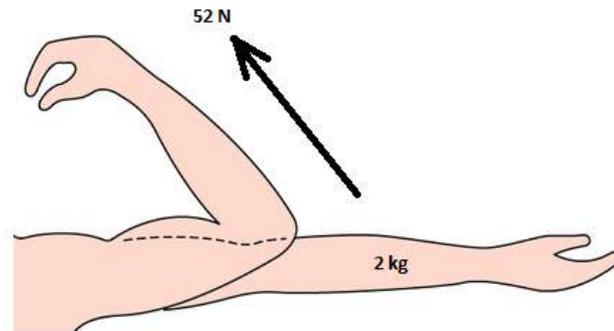
#### **1.5 Cinemática**

La flexión y extensión del codo tienen lugar en la articulación humero cubital y humero radial. El rango normal de flexo-extensión es de 0 a 146 grados con un rango funcional de 30 a 130 grados. Es decir clínicamente, los pacientes pueden tolerar contracturas de flexión de hasta 30 grados (Zuckerman, J.D. et al., 2004).

#### **1.6 Fuerzas de reaccion articular del codo**

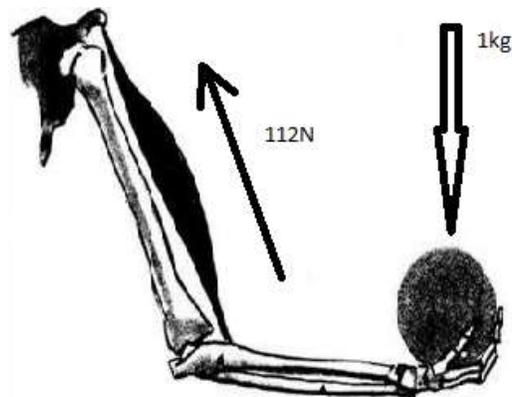
Se ha demostrado que la fuerza generada en el codo es hasta tres veces el peso corporal con ciertas actividades. (An, K.N. et al, 1981). (Nicol, A.C. et al, 1977), usando un analisis biomecanico tridimensional, encontraron que durante las actividades de vestirse y comer las fuerzas de reacciona articular eran de 300N. Elevarse de una silla causó una fuerza de reaccion articular de 1700N y tirar de una mesa, 1900N, que es casi tres veces el peso corporal.

La masa del antebrazo (2kg) produce una fuerza gravitacional de 20N. Cuando no se sostiene un objeto en la mano, se calcula que la fuerza muscular es 52 N y la fuerza de reaccion articular 32N (Figura 6).



**Figura 6. Representación gráfica de las fuerzas musculares requeridas para sostener la masa del antebrazo sin cargar objetos.**

Cuando se sujeta un peso de 1 kg en la mano, produce una fuerza gravitacional de 10N a una distancia de 30cm del centro de rotacion del codo, las fuerzas musculares requeridas aumentan a 112N y la fuerza de reaccion articular a mas del doble, alcanzando los 87N. (Zuckerman, J.D. et al., 2004) (Figura 7).



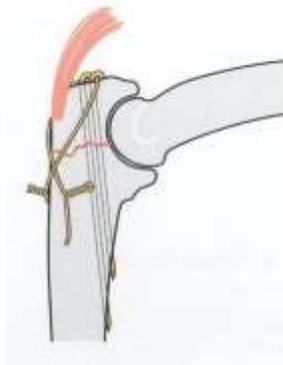
**Fig. 7. Representación gráfica de las fuerzas musculares requeridas para sostener 1kg de peso en la mano.**

## 1.7 Fracturas del Olécranon

Las fracturas del olecranon son el resultado de fuerzas directas y/o indirectas. Las fuerzas directas empujan al olecranon contra el humero distal, mientras que las fuerzas indirectas se aplican a través de la contra tracción del tríceps. Las fuerzas indirectas producen generalmente trazos de fractura transversos u oblicuo cortos. Las fuerzas directas producen fracturas conminutas, a menudo con hundimiento articular.

En las fracturas no desplazadas existe menos de 2mm de defecto o escalón articular, la extensión del codo está intacta y no hay movilidad significativa de los fragmentos con la flexión del codo. Los objetivos del tratamiento en las fracturas del olécranon son la reconstrucción de la superficie articular, restaurar o conservar los mecanismos de extensión del codo, conservar la movilidad y función del codo y prevenir y evitar complicaciones. (Schmeling, 1999).

Los implantes de elección para las fracturas simples transversales u oblicuas son dos agujas de Kirschner (1,8 o 1.6mm) como férulas internas y alambre para cerclaje de 1mm de acero inoxidable. Para obtener el principio biomecánico del tirante. (Rüedi O.T. y Murphy M.W., 2000) (Figura 8).

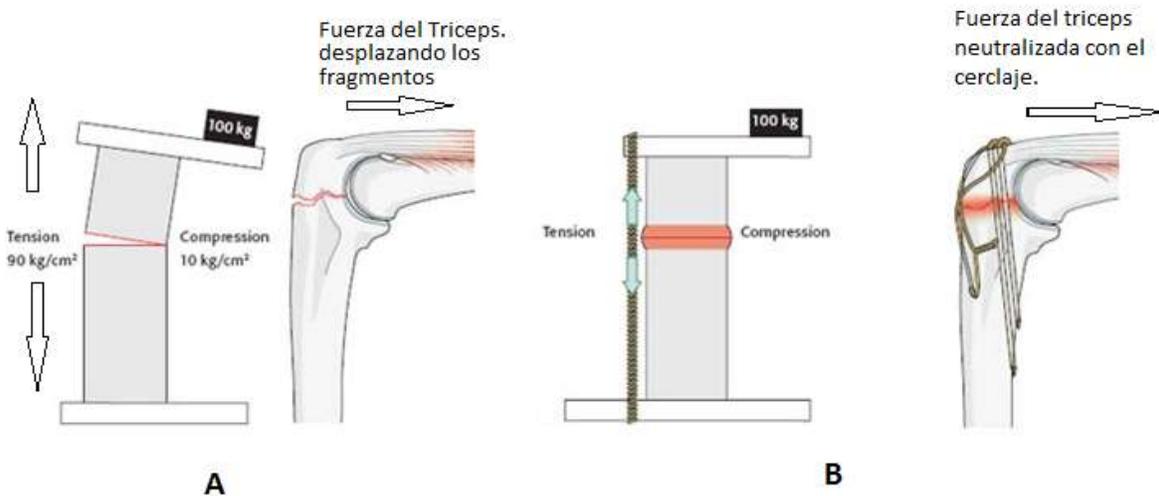


**Figura 8. Dibujo esquemático del cerclaje de alambre de acero inoxidable con agujas de Kirschner para el manejo de fracturas simples desplazadas del Olécranon. (Rüedi O.T. y Murphy M.W., 2000).**

## 1.8 Principio biomecánico del tirante

En ingeniería, tirante, es un aditamento colocado en la superficie de tensión de una estructura con el fin de brindar un reforzamiento y evitar la caída o ruptura de la misma.

El principio del tirante fue introducido por Pauwels y aplicado como principio de tratamiento en cirugía ósea. Cualquier hueso sometido a una carga excéntrica es solicitado en flexión. La típica distribución en fuerzas externas de tracción e internas de compresión, ocasionan la distracción de la línea de fractura sobre el lado de tensión, con la consiguiente angulación externa del hueso. Si estas fuerzas de tensión son absorbidas por un tirante y las fuerzas de compresión internas son soportadas por el hueso, se restablece la capacidad de carga del hueso. Entonces la compresión axial inter fragmentaria se realizará durante las sollicitaciones de carga. (Figura 9). (Rüedi O.T. y Murphy M.W., 2000).



**Fig. 9. Esquema del principio biomecánico del tirante. A. Una carga excéntrica provoca distracción del trazo de fractura. B. Al colocar el tirante en la superficie de tensión se neutralizan las cargas, restableciendo la capacidad de carga del hueso.**

El objetivo del principio de tirante es convertir los esfuerzos de flexión en esfuerzos de compresión axial. Por lo tanto, la compresión axial será directamente proporcional a las sollicitaciones en flexión. De tal manera que a mayor flexión, mayor compresión axial.

## **1.9 Rehabilitación en las fracturas del Olécranon**

Al día siguiente de post operado, se comienza con ejercicios activos asistidos, incluyendo la flexión a favor de la gravedad con el paciente en decúbito supino. Durante las primeras semanas el cirujano debe supervisar muy de cerca la rehabilitación del paciente con ejercicios activos para evitar rigidez del codo. A las tres o cuatro semanas se comienzan los ejercicios contra resistencia y el paciente habitualmente vuelve a su trabajo. (Rüedi O.T. y Murphy M.W., 2000).

El tiempo esperado para la consolidación de las fracturas del olécranon es de 8 a 12 semanas. Los primeros siete días se indican ejercicios suaves de movilización pasiva del codo (20-30 ciclos al día en promedio), para posteriormente ir aumentando gradualmente el número de repeticiones y la resistencia a los movimientos, hasta lograr un promedio de 5000 a 7000 ciclos en las 12 semanas que se espera que la fractura esté consolidada (Florit, 2009).

## **1.10 Estado actual del conocimiento científico**

La realización de pruebas biomecánicas no puede realizarse en seres humanos por cuestiones bioéticas. Por lo que la experimentación y los ensayos biomecánicos se realizan en modelos cadavéricos.

Para probar un constructo hueso-osteosíntesis básicamente se aplica una carga catastrófica. Es decir, una carga tan grande que destruye el hueso, el implante o que incluso provoque la migración del mismo, haciéndolo inútil para el fin para el que fue diseñado. En la vida real, es poco probable que el cuerpo humano se someta a cargas catastróficas. Sin embargo, la realización de pruebas mecánicas simulando ese efecto puede generar para el investigador una inferencia del comportamiento y la resistencia que tendría un constructo bajo esas condiciones. Monreal (2005) sometió a cargas catastróficas tibias con pérdida

ósea y determinó la resistencia de las mismas. El siguiente paso en la investigación biomecánica consiste en la aplicación de cargas fisiológicas y en reproducirlas tantas veces como se sometería el constructo en la vida real.

En la actualidad se han diseñado dispositivos de carga cíclica por medio de poleas, pistones y software para el análisis biomecánico. Wilson et al (2011) realizaron un experimento en fracturas transversas del olécranon en un modelo de codo de plástico. En otro estudio Hutchinson et al. (2003) probaron las cargas cíclicas de hasta 500N en varios constructos en modelos cadavéricos. Por otro lado, Gómez (2000) menciona que la estabilidad mecánica o primaria, es el cimiento de la estabilidad biológica y ésta se logra en el momento mismo de la operación y a través de un diseño correcto del implante, los métodos de fijación y la técnica quirúrgica.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Uno de los principios fundamentales en el tratamiento de las fracturas es la movilización precoz. Frecuentemente se observa que los pacientes tratados mediante obenque, son inmovilizados mediante una férula que imposibilita la flexo-extensión inmediata, obstaculizando el principio del tirante.

Con base a estos postulados se ha planteado la siguiente pregunta de investigación es: ¿Cuál es la estabilidad mecánica del sistema obenque utilizado para cumplir la necesidad del movimiento cíclico inmediato en una fractura de olécranon?

## **JUSTIFICACIÓN**

Para el médico ortopedista resulta indispensable realizar investigación científica sobre todo a nivel local; cuyo alcance proporcione herramientas necesarias para el cumplimiento de objetivos básicos de la institución. En el Hospital General del Estado de Sonora, los estudios biomecánicos han demostrado que la implementación de las técnicas y análisis mecánico genera información que puede ser utilizada en beneficio de los pacientes que recibe la institución.

En este estudio se pretende determinar la estabilidad del obenque sometido a cargas fisiológicas (Fuerza y número de repeticiones), con el objetivo principal de eliminar la inmovilización post operatoria con una férula braquial para permitir la movilización post quirúrgica inmediata, la consolidación y la rehabilitación temprana.

Se justifica la difusión de este conocimiento para eliminar el paradigma de ortopedistas y residentes de ortopedia con respecto a dejar inmovilizados a los pacientes operados con esta técnica. El diseño del dispositivo de cargas cíclicas elaborado en conjunto, permitirá seguir con la línea de investigación trazada en el servicio de Ortopedia del Hospital General del Estado de Sonora.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL:**

Diseñar y presentar un dispositivo de carga cíclico funcional, para la realización de pruebas biomecánicas ortopédicas.

### **OBJETIVOS PARTICULARES:**

1. Determinar la estabilidad mecánica del sistema obenque en las fracturas de olécranon.
2. Comparar el grado de soporte del dispositivo en codo.
3. Valorar el grado máximo de soporte de cargas fisiológicas que presenta el dispositivo.

## **HIPÓTESIS Y PREDICCIONES**

Si a una serie de ocho constructos de modelos cadavéricos tipo obenque en una fractura controlada de olecranon, se aplican cargas cíclicas iguales de 50N a dos ciclos por segundo durante una hora (7200), se mantendrán en contactos los fragmentos.

Debido a lo anterior se han planteado las siguientes preguntas de investigación y predicciones hipotéticas:

¿Cuál es la capacidad del dispositivo diseñado para realizar una flexión y extensión completa en modelos cadavéricos de codo?

Predicción hipotética: se espera encontrar que la capacidad del dispositivo para realizar una flexión y extensión completa del codo sea suficiente.

¿Cuántos movimientos de flexo-extensión completa puede realizar el dispositivo dinámico en un segundo?

Predicción hipotética: Se espera encontrar que el dispositivo sea capaz de realizar al menos dos movimientos de flexo-extensión completa en un segundo.

¿Es comparable la capacidad del obenque para soportar las cargas fisiológicas a las que se ve sometido el codo con los movimientos de flexo-extensión naturales del cuerpo humano?

Predicción hipotética: Se espera encontrar que el dispositivo genere la fuerza equivalente a las cargas fisiológicas normales a las que se ve sometido un codo en la etapa de rehabilitación.

## CAPITULO II. MATERIALES Y MÉTODO

### 2.1 Diseño del estudio

<b>Tipo de estudio</b>	<b>Descripción</b>
<i>Experimental</i>	Estudio donde el investigador manipula y controla el factor de estudio. Existe por lo general, un grupo de análisis control y uno o más grupos experimentales.
<i>Biomecánico</i>	Tipo de estudio experimental donde los sujetos son pacientes ya sea vivos o modelos cadavéricos y se evalúa uno o más tratamientos para el control de un padecimiento.
<i>Analítico</i>	Estudio donde se pueden establecer relaciones entre variables.
<b>Especificaciones Generales</b>	
<i>Método de observación:</i>	Transversal.
<i>Temporalidad:</i>	Prospectivo.
<i>Diseño de estudio:</i>	Asignación no probabilística, sin aleatorización de un solo grupo de modelos cadavéricos.
<i>Tipo de análisis empleado:</i>	Mecánico.
<i>Alcance del estudio:</i>	Explicativo.

### 2.2 Especificaciones de la muestra

El protocolo se realizó con modelos cadavéricos de codo, se trabajó con ocho ejemplares pertenecientes a pacientes fallecidos en el Hospital General del Estado de Sonora y que cumplieron con los criterios de inclusión establecidos para esta investigación (punto 2.3).

### 2.3 Periodo de estudio

El periodo para la realización del protocolo de investigación comprendió de febrero a junio de 2016.

#### *2.4 Tamaño de la muestra.*

Para seleccionar la muestra se consideró un grupo experimental con ocho modelos cadavéricos (Figura 10). El criterio para elección de muestra ha sido evaluado tras una revisión bibliográfica comparativa con estudios biomecánicos previos realizados en huesos cadavéricos (McInnes K., 2014, Chiodo C., 2003).

#### *2.5 Criterios de selección*

##### *2.5.1 Criterios de inclusión de material óseo*

- Codo sin antecedentes de enfermedad metastásica ósea.
- Codo sin antecedente de fractura previa.
- Codo sin antecedente de osteomielitis.
- Codo sin malformaciones congénitas.
- Codo sin antecedente de osteoporosis.

##### *2.5.2 Criterios de exclusión de material óseo*

- Codo de donador con antecedentes de enfermedades infectocontagiosas.
- Codo de donador con enfermedades óseas deformantes congénitas.

#### *2.6.3 Criterios de eliminación de material óseo*

- Codo con un trazo de fractura incorrecto.



**Fig. 10. Especímenes y constructos utilizados en el experimento.**

### *2.6 Aspectos éticos de la investigación*

La investigación médica con cadáveres debe ser siempre manejada conforme a lo establecido por la legislación mexicana. Por lo tanto, el presente protocolo ha sido elaborado siguiendo la normatividad indicada en la fracción I del artículo 89 de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos, y con fundamento en los artículos 1o.; 2o.; 3o., fracción XXVI; 4o.; 7o.; 13 "A", fracciones I, II y X; 14; 18; 23; 24, fracción I; 27, fracción III; 32; 33; 45; 47; 100; 313 a 350 y demás relativos de la Ley General de Salud.

- El reglamento de la Ley General de Salud en materia de control sanitario de la disposición de órganos, tejidos y cadáveres de seres humanos presenta dos capítulos referentes a la disposición y la investigación con cadáveres. El capítulo IV aborda la disposición de órganos, tejidos y sus derivados; productos y cadáveres de seres humanos, incluyendo los embriones y fetos. Mientras que el capítulo V incluye la normatividad para

el estudio e investigación relacionados con la disposición de órganos, tejidos y sus derivados, productos y cadáveres de seres humanos.

- La investigación se ha planeado conforme a lo especificado en el capítulo IV artículos 59 y 62 y capítulo V artículos 79 y 88 de la Ley General de Salud. Las especificaciones legales para cada artículo se presentan a continuación:

- **CAPÍTULO IV**

- **De la Disposición de Cadáveres**

- **ARTÍCULO 59.-** La disposición de cadáveres para efectos de investigación o docencia sólo podrá hacerse previa la certificación de la pérdida de la vida de acuerdo con lo prescrito en el artículo 317 de la Ley.

- **ARTÍCULO 62.-** Para la realización de cualquier acto de disposición de cadáveres deberá contarse previamente con el certificado de defunción, que será expedido una vez comprobado el fallecimiento y determinadas sus causas por profesionales de la medicina o por personas autorizadas por la autoridad sanitaria competente.

- **CAPÍTULO V**

- **De la Investigación y Docencia**

- **ARTÍCULO 79.-** Para la utilización de cadáveres o parte de ellos, de personas conocidas con fines de investigación o docencia, se requiere permiso del disponente originario otorgado ante la fe del notario público o en documento privado, expedido ante dos testigos idóneos.

- **ARTÍCULO 88.-** Las instituciones educativas serán responsables del uso adecuado y ético de los cadáveres. Sólo se podrá entregar anualmente y como máximo, el número de cadáveres que expresamente les haya autorizado la Secretaría, y para el empleo de un

número mayor, la institución respectiva deberá presentar solicitud en la que exprese los motivos que los justifiquen.

## **2.7 Recursos empleados**

### **Recursos humanos:**

- Médico residente de cuarto año de traumatología y ortopedia.
- Médico adscrito del Hospital General del Estado.
- Jefa del laboratorio de Mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.
- Cinco Estudiantes del último semestre de la carrera de Ingeniería en

Mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo.

### **Recursos Físicos:**

- Ocho especímenes cadavéricos de los cuales se utiliza hueso y ligamentos de la articulación del codo.

- Sierra oscilante.
- Material de osteosíntesis:
  - Alambre quirúrgico de 1.2mm.
  - Clavos de Kirschner de 0.062.
- Equipo de apoyo (instrumental):
  - Perforador de batería.
  - Pinza manipuladora de alambre.
  - Entorchadora de alambre.
  - Pinza corta alambre.

- Materiales didácticos de laboratorio de Mecatronica.

- Neumático:

- Cilindro neumático de doble efecto (Figura 11).
- 2 sensores ópticos.
- Electroválvula 5/2 biestable.
- Sensor digital de presión.
- Válvula distribuidora.
- Manómetro.
- Compresor de 10 Bares.
- Válvulas extra reguladoras.
- Conexiones TV.
- Mangueras.

- Eléctrico:

- PLC Allen – Bradley Modelo L32E compact Logic 5000.
- Conexiones de banana.
- Fuente de corriente de 24 V.
- Computadora portátil (Laptop).

- Software:

- Programación en Labview.
- Programación en OPC Test.
- Programación en RS Link 5000.

- Mecánico:

- Barrenos 5/16x4”
- Tuercas 5/16.
- Abrazaderas de 2”

- Abrazaderas de 3"
- Hoja de MDF de 3/8.
- Resorte de 20cm.
- Prensas (C-Clamp).
- Mesas de trabajo.
- Panel de montaje.
- Desarmador plano.
- Desarmador de estrella.
- Esponja.
- Cable de freno de bicicleta de 1.5mm.
- Ahorcadores de alambre.
- Placa de metal perforada.
- Otros:
  - Teléfono celular con cámara.
  - Pintura roja.
  - Regla de 20cm.
  - Cinta adhesiva.
  - Marcador permanente.
  - Pesa de 5kg.
  - Guantes de latex.
- Cubreboca.



**Fig. 11. Cilindro neumático de doble efecto utilizado para fabricar el dispositivo.**

### **Recursos financieros:**

El material para análisis de datos y manejo de información, así como los expedientes e informes de pacientes fueron proporcionados por personal de la institución de atención médica. Los costos económicos fueron solventados por el médico residente investigador.

## **2.8 Categorización de las variables según la metodología**

### **Conceptos generales de las variables**

Variables dependientes: Separación de los fragmentos al aplicarles la fuerza.

- *Separación de los fragmentos: separación resultante de las fuerzas aplicadas a cada constructo. (0mm, 1mm y 2mm o más).*

Variables independientes: Fuerzas aplicada y los ciclos o repeticiones.

- *Fuerza aplicada: La fuerza aplicada es calculada realizando una conversión de milibares a newton (3.24milibares = 50N).*
- *Repeticiones o ciclos: Se aplican dos ciclos de flexo-extensión por segundo a cada constructo durante una hora (7200 repeticiones)*

## Especificaciones de las variables:

Variable	Tipo de Variable	Definición operacional	Escala de medición	Indicador
Separación de los fragmentos	Dependiente	Es la separación de los fragmentos resultante en cada constructo al final de las pruebas	Cuantitativa Continua	mm
Fuerza aplicada	Independiente	Es la fuerza que el dispositivo aplica a cada constructo calculada en Newton	Cuantitativa Continua	N
Ciclos o repeticiones	Independiente	Movimientos de flexo-extensión generados por el dispositivo en cada espécimen	Cuantitativa Continua	Ciclos / segundo

## 2.9 Descripción general del estudio

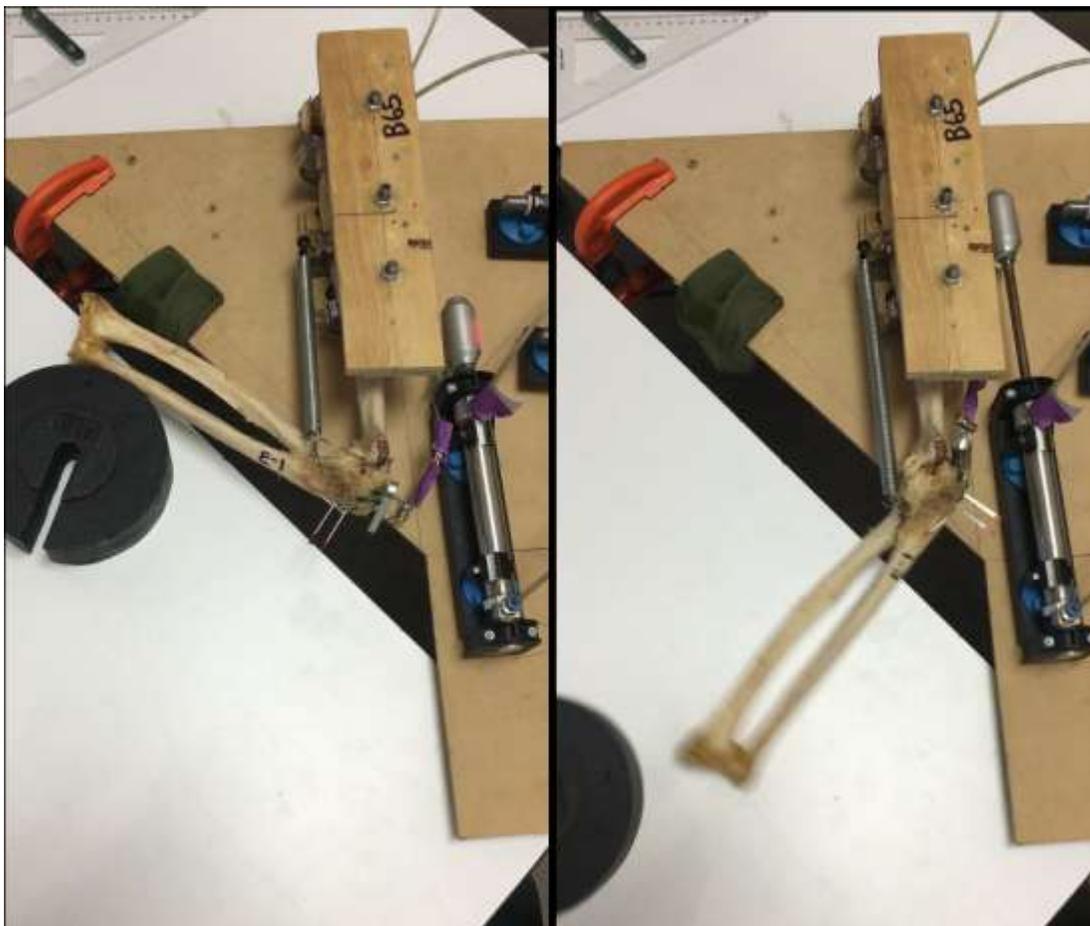
En primer lugar se diseñó y construyó el dispositivo de cargas cíclicas en conjunto con estudiantes de la carrera de Mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo. Se utilizó material didáctico electrónico, neumático y mecánico del Laboratorio de Mecatronica de dicha institución (Figura 12).



Figura 12. Dispositivo de cargas cíclicas para las pruebas.

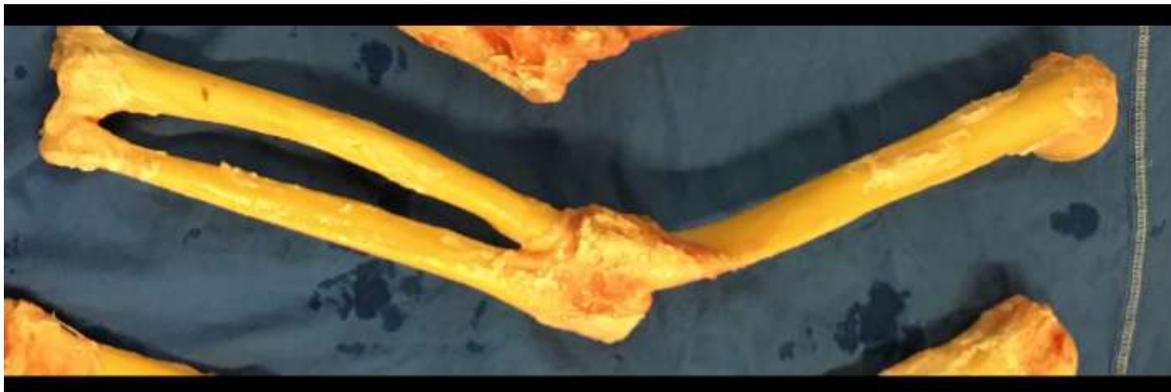
Para generar las fuerzas, este dispositivo cuenta con un cilindro neumático de doble efecto, alimentado por un compresor neumático capaz de generar 10 milibares de presión. La presión generada por este compresor fue controlada a través de un manómetro conectado a un sistema de software.

Se realiza un cálculo para convertir la fuerza empleada de Milibares a Newton ( $3.24\text{Milibares} = 50\text{N}$ ), y posteriormente se comprueba la exactitud de dicho calculo probando el dispositivo con una pesa de 5kg (Figura 13).



**Fig. 13.** Se observa la capacidad del dispositivo para generar una fuerza de 50N (5kg).

Para llevar la contabilidad de las repeticiones y la fuerza en cada una de ellas se utilizó de igual manera mediante los software de programación OPC Test, Labview y RS Link 5000. Una vez fabricado el dispositivo y después de la aprobación del protocolo de investigación, se procede a recabar los especímenes bajo las reglas de ética y con los criterios de inclusión mencionados. Se retiraron tejidos blandos de cada espécimen conservando la capsula articular y el complejo ligamentario del codo (Figura 14.) y se procede a realizar una osteotomía controlada en cada espécimen con una sierra Striker, simulando un trazo de fractura en el olécranon. Posteriormente en cada espécimen, se realizó reducción manual de la fractura y se fija la misma mediante dos clavos de Kirschner y un cerclaje tipo obenque.



**Fig. 14. Los tejidos blandos son retirados de cada espécimen a excepción de la capsula articular y los ligamentos.**

Una vez fijados, se les realizó una perforación transversal de 1.2mm en el fragmento proximal del cubito para colocar un cable de la misma medida, que simulara la tracción del Tríceps. Para visualizar el desplazamiento de los fragmentos en este experimento, fue colocado un clavo marcado con pintura roja a cada lado de la fractura. Midiendo la distancia inicial entre ellos al inicio, a la mitad y al final de cada prueba (Figura 15).



**Figura 15. Se coloca un clavo a cada lado de la fractura para medir la separación de los fragmentos durante y al final de las pruebas.**

Las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Mecatronica del Instituto Tecnológico de Hermosillo. A cada espécimen se le somete inicialmente a una carga de 50N a dos ciclos por segundo durante una hora. Se registró la distancia entre los clavos al inicio y fin de la prueba. Durante la realización del estudio se observó que el alambre que tracciona el fragmento proximal estaba cortando el hueso, lo cual fue resuelto colocando una placa de metal para disminuir el contacto de este con el hueso.

### CAPÍTULO III. RESULTADOS

Se logra diseñar y construir un dispositivo de cargas cíclicas, capaz de generar fuerzas similares a las cargas fisiológicas en la vida real durante la rehabilitación (Figura 16).



**Figura 16. Dispositivo realizando pruebas en uno de los especímenes.**

Al no encontrar separación evidente entre los fragmentos después de las pruebas en los primeros cuatro especímenes, se decide aumentar la carga en los siguientes cuatro especímenes de 50 a 100N, sin encontrar separación de los fragmentos al final de las pruebas (Cuadro 1).

**Cuadro 1. Calculo de las fuerzas. Conversión de Milibares a Newton.**

Presión generada por el compresor neumático	Fuerza promedio en Newton
3.24 Milibares	50N
6.48 Milibares	100N
10 Milibares (Fuerza máxima del compresor).	150N

Se realizaron satisfactoriamente las pruebas sometiendo a los constructos al doble de las fuerzas necesarias para la rehabilitación (100N) y se midió el desplazamiento resultante en mm al final de cada una de ellas. Ninguno de los ejemplares mostró un desplazamiento mayor de 1mm (Cuadro 1).

**Cuadro 1. Desplazamiento resultante en cada espécimen al final de las pruebas.**

Número de espécimen	Distancia entre los clavos en mm, al inicio de la prueba.	Fuerza aplicada	Número de ciclos por segundo	Total de repeticiones	Distancia entre los clavos en mm, al final de las pruebas.	Desplazamiento resultante en mm.		
						0mm	1mm	2mm o más
1	10mm	50N	2	7200	10mm	X		
2	10mm	50N	2	7200	10mm	X		
3	10mm	50N	2	7200	10mm	X		
4	10mm	50N	2	7200	10mm	X		
5	10mm	100N	2	7200	10mm	X		
6	10mm	100N	2	7200	10mm	X		
7	10mm	100N	2	7200	10mm	X		
8	10mm	100N	2	7200	10mm	X		

Al comprobar que el obenque es capaz de resistir dichas cargas en este experimento, se busca que el conocimiento generado ayude a quitar el paradigma de la inmovilización postquirúrgica de los pacientes operados con esta técnica.

## DISCUSIÓN

Para realizar pruebas biomecánicas dinámicas en ortopedia es necesario conocer las cargas fisiológicas que el cuerpo genera sobre el segmento a estudiar. Zuckerman et al. (2004) investigaron acerca de las fuerzas de reacción articular generadas en el codo. En este trabajo se emplearon dichas fuerzas en cada constructo para simular el efecto que éstas generan en la vida real. Además de usar especímenes cadavéricos frescos, se buscó preservar la cavidad articular y ligamentos para semejar aún más la biomecánica del codo.

Müller et al. (1992) mencionan que es necesaria la movilización inmediata, en los pacientes post operados con esta técnica. Sin embargo, en la actualidad, durante su práctica diaria, muchos ortopedistas y residentes de ortopedia prefieren la inmovilización de la extremidad en el postquirúrgico inmediato por temor a migración o falla del constructo. En esta investigación se demuestra que el obenque es capaz de soportar la movilización inmediata sin mostrar pérdida de la reducción obtenida o migración del material.

La literatura sugiere un promedio de 6000 ciclos en el proceso de rehabilitación de un paciente con fractura de olécranon tratada quirúrgicamente (Florit, 2009). En este trabajo se aplicó a cada espécimen hasta 7200 ciclos, lo cual rebasa en promedio 10% las movilizaciones requeridas para la rehabilitación. Además, se comprobó la estabilidad mecánica del obenque en este tipo de fracturas; sometiéndolo, al doble de fuerza requerida para la rehabilitación de un paciente.

El dispositivo diseñado fue útil para el problema planteado y la única dificultad técnica que tuvo fue una sobrecarga del fragmento proximal durante la tracción, la cual fue resuelta implementando una placa de metal.

Al efectuar las cargas cíclicas sobre el constructo olécranon - obenque se confirma el principio del tirante al encontrar salida de contenido medular a través del trazo de fractura. Esto está dado por la compresión intermitente, si bien no es evidente por el desplazamiento macroscópico de los clavos de medición, nos permite comprobar la bondad del movimiento de flexión del codo que proporciona los beneficios de nutrición del cartílago y la consolidación por medio de la compresión intermitente, a la vez que ayuda a evitar la enfermedad de las fracturas, lo cual nos permite demostrar y exhortar a los médicos que al momento de colocar un obenque permitan el movimiento inmediato al colocar una férula inmovilizadora.

## CONCLUSIONES

El dispositivo diseñado resulta efectivo para realizar pruebas dinámicas, dado que se pueden regular los ciclos y la fuerza de las cargas a emplear en los constructos.

El dispositivo diseñado permite simular las sollicitaciones y las respuestas de los constructos experimentales, aunque estamos conscientes de las limitaciones de trabajar con modelos cadavéricos.

El movimiento es indispensable para convertir los esfuerzos de tensión en compresión con este constructo, lo cual se evidenció durante la prueba de flexo-extensión del codo.

Concluimos que la colocación de una férula durante el postquirúrgico inmediato no es necesaria y a la vez resulta hasta perjudicial para el cartílago articular y la consolidación.

## Bibliografía

- An, K.N. et al. (1981). Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *J biomech* , 659-69.
- Arregui-Dalmases, C. (2011). Conceptos físicos dinámicos, las Leyes de Newton. En S. Delgado, *Biomecánica en la valoración médico legal de las lesiones*. (págs. 37-39). ADEMÁS Comunicación. S.L.
- Browner, B.D. et al. (1992). *Principles of internal fixation. In skeletal Trauma*. USA: W.B. Saunders.
- Cailliet, R. (2006). Anatomía funcional del codo. En *Cailliet, R.* (págs. 145-151). Marbán.
- Carter, D. R. (1984). Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcified tissue international* , 19-24.
- Cowin, S. (2001). The false premise in Wolff's law. En *Bone mechanics handbook* (pág. Cap. 30). Florida : CRC press.
- Doblaré, M. y J. M. García-Aznar. (2000). *Simulación del comportamiento óseo*. Zaragoza, España: Real Academia de Ingeniería.
- Fierro, A. (2015). *Valoración de las sollicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo Charnley-Müller: Estudio biomecánico*. Hermosillo.
- Florit, J. (2009). *ABORDAJE INTEGRAL DE FRACTURA DE CODO EN PACIENTE ADULTO*. Córdoba, Argentina : eFisioterapia.
- Gómez, F. (2000). Estabilidad. En F. Gómez, *Artroplastía Total de Cadera* (págs. 2-10). Mexico D.F.: Mc Graw-Hill Interamericana.
- Hutchinson, D. et al. (2003). Cyclic Loading of Olecranon Fracture Fixation Constructs. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Am)* , 831-837.
- Kapandji, A. I. (2006). Cap. 2. El codo. En A. Kapandji, *Fisiología articular* (págs. 76-103). Madrid: Medica Panamericana.
- Mezera, K. y Hotchikss, R. (2003). Fracturas y luxaciones del codo. En *Rockwood & Green's. Fracturas en el adulto* (págs. 921-952). Philadelphia: Lippincott Raven.
- Monreal, R. (2005). *Comportamiento de la tibia sollicitada a compresión. (Un modelo experimental)*. Hermosillo .
- Moore, K. L. (2009). La Articulación del codo. En K. Moore, *Anatomía con Orientación Clínica* (págs. 810-813). Medica Panamericana.
- Müller, M.E. et al. (1992). *Manual de Osteosíntesis, técnicas recomendadas por el grupo de la AO. Tercera Edición*. Barcelona España: Springer-verlag ibérica.

- Munuera, L. (1996). Fracturas, tratamiento y complicaciones. En Traumatología y Cirugía Ortopédica. Interamericana - McGraw-Hill.
- Netter, F. (2000). Miembro superior . En *Atlas de anatomía humana* (págs. 402-409). MASSON.
- Newton, I. (1687). *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*. Universidad de Cambridge.
- Nicol, A.C. et al. (1977). A biomechanical analysis of elbow joint function. *Joint Replacement in the Upper Limb* , 45-51.
- Ocampo - Villalobos, J. (2014). *Neutralización de sollicitaciones en flexión en fracturas de fémur tratadas con fijador externo*. México, D.F.: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Pauwels, F. (1965). *Gesammelte abhandlungen sur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*. Berlin : Springer Verlag.
- Quintanar, S. (2014). *Uso de dispositivo de cuatro puntos con prensa universal para pruebas biomecánicas en flexión en hueso de cadáver*. Hermosillo .
- Quintero, J. (2002). Olécranon, cabeza radial y lesiones complejas del codo . En T. M. Rüedi, *Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas*. (págs. 327-332). Málaga: MASSON.
- Radin, E. et al. . (1981). Mecánica de las fracturas y de las osteosíntesis. En *Biomecánica Práctica en Ortopedia*. (págs. 90-92). Mexico, D.F.: LIMUSA S.A.
- Rüedi O.T. y Murphy M.W. (2000). *AO Principles of Fracture Management*. Stuttgart-New York.: Thieme.
- Schmeling, G. (1999). FRACTURAS DE OLÉCRANON: REDUCCIÓN ABIERTA Y FIJACIÓN INTERNA. En D. WISS, *FRACTURAS (MASTER EN CIRUGIA ORTOPEDICA)* (págs. 113-127). Madrid: MARBAN LIBROS .
- Van Rietbergen, B. H. (2001). Elastic constants of cancellous bone. En S. Cowin, *Bone mechanics handbook* (pág. Cap. 15). Florida.: CRC Press.
- Vázquez - Gálvez, R. (2014). *Estabilidad de las fracturas intra articulares de calcáneo, mediante fijación externa, estudio biomecánico*. México, D.F. : Universidad Nacional Autónoma de México.
- Wilson, J. et al. (2011). Biomechanical comparison of interfragmentary compression in transverse fractures of the olecranon. *JBJ Br.* , 245-250.
- Wolff, J. (1892). *Das gesetz der transformation der knochen*. Hirschwald, Berlin.
- Zuckerman, J.D. et al. (2004). Biomecánica del codo. En M. F. Nordin, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (págs. 352-367). Madrid: McGraw-Hill-Interamericana.