

# Análisis de Sensibilidad en el Ajuste Polinomial de Arcadas Dentales

Arredondo Rodríguez, A. A.  
Tecnológico de Monterrey  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
alanalexander1112@gmail.com

Cuevas de la Rosa, F. J.  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
fjcuevas@cio.mx

Esqueda Almanza, D.  
Tecnológico de Monterrey  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
danesqueda@hotmail.com

López Ramírez, J. M.  
Instituto Tecnológico de Estudios  
Superiores de Monterrey  
León, México  
juan.manuel.lopez@tec.mx

Rocha Navarro, M.  
Universidad de la Salle Bajío, A.C.,  
León, México  
miriamrocha@yahoo.com

Sainz Cárdenas, E. U.  
Tecnológico de Monterrey  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
a01638248@tec.mx

Solís Echeverría, J. C.  
Tecnológico de Monterrey  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
jc.solisecheverria@gmail.com

Vázquez Ruiz, F. E.  
Tecnológico de Monterrey  
Centro de Investigaciones en Óptica A.C.  
León, Guanajuato  
fevr00@gmail.com

**Resumen**—En años recientes se ha incrementado el desarrollo de métodos y algoritmos en el campo de procesamiento digital de imágenes (PDI) aplicada a la odontología, en sectores tales como la medicina forense, la seguridad informática y a nivel clínico con la detección de morfologías y otras patologías dentales cuyo diagnóstico resulta complejo a simple vista. En este artículo se analiza el comportamiento de un algoritmo de procesamiento digital que tiene como objetivo trazar una curva con el fin de dividir la región intramaxilar mediante una curva polinómica que se ajuste a la forma de la arcada superior e inferior de la dentadura en imágenes radiográficas panorámicas. El algoritmo establece una metodología que combina técnicas clásicas de procesamiento digital de imágenes y conceptos de métodos numéricos con la finalidad de identificar el mejor ajuste a las arcadas dentales mediante una curva usando una regresión polinomial de segundo o tercer grado por mínimos cuadrados. Se realizó la comparación de errores, valores de desviación estándar y relación error-tiempo variando el porcentaje de puntos aleatorios generados para la regresión. Se observó que el comportamiento del error y desviación estándar de los polinomios de segundo y tercer orden muestran un comportamiento exponencial. En porcentajes bajos, cercanos al 1%, los valores de error y la desviación estándar tiende a ser más significativa en un rango de [5,6] y [2.53,3.36] píxeles respectivamente, mientras que al utilizar el 20% los rangos de ambas variables se encuentran entre [0,1] píxeles. En el aspecto temporal, se presenta un comportamiento lineal debido a que la latencia es proporcional al porcentaje de puntos aleatorios con el que se trabaja.

**Keywords**— *Segmentación Dental, PDI, Ortopantomografía, Región Intramaxilar, Arcadas Dentales, Regresión Polinomial.*

## I. INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de PDI engloba un conjunto de técnicas que se aplican a imágenes digitales con la finalidad de mejorar la calidad, extraer componentes o facilitar la visión por computadora. Esta técnica ha adquirido una gran importancia en el sector salud permitiendo auxiliar en la asistencia médica para realizar diagnósticos y sugerir tratamiento en tiempo real [1]. Aplicado en el campo de la odontología, el procesamiento digital de imágenes es de alta utilidad para la biometría dental, por lo que tiene aplicaciones en el área forense, estética y demográfica [2].

La técnica predilecta para la obtención de imágenes odontológicas se realiza mediante radiografías dentales. Estas se dividen en dos categorías dependiendo de la posición de la película radiográfica. Una radiografía intraoral se obtiene desde el interior de la boca y permite obtener imágenes periapicales y de aleta mordida, lo cual permite monitorear totalmente un diente, o bien, detalles de dientes de la arcada superior o inferior. En este tipo de imágenes son visibles los ápices dentales, las coronas, raíces y tejido óseo.

Por otra parte, al emplear radiografías extraorales la imagen se obtiene desde el exterior de la boca lo que permite obtener imágenes ortopantomográficas o también llamadas radiografías panorámicas. En estas imágenes es posible discernir una mayor cantidad de elementos, como las estructuras óseas del rostro del paciente que abarcan el maxilar, articulación mandibular y los dientes, así como artefactos ocasionados por las vértebras cervicales o el séptum nasal.

Es importante resaltar que la calidad en la toma de rayos X depende en gran medida de la habilidad del técnico y factores como las variaciones en los pacientes, artefactos causados por restauración y prótesis, imágenes de baja

calidad o dientes faltantes [3]. Además, debido a la mayor cantidad de artefactos presentes en las radiografías panorámicas, se determinó que de 41 artículos relevantes analizados el 80% se enfocan en técnicas de PDI para imágenes intraorales [4]. Es por ello que en este trabajo se propone un algoritmo para la detección automática de las arcadas dentarias en radiografías panorámicas y se realiza un análisis de la sensibilidad al variar la cantidad de puntos que se utilizan para el ajuste polinomial.

## II. ANTECEDENTES

Los algoritmos de PDI son de alta utilidad para llevar a cabo tareas de apoyo en el análisis de imágenes médicas. En relación a imágenes dentales, la investigación reciente se ha centrado en la extracción de características mediante procedimientos de segmentación. Por ejemplo, una investigación publicada por parte de *Ehsani*[5] desarrolló un sistema para extraer características de imágenes dentales intraorales de manera automatizada mediante la implementación del algoritmo de *k*-medias para representar el fondo de la imagen, los dientes y encías, identificando así superficies irregulares de dientes o caries. No obstante, el algoritmo utilizado requiere de una gran potencia computacional para lograr una convergencia óptima y no se realizó experimentación en imágenes panorámicas.

Un artículo redactado por Jain y Chen del departamento de Ciencias de la Computación e Ingeniería de la Universidad de Michigan [6] también logró segmentar imágenes dentales periapicales en pacientes ante mortem y post mortem mediante un proceso semi-automático que involucra segmentación, clasificación de píxeles y pareo de contornos. Los resultados se evaluaron con una base de datos de 100 imágenes y se logró una alta precisión en la identificación. No obstante, no se realizan pruebas con radiografías panorámicas.

Por otra parte, para obtener características de imágenes panorámicas en un artículo publicado por *Jader* [7] se utilizan técnicas de aprendizaje supervisado basado en aprendizaje profundo. Es importante resaltar que uno de los artículos iniciales que abordan este tipo de segmentación en imágenes dentales panorámicas mediante una Red Profunda basada en Red Neuronal basada en Máscara de Regiones (Mask R-CNN). Se logró un 98% de precisión al evaluar 1224 imágenes por medio del entrenamiento previo de 193 imágenes. El método resultó más preciso que los métodos usados en otros artículos. Además, la técnica permite la identificación de artefactos en las radiografías dentales y dientes faltantes. Incluso en los ejemplos con peores resultados, se obtuvieron puntajes altos de precisión y especificidad. No obstante, este método requiere de un banco de imágenes para su entrenamiento.

Existen métodos de bajo costo computacional que permiten la extracción de características en imágenes panorámicas. Un artículo publicado por *Lira* [8] utiliza una técnica basada en umbral global para la distinción de objetos de interés del fondo. También se aplican máscaras en el dominio de Fourier para corregir la superposición. El modelo reconoce los contornos de los dientes y reconoce

cuerpos extraños, aunque no se realiza un análisis estadístico de los resultados del modelo para determinar la especificidad y sensibilidad del algoritmo. Por otra parte, otro modelo de baja potencia computacional publicado por *Hamid* [9] requiere de la anotación de puntos de manera manual en cada uno de los dientes, lo cual permite identificar el arco dental de manera precisa. No obstante, el modelo es de alta utilidad para la evaluación clínica pero no es relevante para la obtención de datos antropométricos.

El arco dental presenta diversas formas individuales o configuraciones, y un artículo publicado en la revista de Ortodoncia Española por parte de *determinó* partir de 108 imágenes que el arco dental se ajusta en diferente medida a curvas parabólicas, elipses y catenarias [10]. Por ello, en este trabajo se propone un método de ajuste y división de las arcadas en la región intramaxilar utilizando curvas mediante modelos polinomiales cuadrados y cúbicos. Se realiza un análisis de sensibilidad variando el número de puntos de ajuste a la región intramaxilar determinando el error de ajuste.

## III. OBJETIVOS

La presente investigación posee como objetivo general desarrollar técnicas de PDI aplicadas a la Odontología con el fin de detectar rasgos morfológicos dentales como factores de riesgo para el desarrollo de Enfermedad Periodontal por medio de mediciones de imágenes radiográficas panorámicas de la dentición permanente superior e inferior de pacientes de la Facultad de Odontología (FO) de la Universidad de la Salle Bajío, C. (UDLSB). Los alcances de este artículo de investigación se limitan a análisis estadísticos del algoritmo de ajuste de curvas desarrollado.

### Objetivos específicos

- Analizar la sensibilidad de los parámetros en la regresión polinomial.
- Analizar el tiempo de ejecución para una regresión cuadrática y cúbica.
- Cuantificar el ajuste de la curva para una regresión cuadrática y cúbica.

## IV. METODOLOGIA

En esta sección se detalla las etapas seguida por el algoritmo de PDI que ajusta una curva a las arcadas dentales. La figura 1 muestra un diagrama resumiendo las etapas principales de la propuesta metodológica seguida.

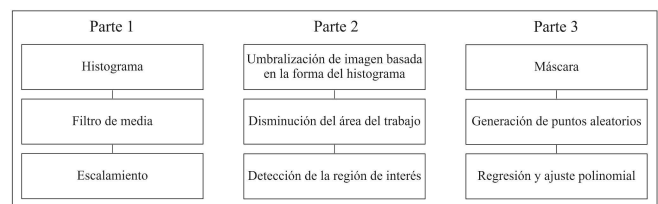


Fig. 1. Etapas del algoritmo de procesamiento digital que ajusta una curva a las arcadas dentales.

### A. Criterios de Inclusión e Exclusión

Como primer paso para el diseño del algoritmo se estableció un estándar de imágenes radiológicas para analizar con la finalidad de simplificar el procesamiento digital. Únicamente se tomará en cuenta radiografías panorámicas dentales de sujetos de dentición permanente en un rango de edad entre ( $\geq 12$  años y  $\leq 30$  años) con el motivo de que en este rango de edad es cuando se tiene la dentición mayormente saludable al igual que completa. De igual manera, se decidió excluir radiografías panorámicas digitales de sujetos que presenten evidencia de borde incisal o borde oclusal con intervención restauradora, lesión traumática o desgaste oclusal por bruxismo. Adicionalmente no se tomaron en consideración imágenes digitales con presencia de ruido excesivo la cual puede causar deformación en la calidad de imagen.

### B. Histograma

El histograma  $h(r_k)$  de una imagen contiene la cantidad de píxeles de cada nivel de intensidad de la imagen digital  $f(x,y)$  y se define de la siguiente manera:

$$h(r_k) = n_k, \quad \text{para } k = 0, 1, 2, \dots, L - 1. \quad (1)$$

Donde  $n_k$  es el número de píxeles en  $f(x,y)$  con la intensidad  $r_k$  y las subdivisiones de la escala de intensidad son llamados bins del histograma.

Se utiliza el histograma ya que muestra la distribución de las intensidades de la imagen digital (figura 2) en donde se puede atribuir/asociar bins del histograma con el fondo de la imagen.

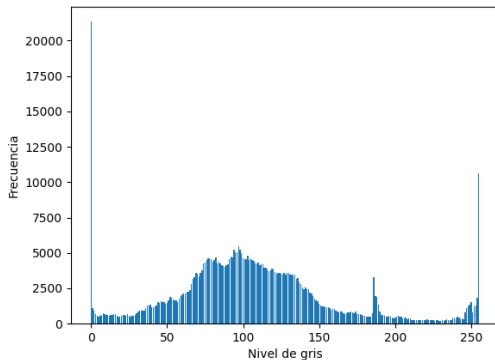


Fig. 2. Histograma que muestra la distribución de las intensidades de la imagen digital.

A partir esto se puede realizar una operación de urbanización global para simplificar y separar el fondo de la región de interés (RDI) en la etapa de binarización. Por método de experimentación se identificó que el 30% de los píxeles totales es un valor adecuado para la separación del fondo en imagen de radiografía panorámica dental.

### C. Filtro de Media

Se utiliza un filtro de media con el objetivo de reducir el ruido y otros efectos no deseados en una imagen digital. El filtro de media retorna una imagen suavizada cuyo valor de intensidad para cada píxel es igual al promedio de intensidades, alrededor de una vecindad de tamaño  $V \times V$ . Se decidió utilizar una vecindad de  $3 \times 3$  para el suavizado para evitar intensificar el difuminado de contornos de la imagen de entrada.



Fig. 3. Imagen digital suavizada de la radiografía panorámica dental.

### D. Escalamiento de la imagen

Posterior al filtro de media se realizó un escalamiento porcentual de 50 para reducir la cantidad de píxeles a la mitad y reducir el tiempo de procesamiento de las siguientes etapas del algoritmo. El imagen reducido se define con la siguiente expresión:

$$X_B = f(X_A) = \frac{X_A + 1}{2}, \quad (2)$$

en donde  $X_b$  es la imagen resultante reducida y  $X_A$  la imagen entrante.

### E. Disminución del área de trabajo

Se realizó una disminución en el área de trabajo con la intención de reducir la cantidad de píxeles a analizar por el algoritmo y así acelerar el tiempo de ejecución. Para ello, se determinó que la región intramaxilar se encontraba centrada en todas las radiografías de la base de datos. Por ello, se recortó la imagen de manera proporcional empleando el 56% en el eje horizontal de la imagen y el 30% en el eje vertical de la imagen. El rectángulo que alberga el área de trabajo puede observarse en la figura 4.

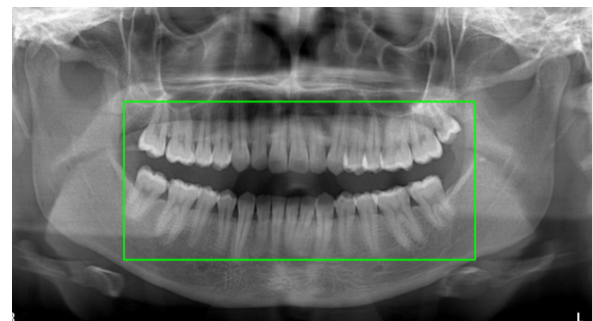


Fig. 4. Imagen digital con la disminución del área de trabajo.

### F. Umbralización de imagen basada en la forma del histograma

Para la segmentación de la RDI se utilizó un umbral basado en histograma para distinguir el fondo de la región intramaxilar. Para ello se calculó la distribución de probabilidades de los niveles de gris en el histograma mediante la siguiente expresión:

$$p_i = \frac{h_i}{MN}. \quad (3)$$

Donde  $h_i$  es la frecuencia de niveles de gris,  $M \times N$  es la resolución de la imagen y  $p_i$  es la probabilidad de incidencia de niveles de gris. Posteriormente se obtuvo la probabilidad acumulada  $P_k$  utilizando la siguiente expresión:

$$P_k = \sum_{i=0}^k p_i \quad (4)$$

Finalmente, se detectó mediante experimentación que un umbral óptimo se logra cuando la probabilidad acumulada posee un valor de 0.3, lo que representa el 30% de la imagen. Esto se puede representar mediante la siguiente expresión.

$$T \in \text{ArgMin} (\sum_{i=0}^T p_i > 0.3) \quad .$$

$$T \in G \quad \forall G = 0,1,2, \dots, 255 \quad (5)$$

Esta umbralización nos da como resultado una imagen binarizada en donde la RDI posee una mayor área en comparación con el promedio de las demás regiones.



Fig. 5. Imagen digital binarizada de la radiografía panorámica dental.

*G. Detección de la región de interés (RDI)*

Al haber obtenido la imagen binarizada de la radiografía panorámica dental (figura 5), se aplica una operación de identificación de bordes dentro de la imagen, como se muestra en la figura 6. Considerando que la región intramaxilar es una de las zonas más grandes y que se encuentra centrada en la imagen, se realiza una comparación de las propiedades de dichos contornos. Se identificó el contorno que corresponde a la región intramaxilar midiendo la distancia de los centroides de los objetos respecto al centro de la imagen, y la cantidad de píxeles totales por contorno.

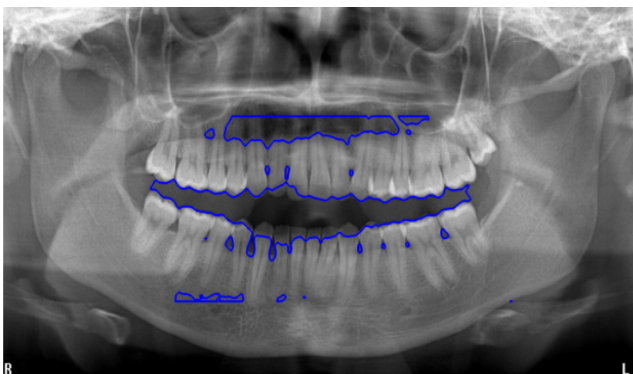


Fig. 6. Imagen digital de contornos de la radiografía panorámica dental

*H. Máscara*

Tras haber identificado el contorno correspondiente a la región intramaxilar se realizó una máscara binarizada utilizando la función OpenCV floodfill. El algoritmo de floodfill consiste en seleccionar un punto  $(x,y)$  al interior de la imagen y posteriormente vuelve a establecer los valores de intensidad de los píxeles a un valor preestablecido. Esto se realiza para segmentar la región intramaxilar, con el objetivo de tener una zona de interés de la cual se puede extrapolar la forma de la arcada dental.

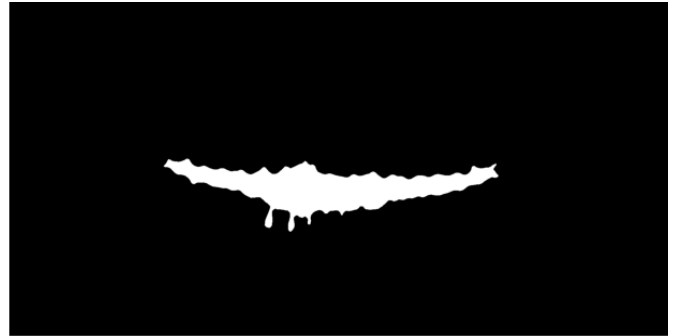


Fig. 7. Máscara binarizado sementando la región intramaxilar.

*I. Generación de puntos aleatorios*

En esta etapa se ejecuta un muestreo de puntos aleatorios utilizando como límite el ancho y largo proporcionados por las propiedades del contorno de la región intramaxilar. Se creó un umbral modificable que regula la cantidad de puntos aleatorios generados respecto al número de píxeles totales de la región de interés. Para confirmar que los puntos aleatorios estuvieran dentro de la región de interés se aplicó la máscara obtenida de la etapa anterior. Los puntos que no se encuentran dentro de la región intramaxilar se eliminan.

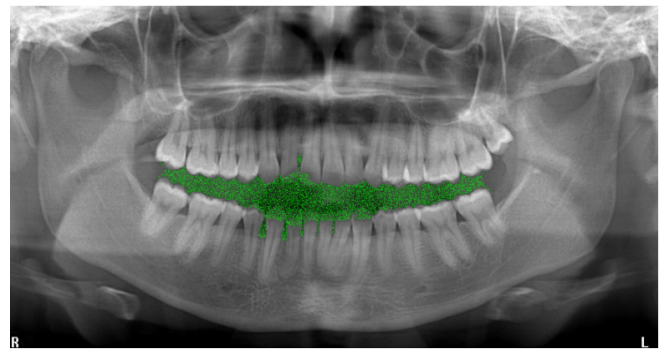


Fig. 8. Imagen digital de los puntos aleatorios generados dentro de la zona intramaxilar

*J. Regresión y ajuste polinomial*

A partir de los puntos aleatorios generados, se realiza una regresión polinomial por mínimos cuadrados. La forma de la regresión polinomial se puede representar con la siguiente ecuación.

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 \dots + a_mx^m \quad (6)$$

Dicha regresión nos proporciona una curva que se aproxima a la forma de las arcadas dentales cuando se calcula a partir de los puntos aleatorios generados dentro de

la zona intramaxilar. Se puede observar en la figura 9 que el polinomio resultante está ubicado en el punto medio de la arcada superior e inferior.

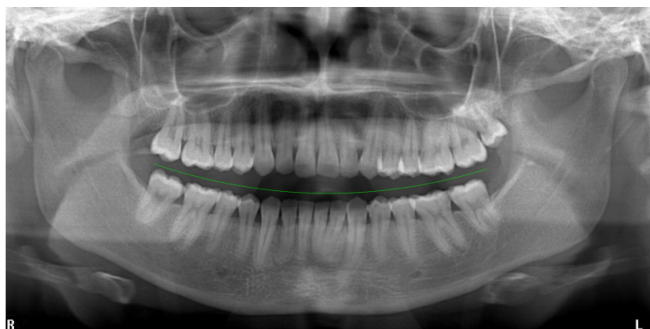


Fig.9. Polinomio resultante.

Posteriormente, se emplean los operadores de Sobel para obtener los gradientes de intensidades en la imagen original. Esta operación facilita la detección de las coronas dentales mediante la identificación de los contornos en la imagen.

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Donde  $G_x$  y  $G_y$  representan los operadores de Sobel. Posteriormente se emplea la expresión 9 y 10 para obtener el componente de Sobel horizontal y vertical, respectivamente. Esto se obtiene al realizar la convolución de los operadores sobre cada pixel de la imagen original. [11]

$$f_x(i, j) = \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^n I(i + k - 1, j + l - 1) * G_x(k, l) \quad (9)$$

$$f_y(i, j) = \sum_{k=1}^m \sum_{l=1}^n I(i + k - 1, j + l - 1) * G_y(k, l) \quad (10)$$

Donde  $f_x(i, j)$  representa la imagen horizontal,  $f_y(i, j)$  la imagen vertical,  $G_x(k, l)$  y  $G_y(k, l)$  representan los kernels de los operadores de Sobel (7, 8)

$$|G| = |f_x| + |f_y|. \quad (11)$$

Finalmente, la imagen de salida (figura 10) está dada por la suma de los valores absolutos de  $f_x$  y  $f_y$  (11) donde  $G$  está definido como la imagen de salida.



Fig.10. Gradientes de intensidades de la imagen original.

A partir de la figura 10 se calcula de manera iterativa la suma de los gradientes del polinomio al realizar desplazamientos en el eje vertical y se selecciona aquella curva que maximice este valor. En la figura 11 se puede observar el ajuste final obtenido para la identificación de la arcada superior.

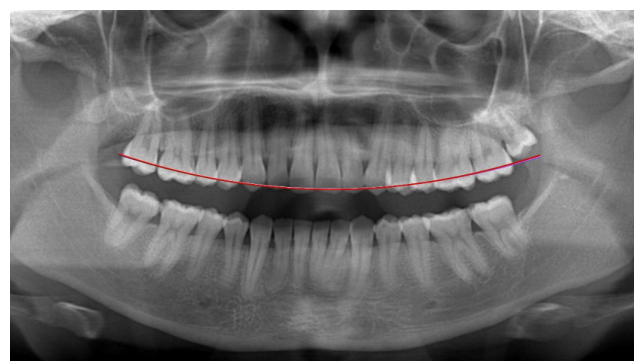


Fig. 11. Identificación de arcada superior.

#### IV RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con el objetivo de realizar un análisis de la sensibilidad en la regresión polinomial de segundo y tercer grado se ejecutó el algoritmo 10 veces por cada porcentaje de puntos en un total de 10 imágenes. Las imágenes utilizadas fueron seleccionadas aleatoriamente de la base de datos proporcionados por la Facultad de Odontología de la Universidad de la Salle Bajío. Se evaluó el error absoluto, la desviación estándar y el tiempo de ejecución de las regresiones. El análisis realiza una comparación de la variación de puntos aleatorios generados empleando un intervalo del 1% al 100% con saltos consecutivos de 5%. Se consideró el 100% de puntos como valor real.

Posterior a ejecutar el algoritmo en repetidas ocasiones se obtuvieron los siguientes resultados. La figura 12 muestra el comportamiento del error que poseen los diferentes polinomios generados con los porcentajes anteriormente mencionados. Este error se puede apreciar de mejor manera al trabajar con porcentajes bajos ya que los puntos que se generan poseen una distribución poco favorable a lo largo del área, teniendo como consecuencia un mal posicionamiento en la zona intramaxilar. Es por esto que al trabajar con porcentajes bajos, la repetitividad del algoritmo se ve afectada, sin embargo, al llegar a un aproximado del 20% del área abarcada por los puntos, el algoritmo es más constante ya que disminuye la variabilidad de la posición del polinomio.

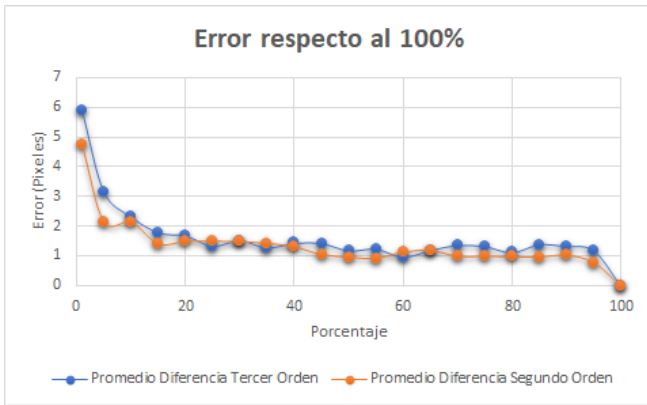


Fig. 12. Error del polinomio con respecto al 100%.

En cuanto al tiempo de ejecución requerido para generar la parábola en cada uno de los porcentajes hay una notoria relación lineal. La diferencia que existe entre la generación de un polinomio de segundo grado y un polinomio de tercer grado, puede ser despreciable y optar por el polinomio que mejor se acople a la dentadura para los diferentes estudios a realizar.

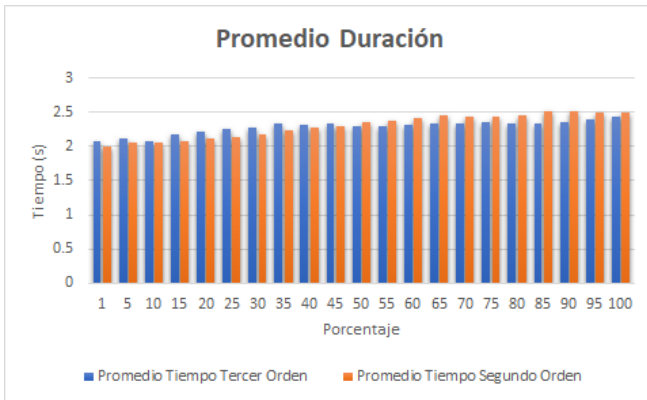


Fig. 13. Tiempo que toma realizar el polinomio.

Las figuras 14 y 15 demuestran de mejor manera la variación de la posición del polinomio según el porcentaje con el que se generó. Para observar la variación presente entre las diferentes curvas de ajuste se realizó un acercamiento a la imagen utilizando la librería de matplotlib, es por esto que para las dos ortopantomografías se optó por extraer una pequeña muestra de la aproximación en el segundo molar ubicado en el cuadrante superior derecho.

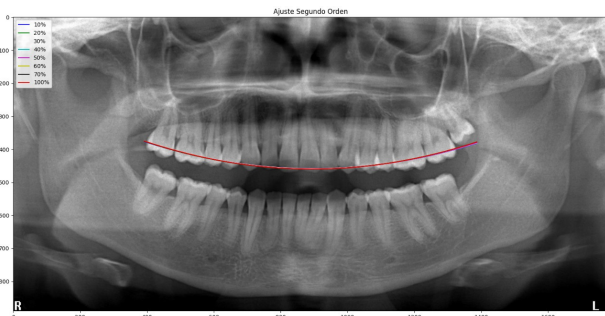


Fig. 14. Ajuste de segundo orden.

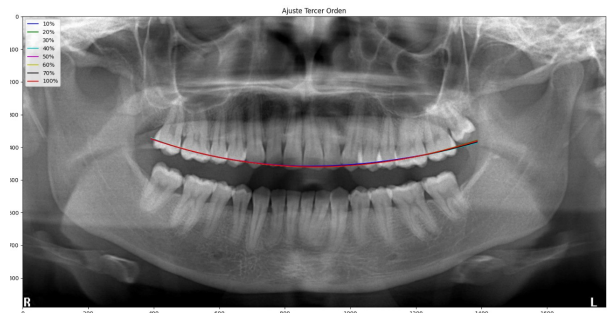


Fig. 15. Ajuste de tercer orden.

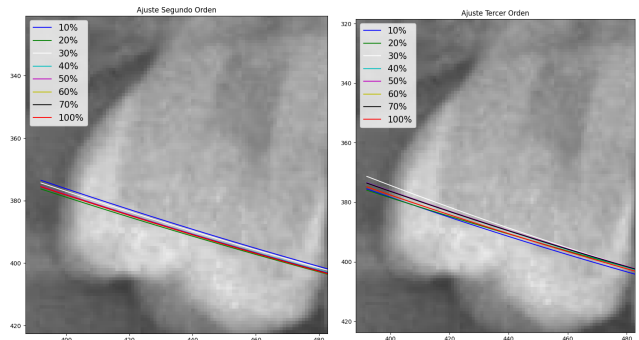


Fig. 16. Acercamiento a los ajustes de segundo y tercer orden.

Tras la constante réplica del proceso se guardaron los valores de error de la posición respecto a la regresión del 100% de puntos aleatorios. Con esta información se llevó a cabo una desviación estándar para apreciar el comportamiento y la consistencia del programa. En la figura 17 se muestra que mientras menor sea el porcentaje de puntos aleatorios mayor es la posibilidad de una variación contando con un comportamiento exponencial con un exponente negativo.



Fig. 17. Desviación estándar.

Por otro lado en cuanto a la duración promedio, el comportamiento se mantiene de manera lineal con una pequeña desviación a consecuencia de la aleatoriedad de los puntos y la posibilidad de una mayor tardanza en encontrar un punto válido para el sistema. Debido a la poca diferencia de tiempo entre cada aumento de porcentaje, se optó por establecer el 20% como porcentaje de inicio, ya que en la figura 13 se puede observar una mayor “estabilidad” en la variación y de igual manera siendo poco costoso temporalmente hablando, llegando a un equilibrio en tiempo-precisión.

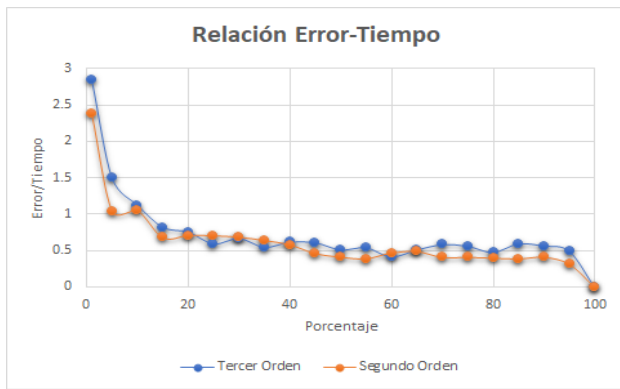


Fig. 18. Relación Error-Tiempo

Finalmente la Figura 18, muestra la comparación del tiempo de ejecución y el error que se presenta al momento de la generación del polinomio. Esto es de ayuda debido a que se confirma que a pesar de utilizar un algoritmo más robusto, la posibilidad de generación de un error oscila entre un píxel y un error nulo.

#### VI CONCLUSIONES

Se realizó el análisis de sensibilidad con el objetivo de identificar el porcentaje de puntos aleatorios con el mejor ajuste a la arcada dental midiendo la precisión, exactitud y tiempo de ejecución. En las regresiones polinomiales de segundo y tercer orden se observó que existe un error considerable en un rango de [5,6] píxeles en porcentajes menores al 10%. En las figuras 12, 17, 18, se identificó un comportamiento exponencial en donde los valores de error, desviación estándar y relación error-tiempo disminuyen mientras se acerca al 100% de puntos aleatorios. Se concluyó que el 20% de puntos aleatorios es el valor más óptimo para utilizar en la regresión de segundo o tercer orden ya que en porcentajes superiores no existe una variación significativa en el error, desviación estándar o relación error-tiempo, debido a que se estabilizan los valores. Se puede confirmar que al usar el 20% de puntos aleatorios se mantiene una exactitud y precisión muy similar a la regresión del 100% de puntos. En cuanto al desempeño entre las regresiones de segundo o tercer orden, no se observó alguna diferencia significativa ya que muestran resultados muy similares. Sin embargo, la regresión de tercer orden tiene mejor respuesta ante radiografías panorámicas dentales con arcadas atípicas o de mayor complejidad.

#### VII RECONOCIMIENTOS

Queremos agradecer a las instituciones las cuales nos han brindado facilidades para el desarrollo de este proyecto, tales como: Centro de Investigaciones en Óptica, A.C., Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey Campus Leon, Universidad de La Salle Bajío, d IDEAGTO/CONV/079/2021-Ciencia Productiva- I+D Sociales y Humanidades en Sectores Estratégicos., Al gobierno del Estado, CONACYT, así como a los investigadores que nos acompañaron y brindaron sus conocimientos para el desarrollo de este artículo, al Dr. Juan Manuel Lopez Hernandez el cual nos estuvo apoyando en el área intelectual y administrativo del Tecnológico De Monterrey y a la Dra. Miriam Rocha Navarro, la cual nos

facilitó la obtención de imágenes panorámicas dentales para llevar a cabo el análisis necesario dentro del proyecto a la par de la Facultad de Odontología de La Salle Bajío.

#### VIII REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. R. Velásquez, "Procesamiento de imágenes médicas", Revista Universidad EAFIT, 34(110), 86-92.,1999.
- [2] E. Said, G. F. Fahmy, D. Nassar, y H. Ammar, «Dental x-ray image segmentation», en Biometric Technology for Human Identification, ago. 2004, vol. 5404, pp. 409-417. doi: 10.1117/12.541658.
- [3] L. M. García, «Segmentación de Radiografías Panorámicas Dentales Mediante Técnicas de Procesamiento Digital de Imágenes (Tesis de grado)». INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ESTUDIOS SUPERIORES DE ZAMORA, febrero de 2020.
- [4] G. Silva, L. Oliveira and M. Pithon, "Automatic segmenting teeth in X-ray images: Trends, a novel data set, benchmarking and future perspectives", Expert Systems with Applications, vol. 107, pp. 15-31, 2018. Available: 10.1016/j.eswa.2018.04.001
- [5] A. Ehsani Rad, M. Mohd Rahim and A. Norouzi, "Digital Dental X-Ray Image Segmentation and Feature Extraction", TELKOMNIKA Indonesian Journal of Electrical Engineering, vol. 11, no. 6, 2013. Available: 10.11591/telkomnika.v11i6.2655
- [6] A. K. Jain y H. Chen, «Matching of dental X-ray images for human identification», Pattern Recognition, vol. 37, n.o 7, pp. 1519-1532, jul. 2004, doi: 10.1016/j.patcog.2003.12.016.
- [7] G. Jader, J. Fontineli, M. Ruiz, K. Abdalla, M. Pithon and L. Oliveira, "Deep Instance Segmentation of Teeth in Panoramic X-Ray Images", 2018 31st SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI), 2018. Available: 10.1109/sibgrapi.2018.00058
- [8] P. Lira, G. Giraldo and L. Neves, "Segmentation and Feature Extraction of Panoramic Dental X-Ray Images", International Journal of Natural Computing Research, vol. 1, no. 4, pp. 1-15, 2010. Available: 10.4018/jncr.2010100101.
- [9] A. Hamid, "DISR: Dental Image Segmentation and Retrieval", Journal of medical signals and sensors, vol. 2, no. 1, pp. 42-48, 2012. [Accessed 7 October 2022].
- [10] E. Labajo, B. Perea and J. Sánchez, "Estudio de la forma de arcada del adulto español", Ortodoncia Española, vol. 44, no. 2, pp. 108-115, 2004. Available: <https://www.academica.org/elenalabajogonzalez/54.pdf>.
- [11] R. C. Gonzalez y R. E. Woods, Digital Image Processing, FOURTH EDITION. Pearson, 2018.
- [12] F. J. Cuevas de la Rosa, M. Rocha Navarro, M. Garcia Salido, y M. Rodríguez Villegas, «Metrology and Digital Image Processing in Dentistry», en Next-Generation Metrology, IntechOpen., (en proceso de publicación).