

# VALIDACIÓN NUMÉRICA Y EXPERIMENTAL DE UN ARO DE FIJACIÓN EXTERNA ILIZAROV PARA FRACTURAS

**Luis H. Campos B.**

Instituto Tecnológico de Celaya

*luis.campos.tdi@gmail.com*

**Agustín Vidal Lesso**

Instituto Tecnológico de Celaya

*agustin.vidal@itcelaya.edu.mx*

**Raúl Lesso A.**

Instituto Tecnológico de Celaya

*raul.lesso@itcelaya.edu.mx*

**Eduardo E. González**

Instituto Tecnológico de Celaya

*eesquivelg0687@gmail.com*

**José A. Ortega**

Tecnología y Diseño Industrial SAPI de CV

*adan.ortega@tdi-sa.com*

**José I. Gutiérrez**

Tecnología y Diseño Industrial SAPI de CV

*ivan.gutierrez@tdi-sa.com*

**Jorge Rubio Ávila**

Especialidad UMAE Centro médico de occidente (IMSS)

*jrubio\_avila@hotmail.com*

## Resumen

La validación numérica de sistemas biomecánicos sigue siendo un tema de interés. Por lo anterior, este trabajo tiene como objetivo determinar y analizar el comportamiento mecánico del sistema de fijación externa circular Ilizarov (F.E.C) y su validación

numérica por M.E.F con resultados de pruebas experimentales por extensometría basadas en ASTM F-1541-02 A.3 (Standard Specification and Test Methods for External Skeletal Fixation Device) [1], en donde previamente se fabricaron probetas en base a ASTM-E8M [3]. A través de este trabajo se obtuvieron el diagrama fuerza-deformación de la prueba experimental, por medio de un sistema adquirente, utilizando extensometría con strain-gages [2], y se compararon los resultados contra un análisis numérico del tipo multi-lineal isotrópico, Los resultados presentan una comparación entre los resultados por simulación numérica y experimental, se muestran la rigidez, curvas de fuerza versus desplazamiento, esfuerzo y fuerza versus deformación unitaria, en donde se obtuvo el diagrama fuerza- desplazamiento, con una fuerza al punto de fluencia de 1800 N, con su respectivo desplazamiento de 3.4 mm, de lo que se calcula la rigidez del fijador y se obtiene el valor de 530 N/mm, con lo cual , se excede el criterio interno T.D.I, el cual define parámetros de rigidez y fuerza para la aceptación de dispositivos médicos, la simulación del aro y su validación son parte de las pruebas requeridas por la COFEPRIS, para la regulación sanitaria correspondiente a pruebas biomecánicas en dispositivos médicos.

Este trabajo permitió observar los efectos estructurales del aro de fijación externa de manera experimental y la validación de su modelo numérico. Adicionalmente se lograron simular las no-linealidades por contacto en la región de unión del aro, obteniendo buenos resultados no solo cualitativos, si no también cuantitativos. Finalmente, los resultados obtenidos en este trabajo permitirán simular de manera confiable, el sistema completo de fijación externa circular Ilizarov y con ello tener un modelo numérico completo de este sistema para estudios e investigación posteriores.

**Palabra(s) Clave(s):** F.E.C. Ilizarov, Aro, Strain-gage, Traumatología por osteosíntesis, Prueba de compresión, Elemento finito.

## 1. Introducción

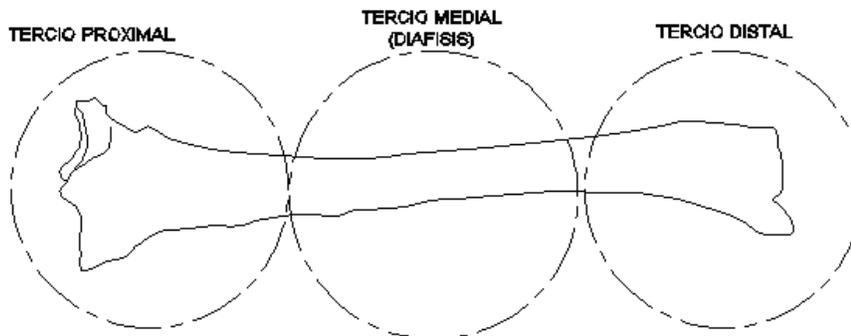
La aplicación para el F.E.C, de Ilizarov, es principalmente en fracturas y correcciones óseas en donde de forma particular, se presentan condiciones como pseudoartrosis o fracturas inestables. Ante la falta de consolidación ósea, Se requiere de un dispositivo

de fijación que permita la dinamización de la fractura, lo cual colabora con el proceso de osteogenesis, debido a que los micro-macro movimientos estimulan el crecimiento de las trabéculas de hueso en la zona del hematoma fracturario. [8]. Se utilizan para proteger temporalmente una fractura inestable, para el control de daños o para la estabilización inmediata o temporal del politraumatizado. El objetivo de este trabajo fue la validación numérica y experimental del componente principal el aro de Ilizarov [9].



**Fig. 1. Administración clínica por F.E.C Ilizarov.**

La causa más frecuente de problemas con la tibia, según el instituto mexicano del seguro social (IMSS), son las fracturas producidas por un trauma directo sobre la pierna durante un accidente de tránsito. La patología a considerar es “fractura abierta en la diáfisis de tibia”, por ser la fractura más común en México [10].



**Fig. 2. Clasificación anatómica en tibia.**

Un dispositivo de F.E.C. Ilizarov, se asocia a patologías específicas, en este caso, el marco es configurado para fractura abierta en la diáfisis de la tibia, considerando cartas antropométricas de la población de Guadalajara, [4]. Los aros y probetas utilizadas para las pruebas fueron provistas por la empresa Tecnología y Diseño industrial S.A.P.I. de C.V, (T.D.I), lo cual asegura que son piezas de grado clínico, las cuales fueron esterilizadas antes de la prueba para incluir en el análisis cualquier posible efecto que se pueda inducir en los materiales. El método de prueba experimental corresponde a ASTM F-1541-02 A.3. Para el sub-ensamble el estándar marca que se deberá incluir elementos que representen la calidad clínica de los productos, además el ensamble deberá ser preparado de la manera en que habitualmente se ensambla en la práctica clínica.

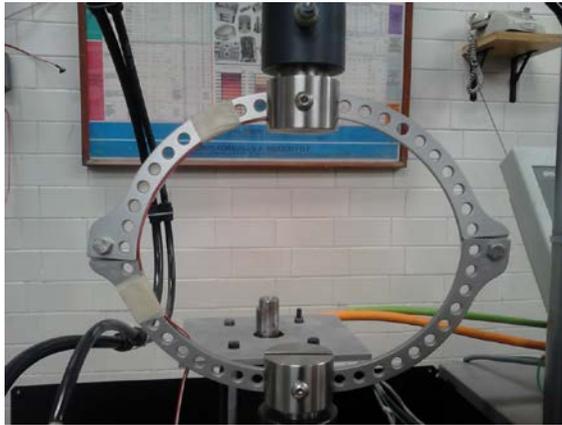
**Fig. 3. Caso específico fractura estabilizada tornillo cortical & Ilizarov.**

## **2. Materiales y método**

### **Prueba de compresión**

Se realizaron pruebas estáticas de compresión a dos sub-ensambles de 180 mm y 180°, en aluminio 6061 T-6, Instrumentados con galgas extensométricas (strain gage) por técnicas conocidas como extensometría, el arreglo del sistema fue en base a ASTM-F-1541-02 A.3, el cual aplica para sistemas de estabilización en fracturas, para determinar la curva fuerza-desplazamiento, estas pruebas fueron realizadas en una máquina de carga cíclica (Instron 8511 25 kN), siguiendo las consideraciones del estándar en donde antes de realizar cualquier prueba se realiza la revisión minuciosa de los aprietes de las juntas y tornillería a 25 Nm, se ajustan además los soportes ,

rangos de carga a 5000 N, velocidad de la máquina a 12 mm/min y distancias del sistema de estabilización, ver Fig. 4.



**Fig. 4. Sistema de Aros Ilizarov Instrumentado (Anexo 1 más detalles de la instrumentación).**

En donde para el sistema mostrado se obtiene el comportamiento de carga y desplazamiento a través del tiempo, en donde para la adquisición de fuerza alcanzada y desplazamiento máximo se utiliza un sistema adquirente, para graficar curva fuerza-desplazamiento y posterior se realiza la obtención de parámetros por medio del strain-gage instrumentado, obteniendo la micro-deformación y tabulado para su valor correspondiente en fuerza, de esta manera se obtiene el comportamiento para el sistema.

Respecto al método experimental para la determinación de micro-deformación en las zonas de interés, se instrumentan dos aros de 180 mm y 180°, de material aluminio 6061-T6, utilizando medidores de deformación "Strain-gage", los cuales son dispositivos extremadamente sensibles, capaces de registrar efectos muy pequeños que normalmente se traducen en deformación del cuerpo de interés, Los strain-gages se emplearon para determinar y observar los efectos de aplicar ciertas condiciones de carga al dispositivo médico (Aro Ilizarov).

El tipo de strain gage utilizada fue CEA-13-125-UM-120 [2,7]. Con un arreglo de  $\frac{1}{4}$  de puente de wheatstone, (véase Fig. 5). Se realizara de igual forma una comparación por medio del método de elementos finitos, en la cual se recrearan las condiciones de la prueba y se determinara el resultado de ambas pruebas.

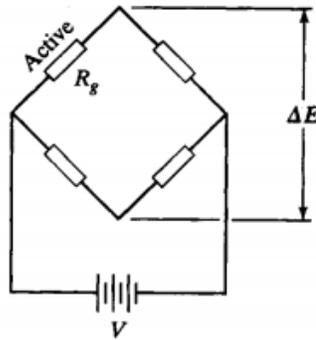


Fig. 5. Arreglo de un  $\frac{1}{4}$  de puente de Wheatstone.

Para el análisis de elemento finito, los modelos del fijador externo circular se modelaron en un programa de CAD. Para su análisis en Workbench 14.5 (ANSYS). Se utilizó el elemento del tipo "SOLID186". El modelo fue ensamblado de acuerdo a técnica quirúrgica, cuidando reproducir las condiciones con las que se realiza la cirugía (se solicitó la entrada a quirófanos del Centro Médico Nacional de Occidente del IMSS, para presenciar operaciones de este tipo y observar el tipo de cargas que se aplican al fijador). Con la experiencia obtenida en esta técnica en quirófano, se aseguró el reproducir las fuerzas actuantes y se reforzó el diseño del mismo, por consejos de los especialistas en traumatología que actualmente aplican la técnica de Ilizarov. A través de la prueba estática a compresión experimental se obtuvo la curva esfuerzo-deformación que describe el comportamiento del sub-ensamble de Ilizarov, esta curva se utiliza para asignar propiedades a un material en común y con el realizar la simulación para los elementos metálicos.

### Propiedades mecánicas del material

Posteriormente se definen los materiales usados (Aluminio) 6061 T-6, donde sus módulos de elasticidad y de Poisson son; 68.9 GPa y 0.33, debido a que inicialmente se obtiene un comportamiento lineal, posterior con la alimentación multilineal isotrópico (MISO), se calcula el nuevo módulo a utilizar y se evita para corridas posteriores volver a alimentar los datos experimentales. Se comenzó con el desarrollo de las pruebas experimentales para determinar propiedades y características mecánicas de los sub-ensambles, en este caso primero se realizó la simulación, en donde se requirió conocer

la curva de esfuerzo- deformación, para realizar un análisis estructural y considerar el comportamiento no lineal del material a través de un modelo multi-lineal isotrópico. Se muestra a continuación la curva de esfuerzo- deformación del Aluminio 6061-T6 [5], para tener conocimiento del comportamiento del material, correspondiente a lo que indica la bibliografía para este material. (Véase Fig. 6.)

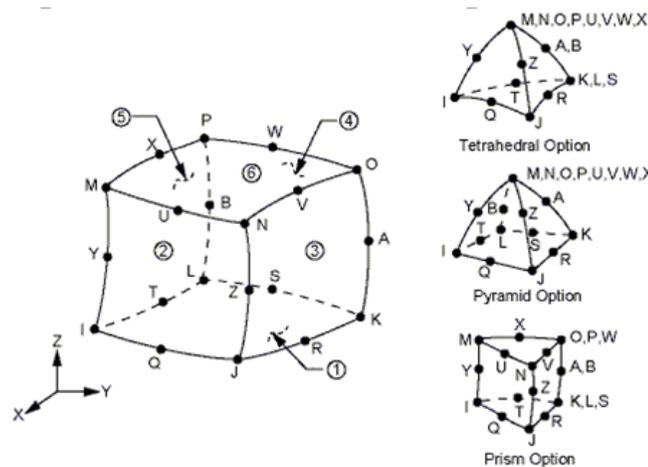
**Fig. 6. Placa de aleación Aluminio 6061-T6, curva de esfuerzo-deformación a temperatura de cuarto y altas temperaturas. Probada a baja temperatura, Dirección de la prueba, longitudinal, espesor de la placa 2.54 mm composición Al-1Mg-0.6Si-0.25Cu-0.20Cr-UNSA96061.**

De la especificación de ingeniería vigente de la empresa T.D.I. el valor del esfuerzo último a tensión, para el aluminio, se encuentra en 310 MPa, y su esfuerzo de fluencia se encuentra a 276 MPa, (Fig. 6), por lo cual se consideran estos valores, y como base se toman 16 puntos obtenidos a lo largo de esta curva como datos multi-lineales para alimentar la simulación:

*Geometría:* Un modelo CAD del Aro de Ilizarov, fue realizado en formato (.prt), se obtuvo el ensamble del mismo, el cual incluye, 2 medios aros de 180 mm de largo por 180°, de igual manera 2 tornillos M6 con su respectiva tuerca, las cuales fueron

omitidas de este análisis y solamente se consideró su efecto en el análisis por elemento finito que se presenta en este trabajo.

*Malla:* Se define el tipo de elemento finito con el cual se desarrolla este análisis SOLID186 es un elemento sólido de alto orden 3-D de 20 Nodos, que exhibe un comportamiento de desplazamiento cuadrático, el elemento se define por 20 nodos, teniendo tres grados de libertad por nodo; translaciones en las direcciones nodales X, Y, Z. El elemento soporta plasticidad, hiperelasticidad, fluencia, esfuerzo de rigidización, grandes deformaciones y deflexión (véase Fig. 7).



**Fig. 7. Elemento finito SOLID 186.**

Se considera a los contactos con un comportamiento sin fricción, no lineal, considerando el efecto de separación de elemento si este se presenta en las uniones, además los tornillos fueron sustituidos por geometrías más simples para simular su efecto y las tuercas se sustituyeron por condiciones de frontera equivalentes.

Para las condiciones de frontera (véase Fig. 8), estas se aplicaron de acuerdo al estándar ASTM-F-1541-02.A.3 y consisten en que la parte superior se utiliza una carga de apoyo, en el barreno central donde se aplica la carga de 2800 N, la cual es mayor al criterio interno T.D.I, para validación de este tipo de sistemas, sin embargo esta permite observar los efectos no lineales y plásticos.

Adicionalmente, se aplicó una condición de desplazamiento que permite reproducir el efecto de la mordaza de la prueba experimental. En la parte baja el sistema se utiliza

un soporte cilíndrico, restringido a 0 mm de desplazamiento, con una condición de desplazamiento equivalente a la aplicada en la parte superior pero con vector negativo en el mismo sentido que al anterior para contrarrestarse.

Se realizó la consideración para sumarle 30 N, adicionales, que se emplearon para estabilizar el sistema, como precarga.

### 3. Análisis de resultados

La aplicación de condiciones de carga al componente Ilizarov, en base a lo que indica ASTM-F-1541-02, con dos modelos instrumentados con strain-gages, en donde se considera aplicación de carga a compresión estática, permitió obtener la curva fuerza-desplazamiento de forma experimental, esta se muestra en la Fig. 8.

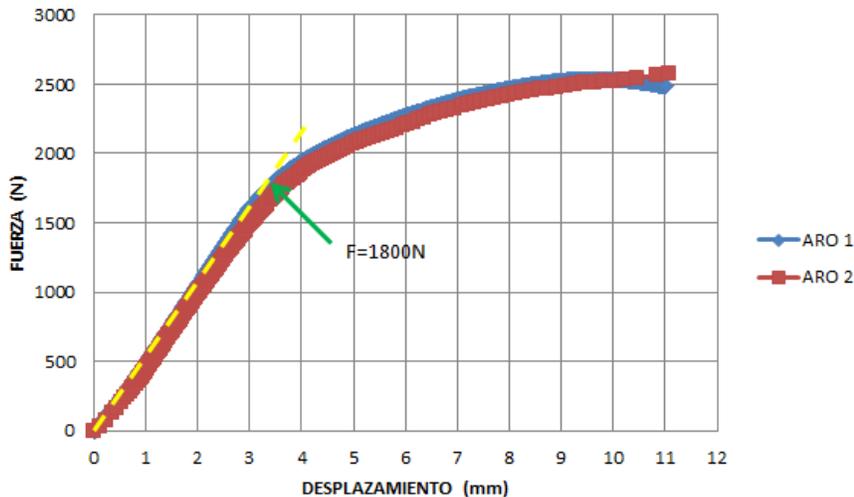


Fig. 8. Resultados experimentales (Fuerza vs desplazamiento), aro Ilizarov 180°-180 mm.

Se obtiene el promedio de 2 mediciones, las cuales nos dan el resultado de una fuerza de 1800 N con un desplazamiento de 3.4 mm. Esto permite obtener la rigidez del sistema Ilizarov, la cual es de 530 N/mm.

Adicionalmente, los resultados experimentales mostraron deformaciones en las uniones atornilladas cuando se aplicó la carga máxima (véase Fig. 9), presentando además deformaciones plásticas y estricción la zona de aplicación de carga y soporte (véase Fig. 10).



Fig. 9. Deformación de la unión atornillada del aro a carga máxima.



Fig. 10. Deformaciones plásticas y estricción de la zona de apoyo y aplicación de carga.

### Resultados de simulación numérica

Para la validación del modelo numérico de elemento finito del sistema, a través de las pruebas experimentales se requiere obtener diversos parámetros para realizar la comparación y así, realizar la validación. Entre los parámetros obtenidos se utilizaron deformación total, esfuerzo equivalente de Von Mises Hencky y la deformación elástica normal axial sobre X, Fig. 11 a 13.

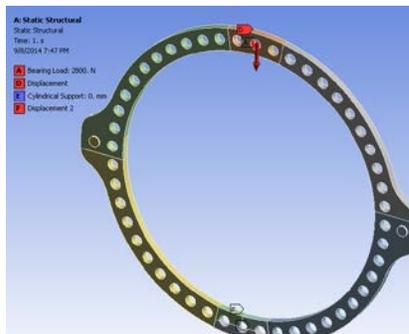


Fig. 11. Modelo CAD y condiciones de frontera aplicadas al modelo numérico.

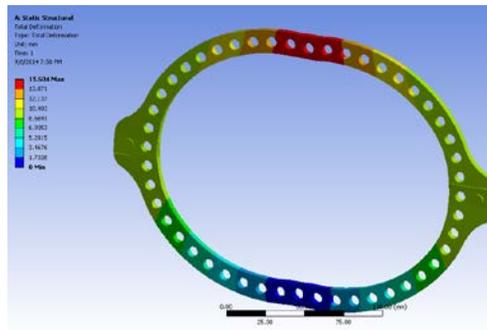


Fig. 12. Deformación total (mm).

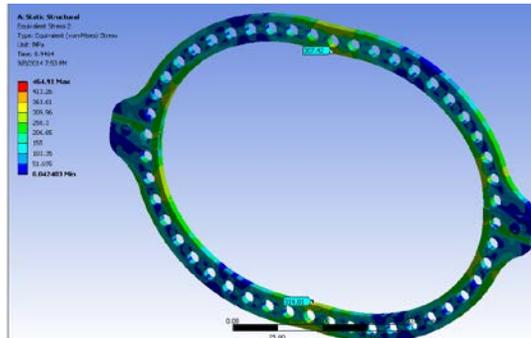


Fig. 13. Esfuerzos equivalentes o de Von Mises Hencky.

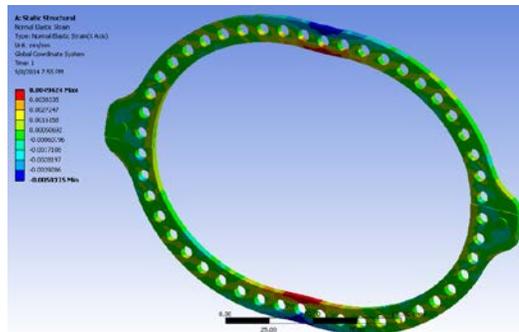


Fig. 14. Deformación elástica normal axial en dirección X.

Adicionalmente, desde el punto de vista cualitativo de manera visual se observa una deformación muy similar, (véase Fig. 15), tanto en la estructura del Aro físico y la simulación, como se muestra en las uniones comparando la prueba *versus* simulación.

Por otro lado, los resultados de la simulación, permiten comparar y validar resultados, por ello, se muestra una comparación de los valores de la curva fuerza-desplazamiento, y fuerza-deformación, experimental *versus* simulación M.E.F, respectivamente, ver Figuras 16 y 17.

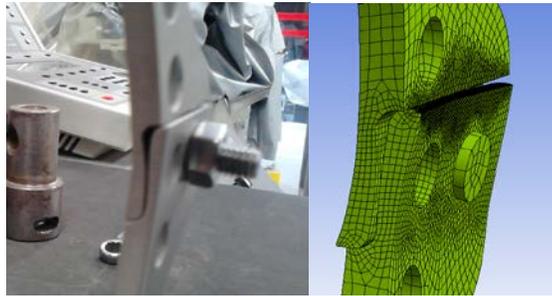


Fig. 15. Deformación experimental y simulación en la unión atornillada.

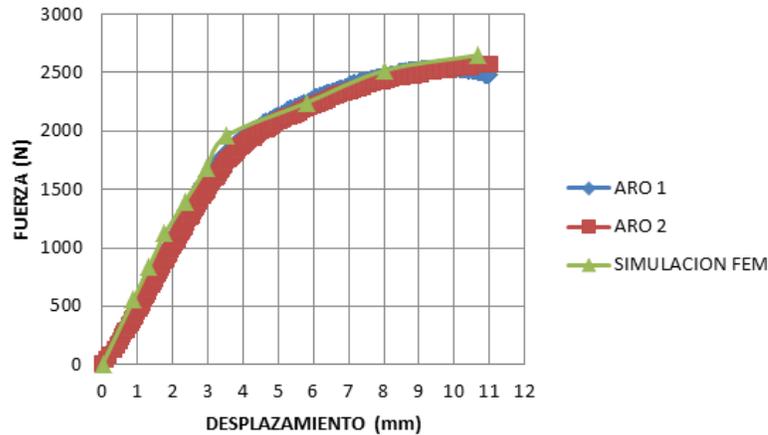


Fig. 16. Resultados experimentales (ARO 1 y ARO 2) versus simulación numérica.

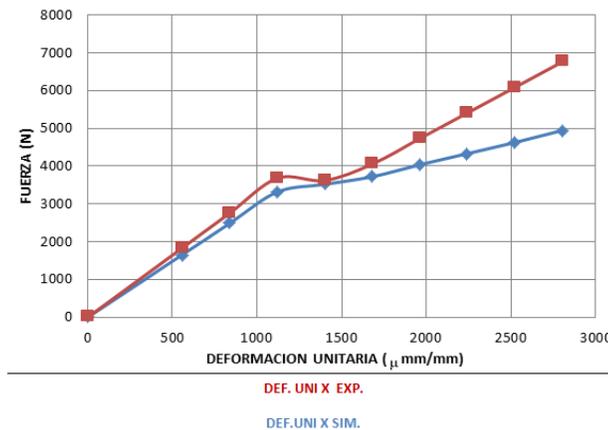


Fig. 17. Resultados experimentales versus simulación numérica.

#### 4. Discusión y Conclusiones

La Fig. 17, muestra que las curvas experimentales y de simulación inician con una fuerte correlación, siendo que esta disminuye conforme la carga aumenta. Esta

disminución en la correlación se atribuye a las grandes deformaciones que se presentan en el punto de medición y al rango de medición válido del strain gage, sin embargo, la comparación significativa ocurre en los primeros 1800N de carga, la cual presenta una fuerte correlación, la cual es de interés para las aplicaciones del aro.

El efecto de la no linealidad del comportamiento estructural del sistema, puede ser analizado y comparado en la Fig. 16, donde se aprecia la fuerte correlación entre los resultados experimentales y la simulación numérica tanto en la parte lineal y la no lineal. Se observa que el comportamiento estructural de la fuerza de reacción y los desplazamientos obtenidos corresponden a aquellos obtenidos experimentalmente en los aros analizados. Por otra parte, esta comparación generó diferencias comparativas de hasta un 14.07%, lo cual es alto esperando tener una diferencia máxima del 10%, sin embargo, esta diferencia se atribuye a que las propiedades mecánicas del material en la simulación corresponden propiedades obtenidas de referencias bibliográficas y no a datos experimentales del material de los aros. En trabajos futuros, se ha considerado la caracterización de este material y con ello, complementar la simulación para tener una diferencia porcentual menor al 10%. Similarmente, el resultado experimental versus simulación en parámetros de fuerza-deformación unitaria a lo largo de la distribución de la curva fue de 14.63%, teniendo que al comparar la pendiente que define la parte lineal-elástica para ambos métodos, se encontró una variación de aproximada a 7.13%, por lo que se considera aceptable.

Este trabajo permitió observar los efectos estructurales del aro de fijación externa de manera experimental y la validación de su modelo numérico. Adicionalmente, se lograron simular las no linealidades por contacto en la región de unión del aro, obteniendo buenos resultados no solo cualitativos, si no también cuantitativos. Finalmente, los resultados obtenidos en este trabajo permitirán simular de manera confiable, el sistema completo de fijación externa circular Ilizarov y con ello tener un modelo numérico completo de este sistema para estudios e investigación posteriores.

## 5. Referencias

- [1] ASTM Designation: F1541-02 Standard specification and test methods for external skeletal fixation devices, 2002.
- [2] Akhtar S. Khan, Strain measurements and stress analysis, Ed.1, 2001, Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey.
- [3] Manual de antropometría, CONACYT, México, 2ª ed 2004, ISBN 968-6499-42-3.
- [4] ASTM Designation: E 8M-04 Standard test methods for tension testing of metallic materials, 2004.
- [5] ASM, Atlas of stress-strain curves, Second edition, 2002.
- [6] Modelling and meshing guide, ANSYS, Inc., south pointe Release 12.0, April 2009, ISO-9001-2008.
- [7] Catalog 500 Precision strain gages. Micro-measurements Inc.
- [8] Gavril A. Ilizarov: Transosseous osteosynthesis, 1992: teorizar and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue. Springer-Verlag Berlin Heidelberg (1983), 99
- [9] Ila E. Shekelle Bucholz, 2003 III E. Shekelle, Maurer, 1989
- [10] Dr. Ricardo Barranco Aguilar-Dra. Guía de práctica clínica, Diagnóstico y tratamiento de fractura de la diáfisis de tibia, México; Instituto Mexicano del Seguro Social, 2010. ISBN 978-607-8270-35-4. Pág. inicio No.5/Pág. final No.11.

## 6. Autores

Ing. Luis Humberto Campos Becerra, Estudiante Maestría en ciencias ingeniería mecánica ITC.  
Dr. Agustín Vidal, Doctorado en ingeniería mecánica, por la F.I.M.E División de estudios campus Irapuato-Salamanca.  
M.I. Raúl Lesso Maestría en ingeniería mecánica por la F.I.M.E  
M.C.I Eduardo E. González, Maestría en ciencias en ingeniería mecánica por el ITC.  
José Adán Ortega Torres, Maestría en dirección de empresas por el IPADE, 2014.  
Lic. José Iván Gutiérrez Trejo, obtuvo su título de Licenciatura en Administración de empresas por la UVM, 2009.  
Dr. Jorge Rubio Ávila, obtuvo su título como especialista en ortopedia y traumatología por UDG, 1990.

## 7. Anexos

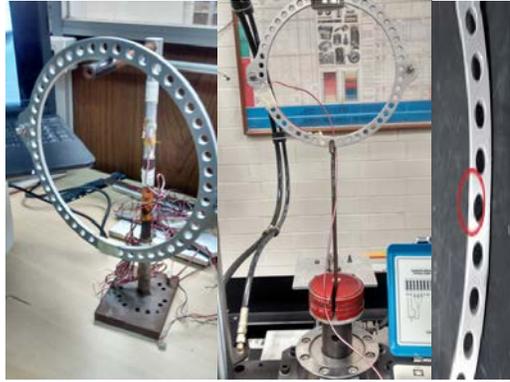


Fig. 18. Calibración del sistema.

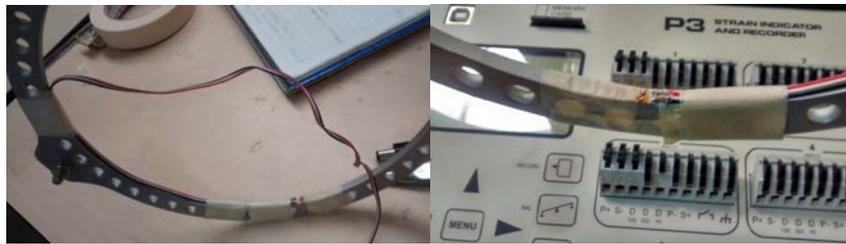


Fig. 19. Conexión e instrumentación.



Fig. 20. Principio de aplicación de cargas.



Fig. 21. Desprendimiento del strain-gage por grandes deformaciones.