

Desarrollo del método de Moiré de proyección de franjas para la evaluación de deformaciones en premolares superiores

Development of the Moiré method of projecting fringes for the evaluation of deformations in upper premolars

José Luís Valin-Rivera^I, Edison-Gonçalves^{II}, Paulo Vinícius-Soares^{III}, Giovana de Almeida Milito^{III}, Francisco Palacios-Fernández^{IV}, Guillermo Francisco Palacios-Roque^{IV}, Jorge Octavio Ricardo-Pérez^{IV}, Meyli Valin-Fernández^{II}

I. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Escuela de Ingeniería Mecánica. Valparaíso, Chile

II. Universidade de São Paulo, Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos, São Paulo, Brasil

III. Universidade de Uberlândia, Faculdade de Odontologia. Uberlândia, Brasil

IV. Universidad de Oriente, Facultad de Ciencias Naturales, Santiago de Cuba, Cuba

Correo electrónico: jose.valin@pucv.cl

Recibido: 3 de agosto de 2016

Aceptado: 30 de noviembre de 2016

Resumen

Fue implementada la técnica de Moiré de proyección de franjas en la evaluación de deformaciones en dientes pre molares saludables, para esto fue diseñada una instalación experimental. Las muestras, fueron embutidas en resina de polietileno y fijadas en soporte, el cual, tiene un vástago que es responsable por la aplicación de la carga, siendo las cargas utilizadas de 25 N, 50 N, 75 N y 100 N. Cada carga fue aplicada a lo largo del eje del diente tocando sus dos cúspides y después nuevamente con la carga tocando solamente una cúspide. Fue desarrollado un programa soportado

en MATLAB, para la reconstrucción de las imágenes. El proceso de reconstrucción digital de la imagen aplicando el método de proyección de franjas incluye: las imágenes de contraste de intensidad y de fase y la deformación causada por la aplicación de una fuerza sobre los dientes. Para la linealización de la fase fue aplicado el algoritmo de Volkov.

Palabras claves: proyección de franjas, deformación, interferometría, phase unwrapping.

Abstract

We present an experimental installation for the measurement of deformations of healthy superior premolar teeth implementing the method of projection of fringes. The samples were inserted in polyethylene resin and fixed in support, which has a stem that is responsible for the application of the load, the loads used being of the order of 25 N, 50 N, 75 N and 100 N. Each load was applied along the axis of the tooth by touching its two cusps and then again with the load touching only a cusp. Was developed a computer program supported in MATLAB for the reconstruction of images.

The process of digital image reconstruction using the stripe projection method includes: Intensity and phase contrast images and deformation caused by the application of a force on the teeth. For the linearization of the phase was applied the algorithm of Volkov.

Key words: projection of stripes, deformation, interferometry, phase unwrapping.

Introducción

La técnica de Moiré es basada en la superposición de líneas de división. Esas divisiones pueden ser físicas, producidas en transparencia o película fotográfica, o pueden ser generadas por interferencia de dos ondas de luz proyectadas sobre la superficie. El batimiento entre las líneas de dos redes parecidas da origen a las llamadas franjas de Moiré. La técnica de Moiré es ampliamente utilizada para la medición de formas. El método más simple es el llamado *shadow Moiré* o Moiré de proyección.

Esta técnica, como el propio nombre lo indica, es caracterizada por la superposición de las líneas de una red con su propia sombra, generando las franjas de Moiré [1-3]. Moiré de proyección es muy utilizada para medir formas y deformaciones fuera del plano.

En el proceso de medición, las líneas de red deben ser iluminadas y observadas desde ángulos conocidos,

En este trabajo, fue utilizado el método de Moiré de Proyección para la evaluación de las deformaciones ocurridas cuando se aplicaron diferentes cargas en los dientes premolares. La técnica de Moiré de proyección, por ser relativamente simple y barata, es una herramienta útil en la mecánica experimental y para la medición y control de formas. Recientemente, el método de Moiré de Proyección, fue aplicado con el objetivo de validar la técnica por medio de la determinación de dimensiones de objetos de topografía conocida y con diferentes geometrías y colores para simular las heridas y tonos de color en la piel [4]. También, la técnica ha sido empleada en la medicina para detección de escoliosis y análisis de la curvatura de la espina dorsal. Estos

problemas son evaluados a través de la asimetría de las franjas de Moiré observadas en la espalda del individuo [5].

En A Kishen *et al* [6], el objetivo de este estudio fue evaluar la base biomecánica de las lesiones cervicales no cariosas mediante el examen de los patrones de deformación en el esmalte y la dentina. La interferometría de Moiré digital es una técnica experimental no destructiva, de campo completo basada en óptica, que proporciona información sobre la deformación de campo completo. Las rejillas de difracción (con una frecuencia de 1200 líneas/mm) se transfirieron a secciones sagitales de dientes humanos, que posteriormente, se cargaron compresivamente para cargas que oscilaban entre 10 y 200 N en el borde incisal del diente. Los patrones de franjas de Moiré digital adquiridos se usaron para determinar el patrón de deformación en el plano del esmalte y la dentina en la dirección paralela a lo largo del eje (dirección axial) y en la dirección perpendicular a lo largo del eje (dirección lateral) del diente.

Métodos y Materiales

En el proceso de medición de la técnica de Moiré, las líneas de red deben ser iluminadas y observadas desde ángulos conocidos, figura 1.

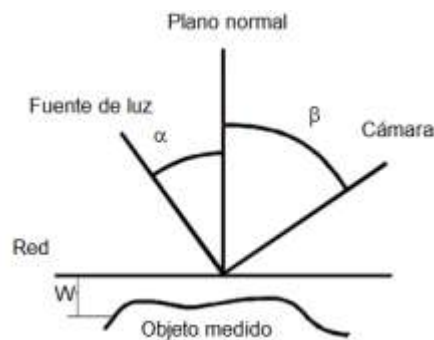


Fig. 1. Moiré de Proyección

La diferencia de altura entre la red y un punto sobre la superficie del objeto es calculada en milímetros por:

$$W(x, y) = \frac{n \cdot p}{\tan(\alpha) + \tan(\beta)} \quad (1)$$

Dónde:

p: período de la red [mm]

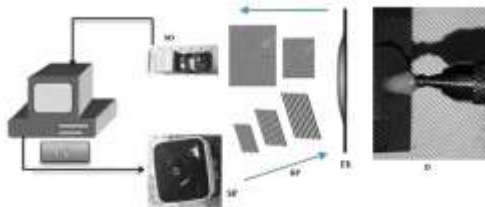
n: orden de la franja de Moiré asociada al punto medido

α: ángulo de iluminación [°]

β: ángulo de observación [°]

Instalación utilizada

La Técnica Moiré de Proyección fue aplicada de acuerdo con el esquema del sistema mostrado en la figura 2, donde se proyecta una red (RP) en el objeto de estudio (Diente) a través del sistema de proyección (SP), esa red es superpuesta con otra red (RO) presente en el sistema de observación (SO). El patrón originado ofrece informaciones respecto a la topografía del objeto en relación a un plano de referencia (PR).



a) Esquema del sistema para proyección de franjas



b) Foto del arreglo experimental

Fig. 2. Instalación utilizada

Proyección de franjas con desplazamiento de fase (Phase shifting)

Esta técnica permite la determinación de la forma 3D, partiéndose de la proyección de un patrón regular de franjas rectas igualmente espaciadas y el procesamiento de la imagen resultante. La forma 3D es determinada a través de una técnica denominada **desplazamiento de fase** que atribuye un ángulo de fase para cada pixel de la imagen [7-9]. La elevada incertidumbre en el cálculo del ángulo de fase puede ser alcanzada a través de una proyección de franjas, cuyo perfil de la intensidad de luz sea casi sinusoidal. Para la aplicación de esas cuatro imágenes, con patrones de franjas desplazados, fueron adquiridas. La figura 3, muestra un ejemplo para el caso utilizado en este trabajo.

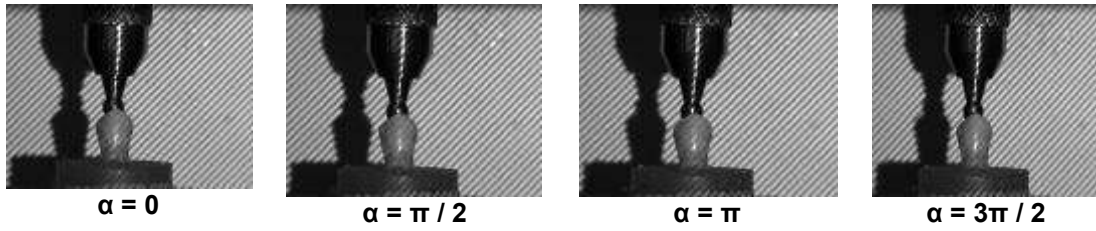


Fig. 3. Imágenes con franjas desplazadas en 90°

El ángulo de fase puede ser calculado para cada pixel a través de las intensidades de las imágenes adquiridas, una para cada desplazamiento. Asumiendo que el perfil de intensidad de las franjas proyectadas es sinusoidal, la intensidad de cada pixel puede ser escrita como:

$$I_n(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos[\phi(x, y) + \delta_n] \quad (2)$$

Donde δ_n es el desplazamiento de fase introducido en el patrón correspondiente. La reconstrucción del ángulo de fase para el caso de capturar 4 patrones con paso de desplazamientos de 90° correspondiente a cada franja puede ser estimada a partir de las ecuaciones 3 a la 6:

$$I_1(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos \phi(x, y) \quad (3)$$

$$I_2(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos\left[\phi(x, y) + \frac{\pi}{2}\right] \quad (4)$$

$$I_3(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos[\phi(x, y) + \pi] \quad (5)$$

$$I_4(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos\left[\phi(x, y) + \frac{3\pi}{2}\right] \quad (6)$$

Resolviendo ese sistema de ecuaciones, la fase $\phi(x, y)$ en cada punto (x, y) de la imagen puede ser obtenida por la ecuación 7:

$$\phi(x, y) = \arctg\left[\frac{I_4(x, y) - I_2(x, y)}{I_1(x, y) - I_3(x, y)}\right] \quad (7)$$

Después del cálculo del ángulo de fase, que se encuentra dentro del intervalo $\left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right]$, se genera un mapa de fase del campo objeto como el mostrado en la figura 4. Para eliminar las ambigüedades o saltos de fase, es aplicado un algoritmo conocido como *Phase Unwrapping* [10,11], en este caso, el método aplicado está basado en el algoritmo de Volkov.

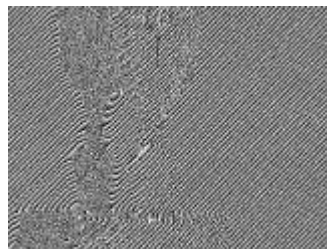


Fig. 4. Mapa de fase del diente saludable bajo carga de 25 N

Remoción de los portadores de frecuencia

En general, después del proceso de demodulación de la fase obtenida del análisis de la deformación de las franjas, el mapa de fases contiene la suma de la fase relacionada a la topografía del objeto y la fase relacionada a los portadores de frecuencia. Eso ocurre, pues, como la demodulación de la fase es un proceso secuencial, se obtienen los primeros ángulos en el intervalo $-\pi < \phi_m(\vec{r}) < \pi$, los próximos, por tanto, estarán en los intervalos $\pi < \phi_m(\vec{r}) < 3\pi$, $3\pi < \phi_m(\vec{r}) < 5\pi$ y así en adelante. Por eso, además del proceso de demodulación de la fase, es necesario aun, remover la componente de la fase relativa a esos portadores, de manera, a estimar correctamente la altura de cada punto de la superficie del objeto. Para remover los portadores de fase, existen diversas técnicas lineales como el desplazamiento del espectro, la inclinación media, el ajuste de un plano, y técnicas no lineales como la substracción de referencia, el maleamiento de fase, expansión en series, entre otros. En este trabajo, se utilizará la técnica de remoción lineal de ajuste de un plano.

La remoción mencionada, se refiere a la eliminación de los portadores de baja frecuencia en la imagen, o sea, características que varían suavemente, sin embargo, aun así, quedan portadores de alta frecuencia los

cuales deben ser eliminados. Para la ejecución de este filtrado se propone un nuevo método basado en la eliminación de los armónicos de alta frecuencia en la transformada de Fourier de cada uno de los patrones de franjas capturados. Este proceso de filtrado se realiza con anterioridad a la reconstrucción de la imagen de fase, y solo conserva la información del primer orden de difracción.

Selección de los dientes

Después de la presentación y aprobación del Comité de Ética en Investigación: Análisis Final nº. 520/11 del Comité de Ética en Investigación para el Protocolo Registro CEP/UFU 171/11 y Análisis Final Nº. 372/11 del Comité de Ética en Investigación para el Protocolo Registro CEP/UFU 065/11 del Comité de Ética en Investigación – CEP de la Vicerrectoría de Investigación y Postgrado de la Universidad Federal de Uberlândia, veinte y un (21) premolares superiores humanos saludables (1º y 2º premolares) con indicación para exodoncia fueron colectados y seleccionados para este estudio en el Banco de Dientes de la Facultad de Odontología de la Universidad de São Paulo.

Después de la verificación de las medidas coronarias, los dientes fueron divididos en 7 grupos (n=3), y subgrupos de 3 dientes cada, recibieron los siguientes tratamientos: 1) tratamiento endodóntico, 2) preparo cavitario MOD, 3) restauración con resina compuesta MOD para el primer grupo y restauración de amalgama en el segundo grupo, 4) preparo cervical y 5) restauración de amalgama y resina compuesta en la región cervical. De esta forma, los dientes fueron clasificados según la siguiente nomenclatura: Diente H – Hígido, Diente A - MOD – Amálgama, Diente AL - MOD - Amálgama + Lesão, Diente ALR - MOD - Amálgama + Lesão Restaurada, Diente R - MOD – Resina, Diente RL - MOD - Resina + Lesão e Diente RLR - MOD - Resina + Lesão Restaurada.

Aplicación de la técnica de Moiré de proyección de franjas

En la realización de las pruebas interferométricas y de Moiré, para la aplicación de las cargas en las muestras, fue utilizado un dispositivo para la aplicación de carga estática, acoplado en la mesa óptica, figura 5. Las muestras embutidas en resina de polietileno, fueron fijadas en soporte, el cual, tiene un vástago que será responsable por la aplicación de la carga, siendo las cargas utilizadas de 25 N, 50 N, 75 N y 100 N. Para cada carga aplicada sobre el diente, fueron realizadas 4 mediciones para cada una de las condiciones predefinidas, figura 5:



Fig. 5. Aplicación de cargas a las muestras

Resultados y Discusión

Mediciones realizadas

Para cada uno de los dientes fueron realizadas 16 mediciones y considerando que trabajamos con 21 dientes, entonces fueron realizadas un total de 336 mediciones. Como resultado de cada una de las mediciones realizadas (con 25, 50, 75 y 100 N) se obtuvieron el conjunto de 5 resultados, estos son: Imagen de Intensidad, Interferograma, Imagen de Interferometría Filtrada, Mapa de Fase de las Deformaciones, *Unwrapping* y Deformación 3D.

El arreglo experimental utilizado en la aplicación de la técnica de Moiré de proyección de franjas tiene las siguientes características: Cámara – Objeto: 50 cm, Centro del Proyector – Centro de la Cámara: 11 cm, Lente pequeña y los mejores resultados fueron obtenidos con patrón de proyección con 140 franjas rectas. La configuración de Moiré, figura 2b, está compuesta de un Computador, el dispositivo que permite la fijación de los dientes objeto de estudio, y que tienen movilidad suficiente para conseguir las diferentes posiciones definidas para este trabajo, un Mini Proyector De Led Benq Gp1 y una Cámara CCD.

Metodología del Sistema de Cómputo. Captura y procesamiento

El Sistema de Cómputo FRINGEP desarrollado y concebido para la ejecución de dos conjuntos de cálculos principales. El primero, se refiere a la obtención de los valores de las intensidades y de las fases correspondientes al campo objeto de estudio reconstruido del diente, así como, sus respectivos interferogramas. El segundo, ejecuta el proceso de demodulación o integración del mapa de fase y el cálculo de la deformación. El Menú principal y varios sub menús accesibles en la ventana principal del programa son mostrados en la figura 6, la cual es la ventana principal del programa.

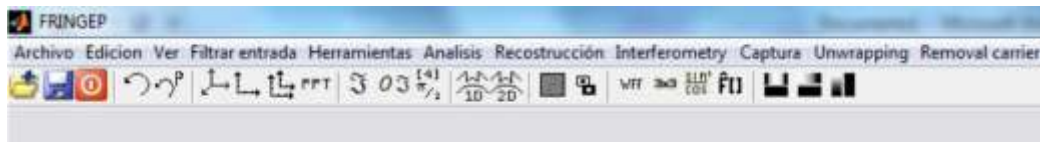


Fig. 6. Ventana principal de la aplicación

Durante la ejecución del Sistema, en la parte central de la ventana principal, se presentan los resultados parciales y finales, los cuales pueden ser imágenes o gráficos tridimensionales. A cada resultado parcial o final, se asocia un nombre. En la barra de estado (*estatus bar*), se visualiza el cálculo que el sistema realiza. Después de la adquisición de los cuatro patrones con franjas desplazadas en 90° , se procede a la reconstrucción de la imagen de intensidad. De esta forma, se activa el sub menú Reconstrucción, y se designa para este análisis el sub menú *Phase Shift* [0 90 180 270], figura 7. Seguidamente será seleccionado el parámetro objeto de análisis, esto significa, el diente probado bajo la aplicación de una determinada carga, y así obtener la imagen correspondiente a esta condición especificada, figura 8a y b.



Fig. 7. Ventana de la aplicación Reconstrucción

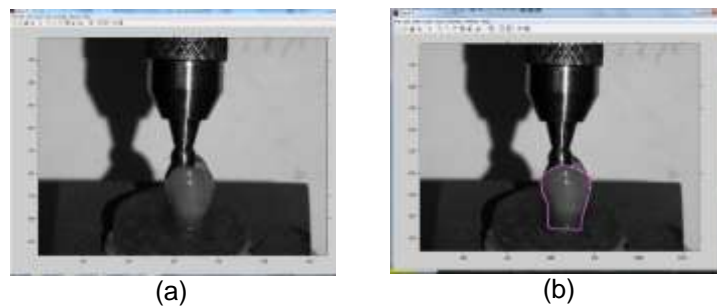


Fig. 8. Imagen de la condición especificada

De la aplicación del método de Proyección de franjas para la evaluación de las deformaciones ocurridas cuando son aplicados diferentes cargas en los dientes premolares saludables, fue seleccionado un ejemplo del procesamiento; los resultados son presentados en la figura 9. Una vez obtenida la imagen de la condición especificada, se procede a delimitar la región del diente objeto de estudio, realizando el trazado de una máscara sobre toda la región del diente, figura 8b. Como resultado del procesamiento realizado en la región delimitada por la máscara, se obtiene la Imagen de Intensidad e imagen de fase según se muestra en las figuras 9a y b. Se obtiene también el Interferograma de fase, figura 9c. El Interferograma de fase filtrado, figura 9d; el *Unwrapping* 2D, figura 9e y el Gráfico 3D de la Deformación calculada, figura 9f.

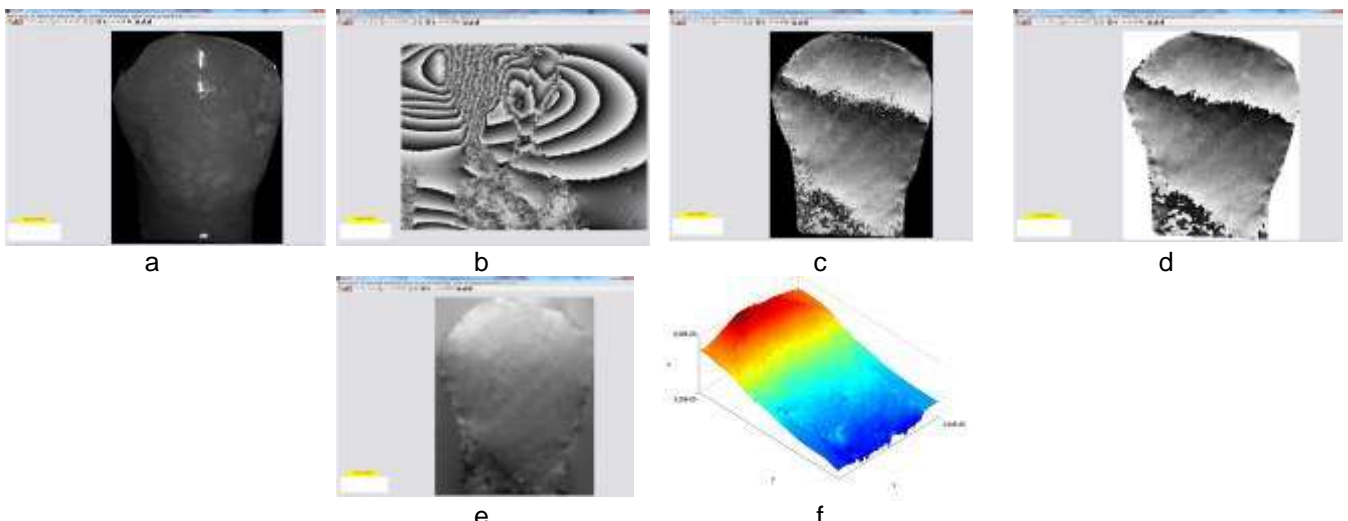


Fig. 9. a) Imagen de Intensidad, b) Mapa de fase de la zona de las deformaciones, c) Interferograma de fase, d) Interferograma de fase filtrado, e) *Unwrapping* 2D y f) Gráfico 3D de la Deformación calculada

Las figuras 10 y 13, se obtienen realizando la demodulación de los campos de fase para las condiciones de las fuerzas no aplicadas y aplicadas, antes de los cálculos de deformación. Las imágenes de los dientes se extraen mediante la aplicación de una máscara de multiplicación.

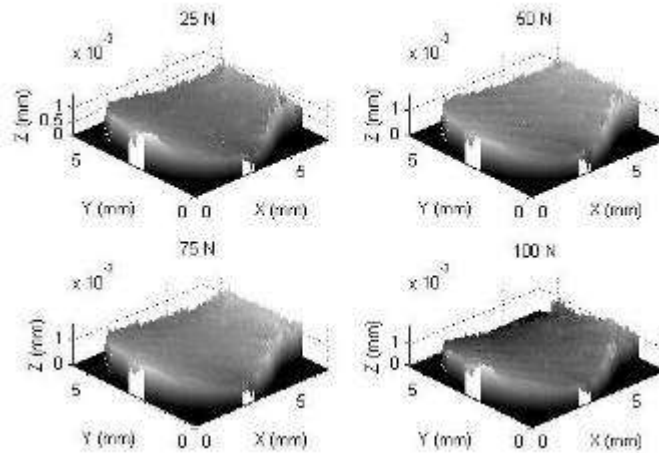


Fig. 10. Imágenes de deformación superficial para las fuerzas aplicadas de 25 N-100 N (dientes A3-MOD-Amalgama)

Los datos presentados en las figuras 11 y 14, se obtuvieron considerando el punto de fuerza de aplicación en la posición de cero mm y el punto de fijación en la posición de 5mm. El desplazamiento, del orden de 10^{-3} mm, es mayor en las posiciones de puntos aplicadas y mínimo en la parte central de los dientes.

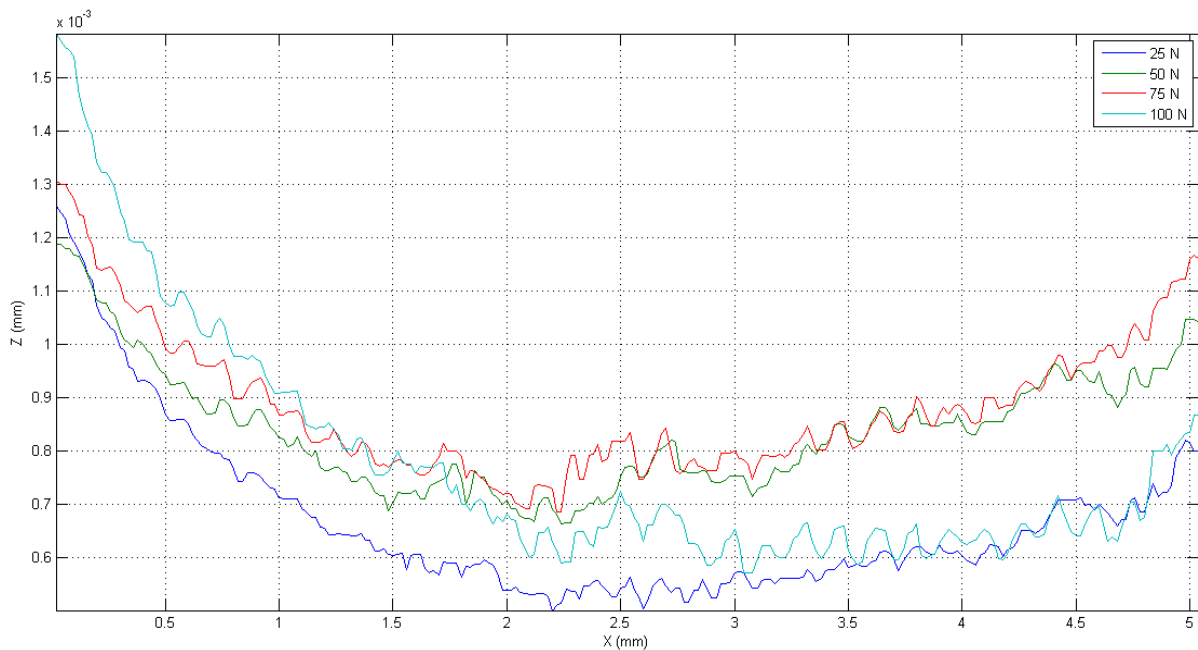


Fig. 11. Perfil de línea de la imagen de deformación correspondiente a los mismos dientes siempre en la misma posición para las cuatro fuerzas aplicadas mostradas en la figura 10.

Las figuras 12 y 15, muestran el valor máximo de la deformación correspondiente a las diferentes fuerzas. La línea azul, corresponde a los valores experimentales, y la roja es la aproximación ajustada linealmente. El diente AL2-MOD-Amalgama+lesión es aproximadamente 2 mm más corto que A3-MOD-Amalgama. Por esta razón, los valores de deformación mostrados en la figura 14, son relativamente menores en el punto aplicado cuando se compara con el punto equivalente utilizado para obtener la figura 11.

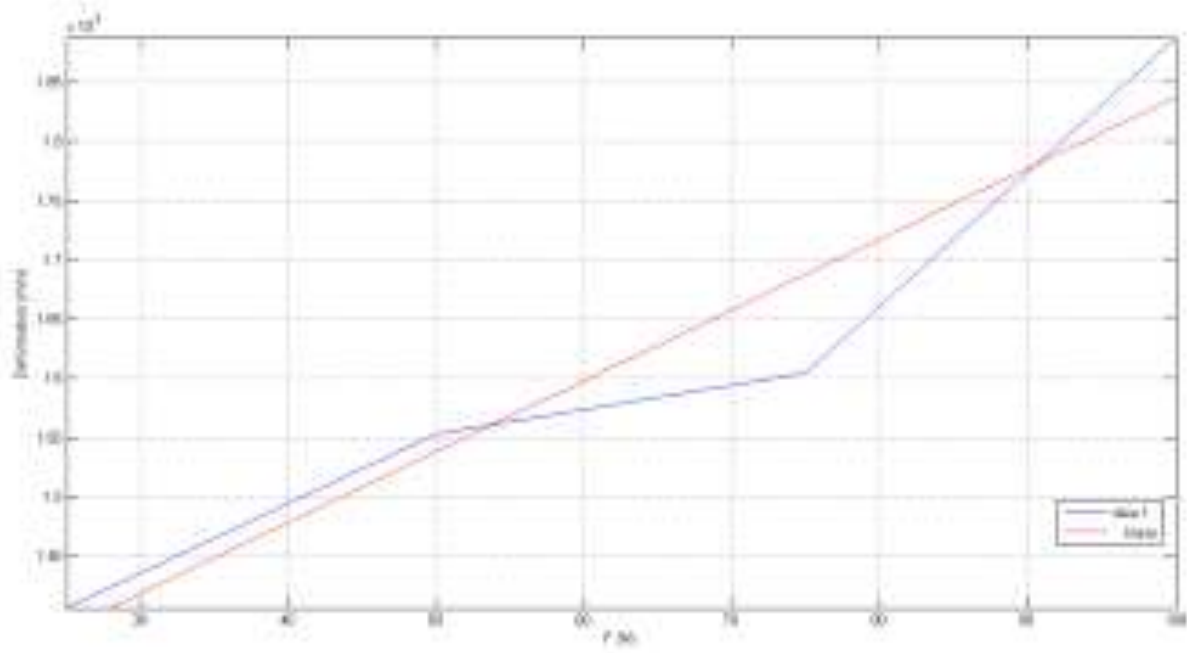


Fig. 12. Curva del valor de la deformación máxima para las fuerzas aplicadas de 25 N a 100 N (dientes A3-MOD-Amalgama)

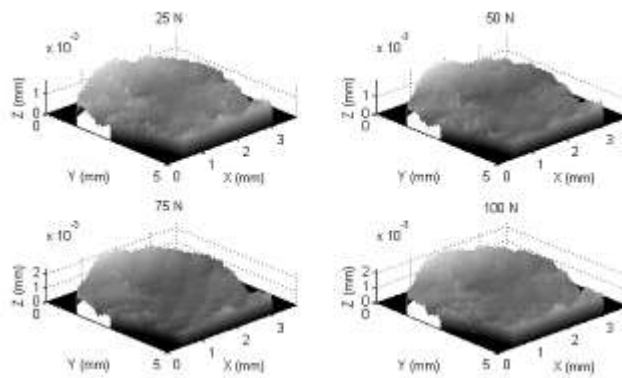


Fig. 13. Imágenes de la deformación Superficial para las fuerzas aplicadas de 25 N-100 N (dientes AL2-MOD-Amalgama+lesión)

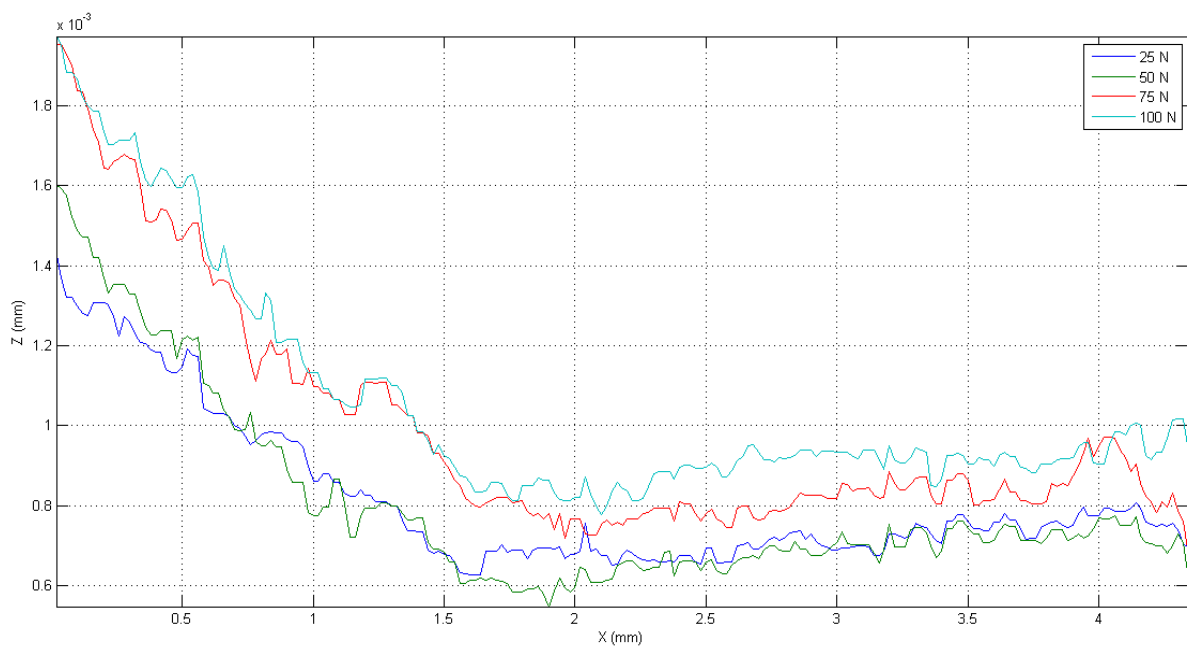


Fig. 14. Perfil de línea de la imagen de la deformación correspondiente a los mismos dientes, siempre en la misma posición, para las cuatro fuerzas aplicadas mostradas en la figura 13 para los dientes AL2-MOD-Amalgama+lesión

La tabla 1, extraída de las figuras 11 y 14, usando la herramienta cursor de datos de Matlab, presenta los desplazamientos para las diferentes fuerzas aplicadas cerca del punto de aplicación de fuerza ($x = 0,02 \text{ mm}$) y a una distancia de $x = 5 \text{ mm}$ desde ese punto.

Tabla 1. Desplazamientos puntuales en $x=0.02\text{mm}$ $y x=1.5\text{mm}$

Fuerza (N)	Diente - A3-MOD-Amalgama		Diente - AL2-MOD-Amalgama+lesión	
	$x = 0.02 \text{ mm}$	$x = 1.5 \text{ mm}$	$x = 0.02 \text{ mm}$	$x = 1.5 \text{ mm}$
25	1.19	0.61	1.43	0.68
50	1.26	0.71	1.60	0.68
75	1.31	0.78	1.96	0.92
100	1.58	0.78	1.97	0.92

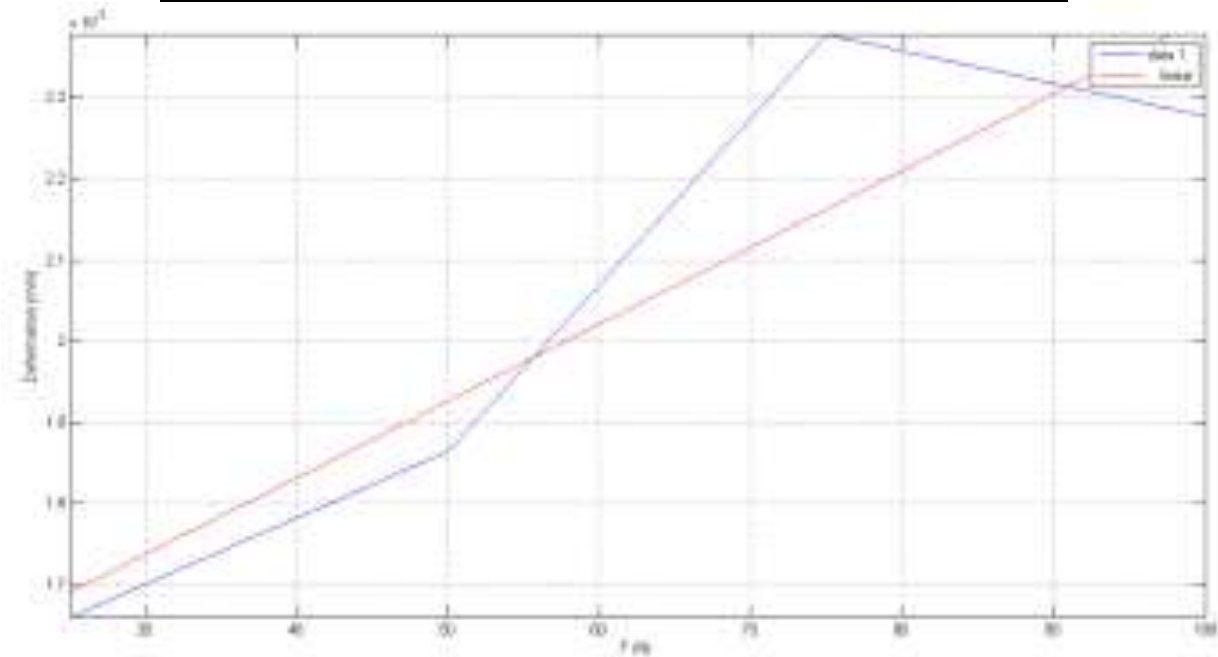


Fig. 15. Curva de valor máximo de la deformación para las fuerzas aplicadas de 25 N a 100 N para los dientes AL2-MOD-Amalgama+lesión

Conclusiones

Se pudo ver, que con 25 N la deformación $z = 1,4 \times 10^{-3} \text{ mm}$, ($1,4 \mu\text{m}$) es un poco mayor para el primer punto de la curva, y para 100 N, cerca de $1,85 \times 10^{-3} \text{ mm}$. El cambio de deformación z es aproximadamente $0,45 \times 10^{-3} \text{ mm}$ para todas las fuerzas aplicadas en intervalos entre 25 y 100 N, dando una pendiente para la línea ajustada aproximadamente de $10^{-6} \text{ mm} / \text{N} \approx 6 \text{ nm} / \text{N}$.

La aplicación de fuerzas hasta 100 N, no afectó la estructura de los dientes. La deformación contra la dependencia de la fuerza, fue similar para los dientes de inicio dando valores del orden de 10^{-3} mm con una sensibilidad del orden de $5 \text{ nm} / \text{N}$.

Los valores de deformación de los dientes para las diferentes fuerzas aplicadas oscilan entre $1,4-1,85 \times 10^{-3} \text{ mm}$, para fuerzas aplicadas en el intervalo de 25 N a 100 N, correspondiendo una sensibilidad del orden de aproximadamente $\approx 6 \text{ nm} / \text{N}$.

Agradecimientos

A la Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) por el apoyo financiero para la realización de este trabajo; Al Departamento de Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Brasil; Al Laboratório de Óptica e Sistemas Amorfo do Departamento de Física General do Instituto de Física da Universidade de São Paulo; A la Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo y su Banco de Dientes; A la Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil; A la Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría-CUJAE, La Habana Cuba.

Referencias

1. Hai Ding RE. Warpage measurement comparison using shadow Moire and projection Moire methods. IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies. 2003;25(4):714-21.
2. Liang-Chia C, Li-Hsiang T. Dual Phase-shifting Moiré Projection with Tunable High Contrast Fringes for Three-Dimensional Microscopic Surface Profilometry. Physics Procedia. 2011;19(67-75).
3. Seigo O. Projection of phase singularities in moiré fringe onto a light field. Applied Physics Letters. 2016;108(25).
4. Marcia T, Saito, , Elisabeth M. Y, Palacios FF, et al. Utilization of fringe projection technique for evaluation of wound dimensions and of healing progress. In: Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems XI Proc of SPIE; USA: 29 de marzo de 2013. p. ISBN DOI [Citado Disponible en:
5. Hariharan P. Interferogram Analysis. Bristol and Philadelphia, USA: Institute of Physics Publishing; 1993. DOI [Citado
6. Kishen A, Tan K, Asundi A. Digital moiré interferometric investigations on the deformation gradients of enamel and dentine: An insight into non-carious cervical lesions. Journal of Dentistry. 2006;34(1):12–8.
7. Hénault F. Phase-shifting technique for improving the imaging capacity of sparse-aperture optical interferometers. Applied Optics. 2011;50(21):4207-20.
8. Kun-Huang C, Jing-Heng C, Jiun-You L, et al. Alternative phase-shifting technique for measuring full-field refractive index. Optical Engineering. 2015;54(9):1-9.
9. Cruz Santos W, López García L, Redondo Galvan A. Improving the accuracy of phase-shifting techniques. . May 2015, Vol. 54(5). 054102-1. Optical Engineering. 2015;54(5):112-20.
10. Rivera Valin JL, Gonçalves E, Palácios F, et al. Methodology for Analysis of Displacement Using Digital Holography. Optical Engineering. 2005;43(11).
11. Rivera Valín JL, Monteiro JM, Lopes H, et al. Proposal for underwater structural analysis using the techniques of ESPI and digital holography. Optics and Lasers in Engineering. 2009;47(11):1139-44.