

## 12º CONGRESO IBEROAMERICANO DE INGENIERÍA MECÁNICA Guayaquil, 10 a 13 de Noviembre de 2015

### ANÁLISIS EXPERIMENTAL PARA LA VALORACIÓN SOBRE EL CORRECTO FUNCIONAMIENTO DE UN NUEVO INSERTO EMPLEADO PARA EL REEMPLAZO DISCAL LUMBAR

Torres-San Miguel, C. R.<sup>1</sup>, Romero - Ángeles, B.<sup>2</sup>, Colunga - Modesto, J.<sup>3</sup>,  
Urriolagoitia - Calderón, G.<sup>1</sup> y Urriolagoitia - Sosa, G.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto Politécnico Nacional  
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica  
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación  
Unidad Profesional Adolfo López Mateos, Zacatenco  
Edificio 5, 2do. Piso, Col. Lindavista, C.P. 07340, México, D. F., México.

<sup>2</sup>Instituto Politécnico Nacional  
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica  
Unidad Azcapotzalco  
Av. De las Granjas 682, Col. Santa Catarina, C.P. 02250, México, D. F., México.

<sup>3</sup>DIVIMEDIC S. A. de C. V.  
Calle Lázaro Cárdenas No. 36, Col. Benito Juárez,  
Tultitlan, Estado de México, C. P. 54492, México

e-mail: ctores@ipn.mx, romerobeatriz97@hotmail.com, jeftcolunga@hotmail.com,  
urrio332@hotmail.com, guiurri@hotmail.com

**Temática; A.- Ciencias Aplicadas a la Ingeniería Mecánica, 14.- Biomecánica**

#### RESUMEN

El estudio del área lumbar presenta importantes avances científicos, provocado por el aumento en la longevidad, accidentes de alto impacto, enfermedades degenerativas y rigurosas actividades diarias. Generando patologías que deben ser tratadas (medios internos y externos). Uno de los procedimientos quirúrgicos desarrollados para el tratamiento de estos padecimientos es implantar diferentes tipos de insertos que permitan disminuir la fusión entre las vértebras dañadas. Se establece un armazón que estimula la regeneración de dicha zona. En este trabajo se presenta la evaluación estructural-experimental de un nuevo implante ortopédico que es colocado entre las vértebras L4-L5 y que proporciona un aumento en la estabilidad de la unidad vertebral y un mayor soporte a la espalda. Se diseñó y construyó un banco de trabajo para evaluar el inserto al simular los movimientos de rotación y flexo-extensión bajo cargas de compresión axial. Los desplazamientos y cargas actuantes en el sistema fueron determinados por medio de microcaptadores de presión y a partir de los cuales se obtuvieron resultados sobre el funcionamiento del remplazo discal lumbar. Por medio de esta valoración, es posible demostrar que el espaciador intervertebral desarrollado aporta grandes beneficios para el paciente y sin consecuencias aparentes de daño estructural en las vértebras.

**PALABRAS CLAVE:** Inserto intervertebral, vértebras L4-L5, prueba experimental de compresión.

#### INTRODUCCIÓN

Cada vez existen más casos de patologías vertebrales que la mayoría de las personas sufren de manera constante y que afectan directamente las actividades cotidianas que realizan. En el 2006 la literatura científica no mostraba evidencias claras en los estudios costo-beneficio de muchas técnicas de cirugía instrumentada de la

columna. Además, no había sido demostrado que la cirugía de fusión vertebral y el reemplazo del disco intervertebral fuese mejor que los tratamientos desarrollados alrededor del mundo. No obstante “el mercado de la cirugía de la columna”, sigue aumentando, ya que los pacientes siguen demandando soluciones para resolver su dolor de espalda. La marea de evidencia científica parece que va en contra de la fusión espinal en la enfermedad discal degenerativa, el dolor discogénico y el dolor lumbar inespecífico. El problema real es el dolor lumbar crónico y para atacar esta patología existen muy pocos métodos y/o instrumentos como el estudio biomecánico donde se realizó la comparación de la rigidez y la estabilidad mediante distintas máquinas encargadas de la simulación de movimientos de columna vertebral que facilitan el estudio de dispositivos espaciadores de segmentos lumbares. Tal es el caso de Freudiger y colaboradores (1999) que reportan un estudio donde construyen un simulador en el cual se diseñó especialmente para ser adaptado en la instalación en los tornillos de pedículo de titanio en combinación con separadores de poliuretano moldeado por inyección. Otro estudio biomecánico compara la rigidez y la estabilidad de Cotrel-Dubousset (CD) de instrumentación espinal con el de varillas de distracción Harrington segmentadas y varillas Luque segmentadas en condiciones de inestabilidad de un solo nivel. Los coeficientes axiales y la rigidez torsional de cada sistema se determinaron en un simulador de columna vertebral de geometría personalizada fabricado en acero inoxidable [1].

Por otro lado, las fallas reportadas en prótesis de disco cervical obtenidas mediante un simulador de Artroplastia total, son el desgaste y la posible respuesta inflamatoria de las vértebras por la acción del implante [2]. Por otro lado, en China diseñaron un simulador de columna para la evaluación biomecánica de un dispositivo de fijación de tornillo pedículo dinámico [3]. Se encontraron en la literatura cierta el uso de dispositivos dinámicos y rígidos para proporcionar estabilidad para el segmento lesionado en flexión-extensión y flexión-lateral. En la rotación axial, los dispositivos podrían restaurar la estabilidad a niveles similares a los de una columna vertebral intacta [4]. Es mostrado un estudio tridimensional de la rigidez de un sistema de tornillo que se presentan en los procedimientos empelados en el padecimiento toracolumbar después de la implantación en un pedículo vertebral conectado con reemplazo en el cuerpo donde la reconstrucción presenta variaciones por longitudes de fijación posterior y las fuerzas de compresión axial durante la implantación varían de acuerdo a la fisiología del paciente [5]. Se estudió el alcance de corpectomía que determina la estabilidad primaria tras la anterior reconstrucción en un modelo de fractura toracolumbar. El equipo desarrollado contempla seis grados de libertad para el análisis de movimiento en 3D mediante tres traslaciones y tres rotaciones permitidas por la configuración del probador de la columna vertebral [6].

Wheeler reporta el estudio segmentos espinales mediante un aparato de pruebas el cual permite realizar ensayos aplicando momentos puros sobre la columna vertebral, además de utilizar una amplia aplicación de movimientos debido al sistema servo-hidráulico y sistemas de cables con poleas. Estos escenarios experimentales fueron realizados en 4 laboratorios empleando configuraciones similares, esto con la finalidad de reproducir resultados biomecánicos similares, y establecer criterios para homogenizar análisis experimental en segmentos lumbares [7]. Tang presentó un diseño que contempló anillos de fijación y un sistema de poleas para la aplicación de momentos puros a fragmentos de espina. Estos estudios fueron contemplados para flexión lateral y torsión axial. La integración de anillos flotantes corrige en gran medida los errores inherentes, permitiendo que las direcciones adicionales de movimiento y la reproducción uniforme de las condiciones de carga a lo largo de la longitud de la probeta. [8]

Dahl y colaboradores desarrollaron un equipo denominado “Spine Kinetic Simulator”, cuyo objetivo es comparar las métricas biomecánicas de diferentes construcciones de implantes híbridos considerando la fusión vertebral, además contempla el momento puro en flexión-extensión, flexión lateral y rotación axial así como cargas de compresión. Los resultados de este aparato muestran que la rigidez de fusión vertebral auguran datos funcionales más naturales [9]. Caravaggi y colaboradores desarrollaron un novedoso diseño para la aplicación de momentos puros in vitro y el análisis cinemático de la columna cervical utilizando un aparato de poleas simple y económico su principal limitación de este sistema se basa en el reajuste manual de las guías del cable que permiten mantener el paralelismo y tensión durante la rotación de columna. La principal novedad de esta configuración es el acoplamiento de un barreno pasante a lo largo del diámetro de la polea con una varilla fijada a la parte superior de la columna vertebral [10]

Patrick y asociados construyeron un dispositivo de acoplamiento para un dispositivo de pruebas de insertos empleados en el área baja de la columna. El aparato de ensayo permite ejercer a los implantes cargas en compresión y en tensión mediante una placa superior capaz de producir posicionamiento bajo carga a frecuencias de hasta 0,5 Hz usando ambas formas de onda de seno y triángulo. Las pruebas demostraron que la matriz de

rigidez no es simétrica alrededor de la rigidez diagonal principal. En conclusión se determinó que el simulador de columna vertebral es capaz de caracterizar la biomecánica dinámica de la columna vertebral en seis ejes y proporciona un medio para comprender mejor el comportamiento complejo de la columna vertebral bajo condiciones fisiológicas [11].

Este trabajo de investigación plantea una propuesta del diseño de un dispositivo que se acoplará a un equipo de ensayos universales, el cual permitirá la reproducción de los principales movimientos y cargas que se generan en la columna vertebral y que servirá para validar diferentes dispositivos que brindan una calidad de vida a pacientes con afectaciones en el área lumbar de la columna vertebral.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La columna vertebral está sometida a diferentes tipos de fuerza, ya sea por los movimientos de locomoción del cuerpo o por el simple hecho de sostener el peso de este. Las principales fuerzas que se presentan son: Compresión, Tensión y Torsión [12]. La Figura 1, muestra los vectores resultantes, así como los ángulos que fisiológicamente se presentan en el humano.

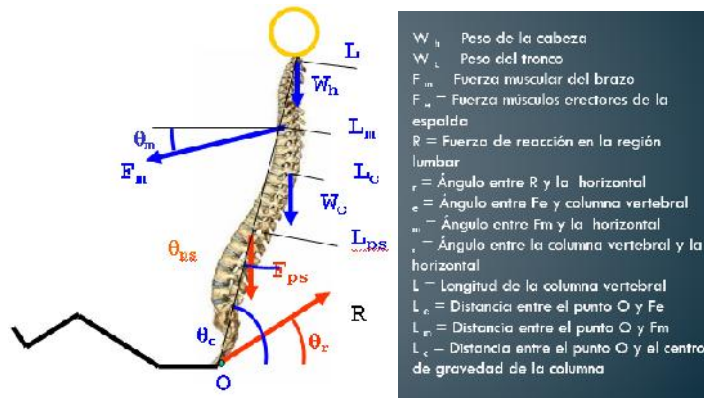


Fig. 1: Fuerzas en la columna. a) Fuerzas en la Columna vertebral y Simbología.

Todas las variables de fuerza que se encuentran dentro del cuerpo humano fueron consideradas para poder desarrollar el simulador y que este fuera capaz de reproducir de una forma correcta dichas fuerzas y movimientos que esta presenta. Analizando las variables involucradas en la columna se puede determinar la fuerza sobre la quinta vertebral lumbar que equivale a más de  $2\frac{1}{2}$  veces el peso total del cuerpo. Si una persona tiene una masa de 90 Kg y sostiene 20 kg en sus manos, entonces la fuerza aplicada en la quinta vertebra aumenta hasta representar casi cuatro veces el peso de la persona. Para esta persona de 90 kg, la fuerza sobre el disco seria casi de 320 Kg. Con tales fuerzas tan intensas en acción, es explicable que tantas personas sufran de alguna patología en la espalda baja. La compresión se da por el simple hecho de soportar el peso del cuerpo, además de que en el movimiento de flexión las vertebrae presentan un aumento en la magnitud de esta fuerza. La tensión se presenta al realizar el movimiento de extensión, ya que al efectuar dicho movimiento, las vertebrae se separan entre sí, soportando la mayor deformación el disco intervertebral. Otra fuerza importante es la de rotación que se presenta en mayor magnitud en el área lumbar y cervical de la columna, es por decir el movimiento que se realiza al girar el tronco o voltear la cabeza para ver la parte posterior [13]. Toda fusión lumbar vertebral provoca una sobre carga de las articulaciones vecinas que intentan compensar la pérdida de movimiento y la función articular. Dependiendo del estado previo a la sobre carga será mayor y existirá deterioro progresivo. La Figura 2 ilustra la dirección y las cargas en la que se encuentra sometida la zona lumbar.

Para el desarrollo y diseño de esta investigación, se parte de que se usará una máquina Instron Modelo 1332, este es un equipo Servo-hidráulico de pruebas de fátiga en donde se pueden simular cargas de compresión axial y cargas de tensión, con una capacidad de 10 toneladas. Por medio de un programa de cómputo se reciben los datos de la fuerza aplicada y el desplazamiento que tiene el material sometido a dichas pruebas, con estos datos se pueden establecer en una serie de ensayos para validar y encontrar las propiedades mecánicas de diversos materiales. La Figura 3 muestra el diseño a detalle del dispositivo que será colocado en las mordazas de la Instron.

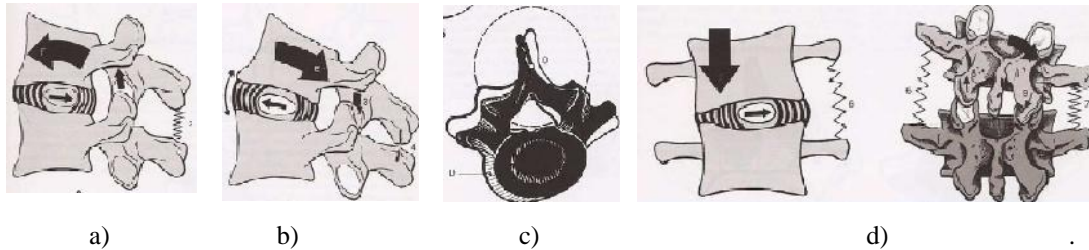


Fig. 2: Comportamiento de la columna, al someterse a los diferentes tipos de movimientos. a) movimiento de flexión b) movimiento de extensión, c) movimiento de rotación, d) movimiento de inclinación

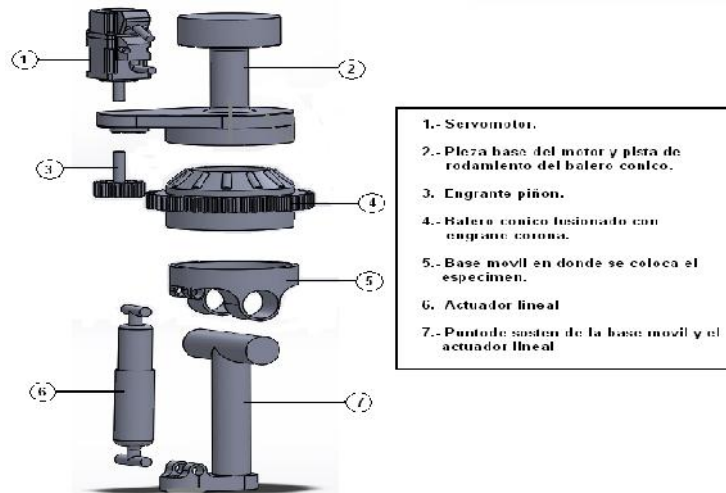


Fig. 3 Mecanismo de Movimiento completo, con tornillo intersomático introducido en las vertebra

La máquina Instron cuenta con unas mordazas de sujeción, en las cuales se fijan al mecanismo que simulará los movimientos de la columna vertebral. Para el diseño de este dispositivo fueron considerados los movimientos efectuados por la zona lumbar mostrados en la Figura 4. Para realizar las pruebas como se indica en la literatura será necesario generar una compresión axial de 0 a 11KN, realizando saltos de 100N cada 20 segundos, interactuando con la fuerza de compresión axial se encuentra la fuerza de torsión (generada por la parte superior del mecanismo diseñado) flexión, extensión aducción o abducción (generada por la parte inferior del mecanismo diseñado) registrando en todo momento el desplazamiento, esfuerzo y deformación de las vértebras.

El mecanismo empleado para el experimento consta de dos partes (inferior y superior). La parte inferior genera un movimiento de flexo-extensión, aducción y abducción en las vertebra, en donde se mueve la base que está sujeta al espécimen. La parte superior es la encargada de proporcionar un movimiento de rotación en la vertebra L4. Para poder generar el movimiento de rotación en el mecanismo, se utilizó un sistema de engranes rectos piñón-corona el cual proporcionara la fuerza necesaria para que el motor transmita dicho movimiento. El sistema de la parte superior esta dividido en dos secciones como se muestra en la Figura 5. La sección (A) consta un motor eléctrico acoplado en su flecha al piñón, y una pista en donde tiene contacto y se deslizan los rodamientos del balero cónico. La sección (B) es el conjunto de el balero cónico y la corona del par de engranes.

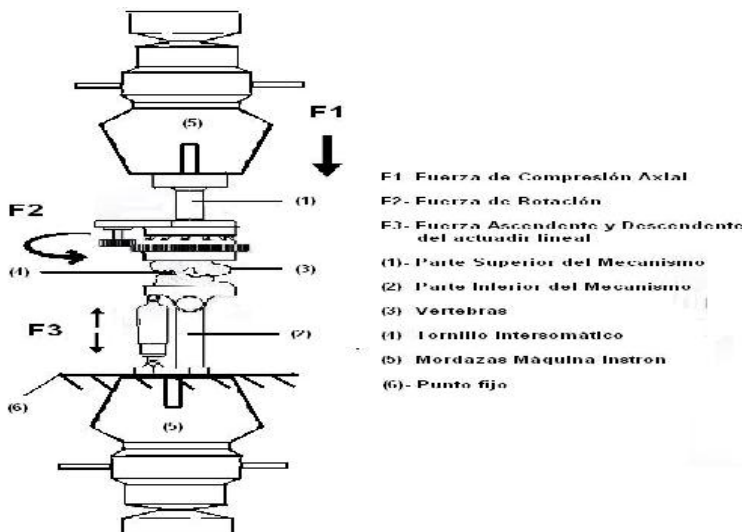


Fig. 4: Fuerzas generadas en los ensayos

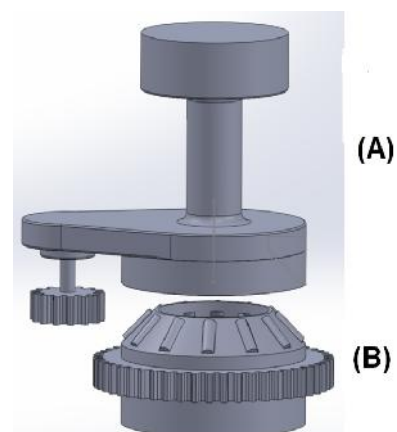


Fig. 5: Parte Superior del Mecanismo

Tabla 1: El mecanismo piñón corona cuenta con las siguientes características:

|                               | Corona | Piñón     |
|-------------------------------|--------|-----------|
| Diámetro Primitivo (Dp)       | 125 mm | 35 mm     |
| Diámetro Exterior (De)        | 130 mm | 40 mm     |
| Diámetro Interior (Di)        | 120 mm | 30 mm     |
| No. Dientes (Z)               | 50     | 14        |
| Angulo central del Diente ( ) | 1.8    | 6.428     |
| Modulo (M)                    |        | 2.5       |
| Paso (P)                      |        | 7.854     |
| Altura de Diente (h)          |        | 5.4165 mm |
| Espacio entre Dientes (C)     |        | 3.927 mm  |
| Distancia entre ejes (E)      |        | 80 mm     |
| Longitud del Intervalo (i)    |        | 3.926 mm  |
| Distancia entre Dp y De (s)   |        | 2.5 mm    |
| Espesor del Diente (e)        |        | 3.926 mm  |
| Longitud de la Cuerda (a)     |        | 3.926 mm  |
| Saliente (S)                  |        | 2.5 mm    |
| Hueco (U)                     |        | 2.9165 mm |

Reducción de velocidad del sistema con  $10 \frac{rpm}{min}$  en el piñón.

$$Z_1 = 14 \quad Z_2 = 50$$

$$N_1 = 10 \frac{rpm}{min} \quad N_2 = ?$$

$$N_2 = \frac{Z_1 * N_1}{Z_2} = \frac{14 * 10}{50} = 2.8 \frac{rpm}{min}$$

Por lo tanto la relación de velocidad y torque en el sistema resulta: Corona (1 : 3.57) Piñón. La parte inferior (Figura 6), es la encargada de genera un movimiento de flexo-extensión, aducción y abducción en las vertebrae, por medio de un actuador lineal eléctrico (Figura 7) que al descender o ascender mueve la base en donde se coloca el espécimen, cambiando el ángulo con respecto a la horizontal (Figura 8).

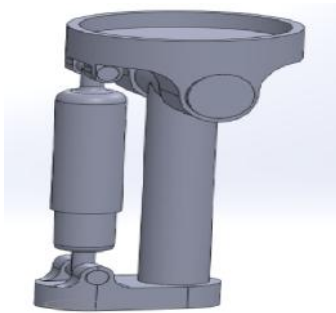


Fig. 6: Parte inferior del mecanismo

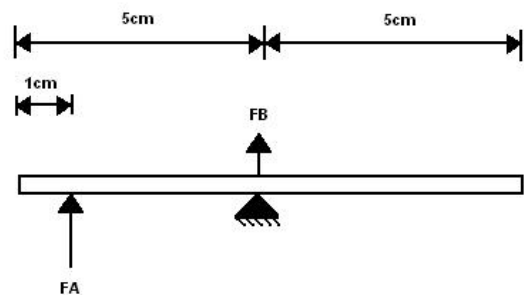


Fig. 7: DCL Inferior (FA: Fuerza de Actuador, FB: Fuerza del Punto de Apoyo)

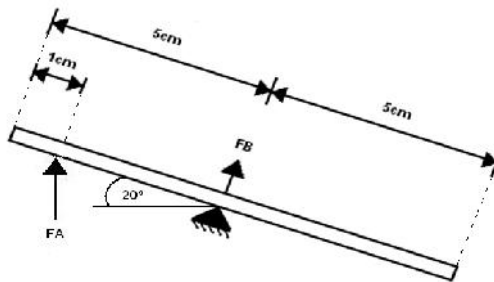


Fig. 8: DCL Inferior con 20° de inclinación (FA: Fuerza de Actuador, FB: Fuerza del Punto de Apoyo)

## INSTRUMENTACION Y MUESTREO DE VARIABLES

Para el desarrollo de las pruebas experimentales durante los escenarios de flexo-extensión, flexo-compresión y rotación axila son necesarios los siguientes materiales:

- **Transductor de Presión.-** Para determinar el esfuerzo al que están sometidas las vértebras si utilizaron transductores de presión en miniatura Modelo 060S cada sensor está diseñado para aplicaciones biológicas o médicas críticas en las que se requiere un volumen de intrusión mínimo, y es uno de los sensores de presión más pequeño disponible en el mercado hoy en día.
- **Analizador de Señales.-** Ya que es necesario interpretar las señales eléctrica que generan los transductores, se ha utilizado un analizador de señales Vishay (Strain Indicator and Recorder Modelo P3) el cual muestra valores eléctricos interpretables para determinar el esfuerzo mencionado.
- **Videometría.-** Es una técnica usada extensamente en deformaciones superficiales medidas con precisión para determinar las tensiones en un elemento o estructura durante ensayos estáticos o dinámicos. Con el método PhotoStress, primero se vincula al elemento a ensayar un revestimiento especial de plástico sensible a la deformación. Luego, cuando son aplicadas las cargas de ensayo o de servicio al elemento, la protección es iluminada con luz polarizada de un polariscopio de reflexión (Figura 9).

## RESULTADOS

El movimiento de cada parte del mecanismo se lleva a cabo por medio servomotores, los cuales son controlados con un micro controlador marca Microchip, el cual mandara señales a los motores indicándoles la cantidad de giro que deben generar para así tener un cambio en la posición del mecanismo. En este sentido la Figura 10 muestra el estado de las variables de control para poder ejercer rutinas para la validación del implante.

Para realizar las pruebas serán seleccionadas las vertebras L4 y L5 de la zona lumbar de 30 especímenes porcinos, conservando tejidos y tendones, retirando únicamente el disco intervertebral que se encuentra en dichas vertebras. Se ensambla el mecanismo de movimientos dentro de la maquina Instron, posteriormente se coloca la unidad vertebral (L4-L5) con el tornillo intersomatico ya implantado dentro del mecanismo de movimientos como lo muestra la Figura 11.

Los especímenes son sometido a una carga de compresión axial de 0 a 11KN, que es la fuerza máxima que soportan las vertebras, realizando saltos de 100N cada 20 segundos, registrando en todo momento el desplazamiento, esfuerzo y deformación de las vertebras, generando al mismos tiempo los movimientos de flexo-extensión, rotación axila en los mecanismos descritos anteriormente.

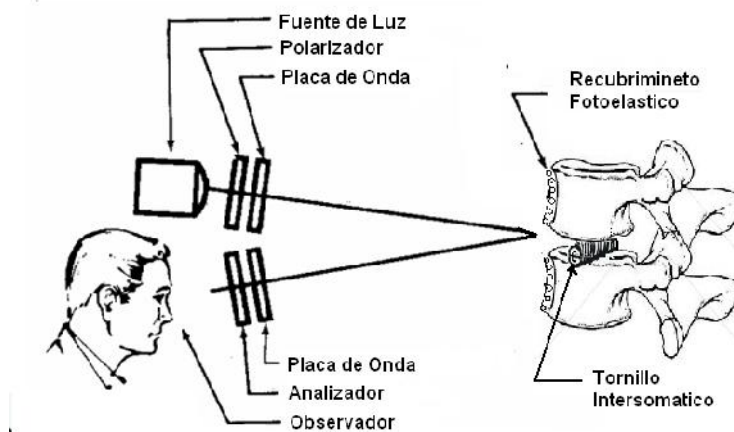


Fig. 9: Sistema óptico empleado para el registro de las deformaciones en el tejido óseo



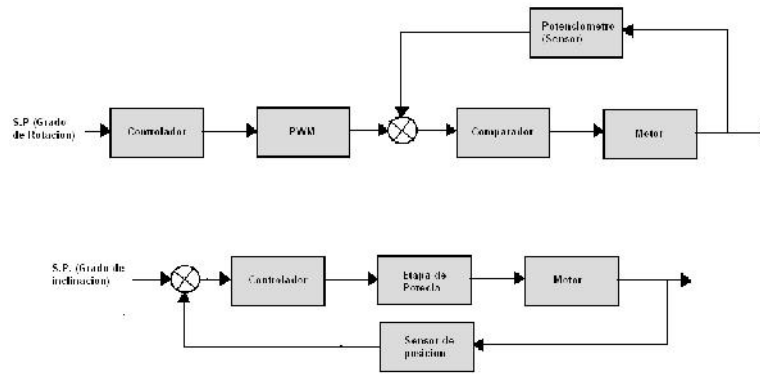


Fig. 10: Diagrama de control del dispositivo de ensayos en columna

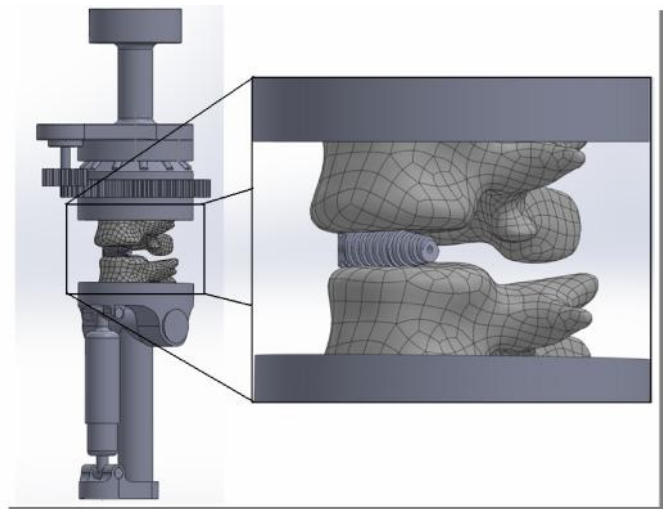


Fig. 11: Sistema de validación hueso-prótesis

A pesar de que se ha completado una gran cantidad de investigación para caracterizar la rigidez de las muestras de la columna vertebral, sigue existiendo una comprensión limitada de la columna vertebral y una falta de datos de ensayos dinámicos en seis ejes. El equipo que se muestra en este documento fue desarrollado con el objetivo de detallar el desarrollo y validación de un nuevo implante de columna. Este simulador tiene la capacidad de utilizar cinco frecuencias de prueba, que van desde cuasi-estática (0,00575 Hz) a dinámica (0,5 Hz).

Las pruebas de validación demostraron que el simulador es capaz de producir posicionamiento bajo carga a frecuencias de hasta 0,5 Hz usando ambas formas de onda de seno y triángulo. Por último se determinó que el simulador columna vertebral es capaz de caracterizar la biomecánica dinámica de la columna vertebral en seis ejes y proporciona un medio para comprender mejor el comportamiento complejo de la columna vertebral bajo condiciones fisiológicas.

## CONCLUSIONES

Diversos estudios realizados en la columna vertebral, en particular en la zona lumbar, demuestran que esta es la parte que se somete a más esfuerzo, siendo la más comprometida cuando se genera una carga o movimiento en exceso, generándose en consecuencia alguna fractura, hernia discal o enfermedad que compromete la integridad de la columna, la cual es necesario corregir implementando algún dispositivos de sujeción, implante o prótesis para corregir el daño.

Los estudios médicos integrales que incluyen el comportamiento biomecánico son de gran interés para comprender su funcionamiento, y atender las patologías y mecanismos de traumatismos que se presentan en esta zona, dándoles así una mejor solución. Sin embargo, para validar este tipo de trabajos son necesarios análisis experimentales que den sustento a los resultados obtenidos.

Por otro lado, la columna vertebral porcina ha sido utilizada como modelo animal en el estudio de las condiciones a las que se ven afectadas las vertebras humanas, y aunque tiene diferencias anatómicas ha demostrado similitudes biomecánicas con la humana.

#### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen todo el apoyo brindado al Instituto Politécnico Nacional (IPN), a la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco (ESIME) y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT). Patente. Expediente: MX/a2015/008906 Folio: MX-E-2015-049647

#### REFERENCIAS

1. Hua-Zi Xu a,\*, Xiang-Yang Wang b, Yong-Long Chi a, Qing-An Zhu c, Yan Lin a, Center, Department of Orthopaedic surgery, Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou, China, “Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device”, 7 December 2005.
2. A.C. Disch a,\*, A. Luzzati c, I. Melcher a, K.D. Schaser a, F. Feraboli c, W. Schmoelz , Centre for Musculoskeletal Surgery, Musculoskeletal Tumour Surgery Section, Charité-University Medicine Berlin, Augustenburger Platz Berlin, Germany. “Three-dimensional stiffness in a thoracolumbar en-bloc spondylectomy model: A biomechanical in vitro study”, 3 July 2007.
3. Ralph E. Gay, MD, DC, Brice Ilharreborde, MD, Kristin D. Zhao, MS, Lawrence J. Berglund, BS, Gert Bronfort, DC, PhD, Kai-Nan An, PhD Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Mayo Clinic, USA. “Stress in lumbar intervertebral discs during distraction: a cadaveric study”, 31 July 2007.
4. Kathleen Meyers, MS, Michael Tauber, MD, Yuri Sudin, MSc, Shai Fleischer, BS, Uri Arnin, BS, Federico Girardi, MD, Timothy Wright, PhD, Department of Biomechanics, Hospital for Special Surgery, 535 E 70th street, New York, NY 10021, USA. “Use of instrumented pedicle screws to evaluate load sharing in posterior dynamic stabilization systems”, 15 August 2007.
5. Anton E. Dmitriev, MS, Norman W. Gill, DS, Timothy R. Kuklo, MD, Michael K. Rosner, MD, a Spine Research Laboratory and Department of Orthopaedics and Rehabilitation, Walter Reed Army Medical Center, USA. “Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on the operative- and adjacent-level kinematics and intradiscal pressures: an in vitro human cadaveric assessment”, 18 October 2007.
6. Shannon G. Kroeker a, I, Philip L. Morley a, Claire F. Jones a, Lynne E. Bilston b, Peter A. Crompton Injury Biomechanics Laboratory, Division of Orthopaedic Engineering Research and ICORD, Departments of Mechanical Engineering and Orthopedics, University of British Columbia, Vancouver, British Columbia, Canada. “The development of an improved physical surrogate model of the human spinal cord—Tension and transverse compression”, 21 January 2009.
7. Daniel J. Wheeler a, Andrew L. Freeman, Arin M. Ellingson, David J. Nuckley a, Jenni M. Buckley c, Justin K. Scheer c, Neil R. Crawford d, Joan E. Bechtold, a University of Minnesota, Minneapolis, USA. “Inter-laboratory variability in vitro spinal segment flexibility testing” 29 June 2011.
8. A. Tang, Justin K. Scheer, Christopher P. Ames c, Jenni M. Buckley, The Taylor Collaboration, San Francisco, USA. “Pure moment testing for spinal biomechanics applications: Fixed versus 3D floating ring cable-driven test designs”, 21 December 2011.
9. Michael C. Dahl, Ph, Arin M. Ellingson, BS, Hitesh P. Mehta, MS, MD, Justin H. Huelman, BS, David J. Nuckley, PhD, a Medical Devices Center, University of Minnesota, USA. “The biomechanics of a multilevel lumbar spine hybrid using nucleus replacement in conjunction with fusion”, 17 November 2012.
10. Paolo Caravaggi n, S Chaudary, Linda Uko, Linda Chen, Babak Khamisi, Michael Vives Joint Motion Lab, Orthopedics dept., University of Medicine and Dentistry of New Jersey, Newark (NJ), USA. “A novel design for application of pure moments in-vitro: application to the kinematic analysis of the cervical spine”, 2013.
11. Timothy Patrick Holsgrove, MEng, PhD, Sabina Gheduzzi, PhD, Harinderjit Singh Gill, BEng, DPhil, Anthony W. Miles, MSc (Eng) Centre for Orthopaedic Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, University of Bath, Bath, BA2 7AY, UK. “The development of a dynamic, six-axis spine simulator” 26 November 2013.
12. Palastanga, N., Field, D., & Soames R. (2000). Anatomía y movimiento humano. Barcelona: Paidotribo, pp. 411-415.
13. Field, D. (2004). Anatomía, palpación y localización superficial. Barcelona: Paidotribo, pp. 218-223.