
ANÁLISIS DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES PARA EL MODELADO TRIDIMENSIONAL DE PIEZAS DENTALES

Eduardo Galicia Gómez, Miguel Hernández Bolaños y Mauricio Olguín Carbajal

gagoed888_853@hotmail.com, mbolanos@ipn.mx, molguinc@ipn.mx

Centro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo

ABSTRACT

The CAD/CAM technology has had a tremendous impact in some health areas, especially those who support their diagnostics in 3D models, principally odontology, but these techniques are quite expensive and sometimes unreachable for some specialists that work on their own. For these reasons a cheaper system that creates a 3D model based only on x-rays and pictures of the patient's mouth is proposed below. Also the partial results obtained in the medical image processing are shown and explained. This system is expected to be used in the future by dentist that work on their own, because it is cheaper than others CAD/CAM systems in the market.

I. Introducción

Con el avance tecnológico actual, los métodos de diagnóstico en el área de salud bucal han evolucionado a la par, sin embargo, algunos de estos, no son accesibles en el momento de una extracción o son muy caros para el paciente, sin contar, que algunos de estos métodos requieren de equipos o instalaciones especiales y en otros casos el tiempo para la generación del diagnóstico no es de manera inmediata. El método más utilizado en México para el diagnóstico en pacientes con problemas bucales son las radiografías, en sus diferentes posiciones:

- Lateral de cráneo.
- Panorámica.
- Periapical.
- Inter-proximal.

Estas proporcionan al dentista una evaluación rápida y en la mayoría de las veces confiable, sobre el problema a resolver; a pesar de la velocidad que proporcionan las radiografías para la evaluación de un problema de tipo bucal, suelen surgir ciertos errores como por ejemplo la sobre-posición de la imagen de las piezas dentales,

problemas de revelado, etc. Debido a esto durante el siglo pasado e inicios de este se han mejorado las técnicas de obtención de imágenes para la cavidad bucal, entre ellas destacan las tomografías, gammagrafías y resonancias magnéticas.

Por otro lado la incursión de los métodos CAD/CAM en la odontología ha generado una gran revolución, debido a que permiten la creación de prótesis dentales con un amplio grado de precisión, además permiten la creación de un modelo 3D de forma digital, el cual puede ser evaluado con lujo de detalle por el odontólogo lo que provee un diagnóstico más acertado de la patología. Sin embargo, estos métodos requieren de equipos especializados y por ende su costo es elevado lo que los deja fuera del alcance de odontólogos que trabajan por su cuenta y no poseen los recursos económicos necesarios para adquirirlos.

En este sistema se pretende implementar algunas de las principales características de las radiografías y tomografías; de las primeras su fácil acceso y bajo costo; mientras que de las segundas, la generación de un modelo 3D con un grado de precisión alto [1]. Otros elementos que conformarán a este sistema serán las fotografías tomadas de la cavidad oral del paciente y un escáner que permita digitalizar las radiografías y así estas puedan recibir un tratamiento específico para la posterior generación del modelo tridimensional, el cual dependerá del tipo de radiografía que se tome.

II. Desarrollo

A. Definición de imagen y su procesamiento

“Una imagen puede ser definida como una función de 2 dimensiones $f(x, y)$ donde x e y son coordenadas en el plano y f una amplitud de cualquier par de coordenadas (x, y) ...” [2]. Con base a esta definición se puede considerar a una imagen, como continua en las coordenadas (x, y) , las cuales recibirán un tratamiento para su digitalización denominado muestreo. El resultado del muestreo es una matriz de números reales de $M \times N$ siendo las coordenadas (x, y) cantidades discretas, como se muestra en la figura 1.

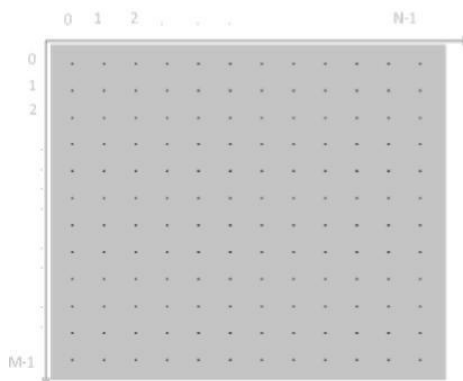


Fig. 1. Coordenadas convencionales usadas en la representación matricial de imágenes.

Ahora bien, conociendo la definición de imagen es posible hablar de algunos de los métodos principales para el tratamiento de las mismas.

Filtrado

Es una operación de convolución, la cual elimina o resalta ciertos componentes de la imagen en formato digital, el proceso es llevado a cabo a través de multiplicar la transformada de la imagen por un elemento que recibe el nombre de filtro, como se muestra en la figura 2.

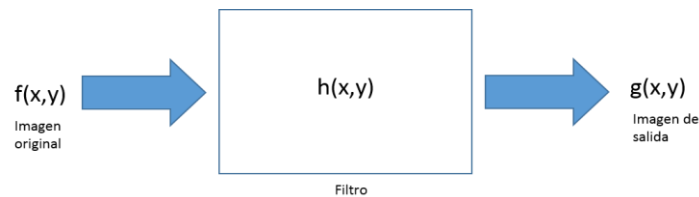


Fig. 2. Representación del proceso de filtrado.

Como se observa cada par ordenado (x,y) es multiplicado por un filtro "h" dando por resultado una función "g(x,y)".

Detección de bordes

Los bordes de una imagen proporcionan una cantidad tremenda de información valiosa como por ejemplo: la posición del objeto, su tamaño, su textura entre otras características. La forma de identificar un borde es debido a que se produce un cambio brusco en la intensidad de la imagen, mientras más rápido sea este cambio, el borde es más fuerte. Los filtros utilizados en la detección de los bordes, son conocidos como filtros diferenciales, obteniendo su nombre de la derivación o diferenciación y lo que se busca con ellos es aumentar la nitidez de los bordes encontrados en la imagen. "Dado que el promediado de los píxeles de una región tiende a difuminar o suavizar los detalles y bordes de la imagen, y esta operación es análoga a la integración, es de esperar que la diferenciación tenga el efecto contrario, el de aumentar la nitidez de la imagen, resaltando los bordes "[3], tal como se muestra en la figura 3.

K- Means

El algoritmo K-Means permite agrupar un determinado número de píxeles de acuerdo a cierto punto dentro de la imagen conocido como "centroide", este centroide es calculado de manera aleatoria. Para poder aplicar este método es necesario al menos tener dos centroides, acto seguido, se evalúa la distancia de cada píxel de la matriz de la imagen con respecto a los centroides, para posteriormente asignarle el valor del centroide al píxel que se encuentra más cercano, este tipo de procesamiento se utiliza para realizar una detección de patrones, en el caso de imágenes en escala de grises, su utilidad viene al agrupar la imagen en diferentes tipos de grises de acuerdo al

número de centroides; por lo tanto, se pueden apreciar de mejor manera ciertos rasgos en las imágenes, tales como la forma de un objeto e inclusive su textura. En la figura 4 se muestra el diagrama a bloques del proceso mencionado.

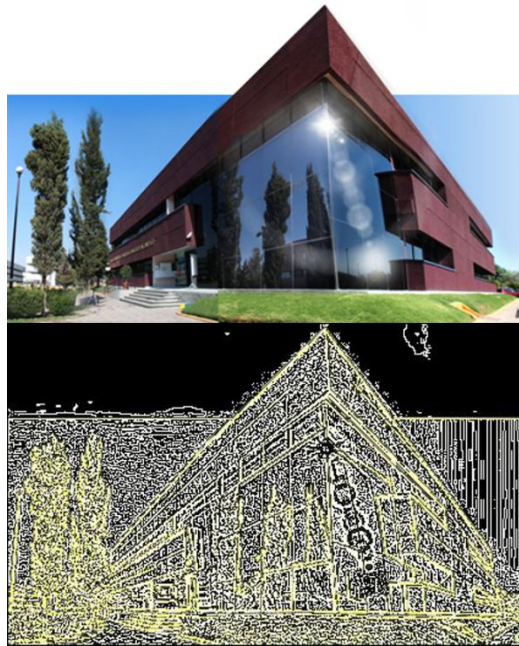


Fig. 3. Representación del proceso de detección de bordes [4].

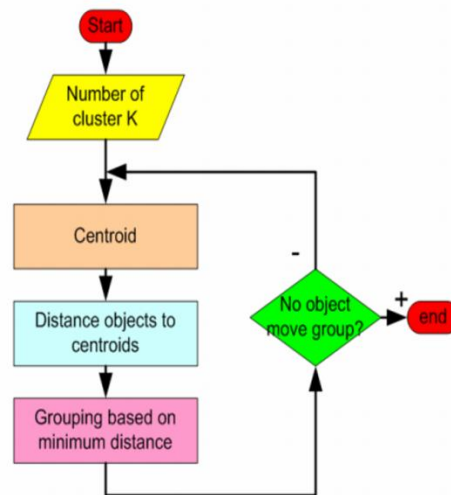


Fig. 4. Algoritmo para el procesamiento de K-means [5].

B. Propuesta

Cabe destacar que las radiografías, son económicas y no requieren de gran tiempo para ser realizadas y evaluadas, además de que su nivel de precisión para diagnóstico

es, en su mayoría, adecuado para lo que un dentista busca en una herramienta de diagnóstico, sin embargo, las radiografías no proporcionan ciertas características deseadas, como la profundidad, el tamaño y la posición exacta en la cual se encuentra un diente. Por su parte una TAC proporciona una visión más completa sobre el problema a tratar, sin embargo, el equipo y el personal que se requiere para este tipo de estudio es mucho más especializado que el que se necesita para una radiografía. En cuanto al costo este tipo de estudio, es elevado comparado con una imagen de rayos X. Por estos motivos antes expuestos es que se pensó en diseñar un sistema de ayuda en el diagnóstico de patologías dentales de bajo costo y que mezclara las características de ambos métodos descritos (radiografías y TAC); basado solo en una radiografía y máximo dos fotografías para la generación de un modelo en 3D que apoye al dentista en la toma de decisiones; además de una PC o laptop para cargar el sistema y generar el modelo; algunos otros elementos a considerar serían el empleo de un escáner digital y una cámara fotográfica para la obtención de las imágenes requeridas en la generación del modelo 3D.

Otro punto importante a considerar es la radiación adquirida por los distintos métodos de obtención de imágenes médicas de los aquí mencionados y que no representan una amenaza para la salud [6]. La radiación provocada por una radiografía bucal es de la magnitud de 0.005 mSv, la cual es prácticamente insignificante y no pone en riesgo la salud del paciente, otra razón a favor para el desarrollo de este sistema.

Es de importancia resaltar que la implementación de un sistema de modelado tridimensional de piezas dentales de bajo costo impactaría benéficamente en una gran cantidad de consultorios dentales y de pacientes que se verían favorecidos con esta tecnología. Asimismo, para desarrollar un sistema de estas características es necesario usar elementos que están disponibles en casi todos los consultorios odontológicos como son radiografías y fotografías.

C. Resultados parciales

El sistema propuesto aún está en desarrollo para llegar al objetivo final que es la generación de un modelo 3D de reconstrucción de piezas dentales; hasta el momento se han obtenido resultados interesantes en el tratamiento de imágenes médicas (radiografías) que se mostrarán de manera subsecuente en este artículo. También se hace hincapié en que todo este tratamiento de imágenes se está realizando de manera automatizada por un software diseñado "in house" escrito en JAVA. Expresado lo anterior, se explicará los avances del proyecto:

C.1 Adquisición de imágenes

La adquisición de imágenes médicas hasta el momento ha sido probada en un escáner de negativos, el cual permite realizar un escaneado con mayor precisión y nitidez de una radiografía, posteriormente estas imágenes son almacenadas de manera digital en formato JPG, se destaca que se eligió este formato dado que actualmente la

mayoría de los dispositivos portátiles, así como cierto elementos en la web lo utilizan, sin embargo, se hace del conocimiento del lector que el escaneo realizado es un escaneo “sin pérdida” para garantizar el mejor tratamiento de la imagen.

Por otro lado no es necesario limitar el usuario a una configuración predeterminada a excepción de lo mencionado arriba, ya que se puede escanear la radiografía a color y el software se encarga de pasar inmediatamente esta imagen a escala de grises. Este proceso se realiza promediando el valor de las componentes RGB de cada pixel y asignándole este nuevo valor al pixel en turno, como es bien sabido una imagen a color está compuesta por estos tres valores más un valor extra denominado “canal alfa” el cual determina si la imagen posee un fondo transparente u obscuro. Todos estos valores fluctúan en un rango de 0 a 255 y que juntos permiten poder observar una diferente gama de colores, siendo R la componente de color rojo, G la componente de color verde y B la componente de color azul. En la figura 5 se muestra un ejemplo de lo dicho con anterioridad, mientras que en la figura 6 se ejemplifica el paso de una radiografía periapical a “color” a una escala de grises realizado por el software propuesto.

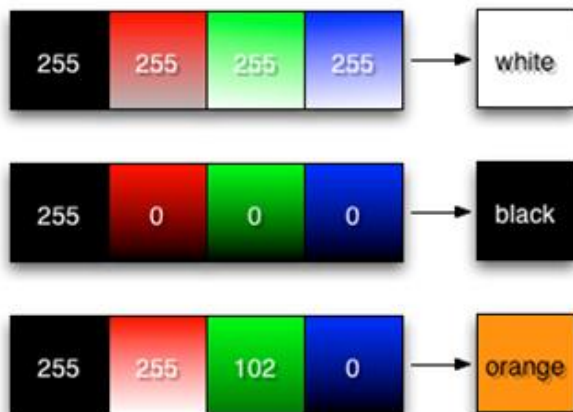


Fig. 5. Ejemplo del modelo ARGB [8].

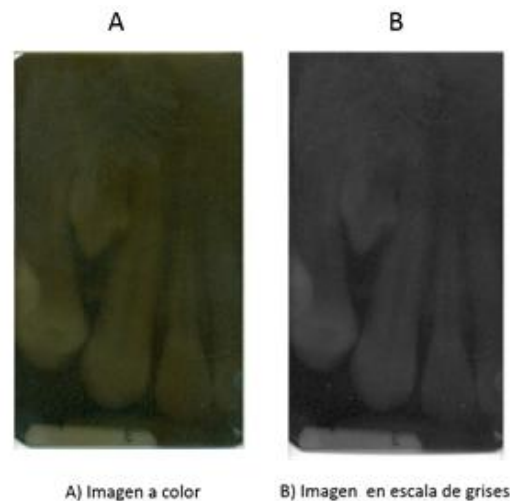


Fig. 6. Paso de una radiografía a color a escala de grises.

Como el lector observa, el software realiza el cambio a escala de grises sin que se note un cambio drástico en la resolución de la imagen ya tratada. Hasta este punto es el único tratamiento que se le da a la imagen de entrada para poder continuar con los siguientes procesos.

C.2 Procesamiento de la imagen de entrada

Filtrado

Para los siguientes tratamientos se consideró que la mejor forma de realizarlos era manejando una imagen en escala de grises donde los valores “RGB” son iguales, es importante mencionar que en el lenguaje JAVA la estructura “ARGB” debe permanecer, es por ello que aunque se maneje un solo valor para el tratamiento de la imagen, es

decir, dado que $R = G = B$ se puede tomar solo la componente R para realizar el tratamiento de la imagen, sin embargo, es necesario mantener la estructura previamente mencionada.

Aclarado lo anterior, dentro del diseño se realiza un filtrado de la imagen para resaltar ciertos componentes de la misma y eliminar el “ruido” que esta contiene para su posterior tratamiento, este filtro se lleva a partir de un umbral, el cual es preestablecido, hasta el momento, por el usuario final. El funcionamiento de este filtro es muy sencillo, primero se “lee” la matriz que compone a la imagen en escala de grises, para conocer su valor mínimo y máximo, en los casos más extremos el valor mínimo será igual a 0, mientras que el valor del máximo será de 255. Conociendo estos valores, se puede establecer un umbral el cual tendrá un valor máximo y mínimo, la nueva imagen entonces solo contendrá los valores establecidos como mínimos y máximos en el umbral, es decir los valores por debajo del mínimo elegido automáticamente cambiarán su valor por el valor mínimo del umbral; de forma contraria sucede con el valor máximo, los pixeles con valores por arriba del máximo del umbral tomaran el valor del máximo escogido. En la figura 7 se muestra un ejemplo de este tratamiento con una radiografía panorámica y dos tipos de umbrales diferentes.

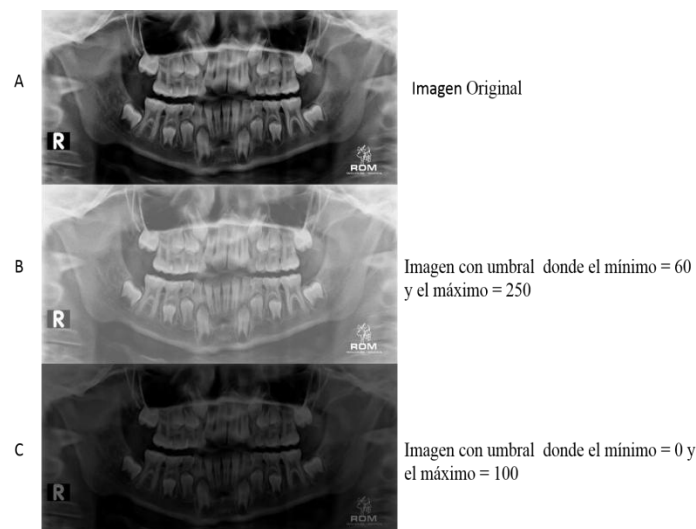


Fig. 7. Diferentes tipos de filtro de acuerdo al umbral establecido.

Como se observa en la figura anterior mientras más grandes sean los valores que se manejan dentro del umbral se obtendrá una imagen con mayor nivel de “transparencia” como se aprecia en A), mientras que si se eligen valores más pequeños como el caso de la imagen B) la imagen de salida será más oscura que la original. Este filtro es de vital relevancia porque de ello dependerán los siguientes procesos y

afectará directamente a los resultados que se obtengan en la detección de bordes y el algoritmo de clasificación K-Means.

Algoritmo de clasificación K-Means

Este algoritmo permite agrupar los objetos de la imagen a tratar, de acuerdo a su valor de gris, los cuales serán asignados por la cantidad de centroides que el usuario decida, por ejemplo si el usuario decide manejar solo dos centroides, la cantidad de grises que serán perceptibles a la vista serán solo dos, sin embargo si escoge más números de centroides la cantidad de tonos de gris en la imagen será igual al número de centroides, a pesar de esta condición no todos los tonos de gris serán percibidos por el ojo humano. La utilidad de este algoritmo en el sistema es que permite que se realcen los contornos de las piezas dentales que conforman la radiografía, lo cual beneficiará al momento de la detección de bordes y a su vez proporcionará un mejor modelo 3D el cual tendrá una mayor exactitud si los bordes son bien detectados. En la figura 8 se muestra una comparación entre tres imágenes las cuales poseen diferentes cantidades de centroides.

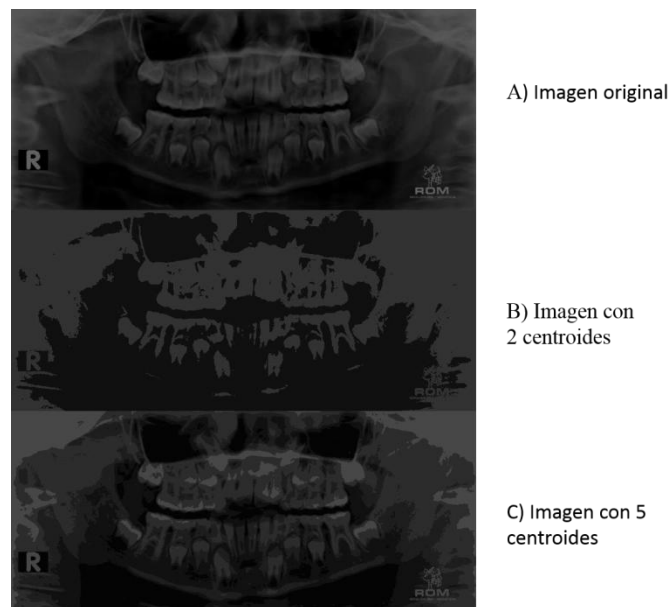


Fig. 8. Imágenes con diferente cantidad de centroides.

Como se puede observar, mientras más cantidad de centroides posea la imagen mejor se aprecian los bordes de las piezas dentales que componen la radiografía, sin embargo, se debe de considerar que al aumentar la cantidad de centroides es posible que se pierda el objetivo del K-Means, que es la clasificación de los elementos, debido a que mientras más centroides existan, la imagen se parece más a la original. Se destaca que la imagen de entrada de la figura 8 es la imagen C) de la figura 7.

Realizado este proceso, el siguiente paso a seguir es la detección de bordes de la imagen.

Detección de Bordes

La detección de bordes es definida comúnmente como un cambio brusco en la intensidad de la imagen. Dentro del procesamiento de imágenes la detección de bordes está basada en la primera derivada, se han hecho varios trabajos y se han determinado algunas “máscaras” para determinar los bordes sin necesidad de realizar de manera directa la operación de derivación; gracias a estas herramientas el tiempo de cálculo así como la cantidad de memoria utilizada se reduce. Para el caso del sistema propuesto se han ocupado las máscaras de Laplace que se pueden observar en la figura 9, estas funcionan en una vecindad de tamaño 3 x 3, es decir, que la máscara realiza una pasada por la matriz de la imagen original, multiplicando el valor de cada pixel dentro de la vecindad por su valor correspondiente de la máscara, se suman los valores y se asignan al centro de la vecindad.

Operadores de Laplace

$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

Fig. 9. Máscaras utilizadas para la detección de bordes en el sistema propuesto.

Aplicando la máscara de la izquierda de la figura 9 se obtiene como resultado la imagen de la figura 10, donde se aprecian los bordes, se destaca que la imagen de entrada en este ejemplo es la imagen C) de la figura 8.

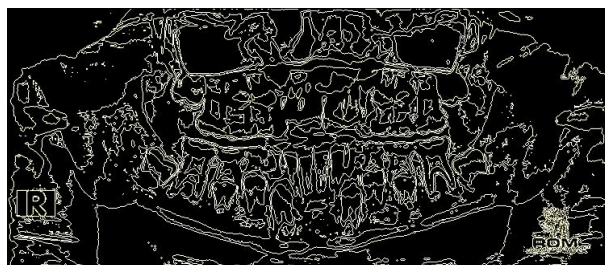


Fig. 10. Imagen de la radiografía panorámica después de un proceso de K-Means con cinco centroides.

En la figura 11 se muestra el resultado de aplicar la máscara de la derecha de la figura 9.

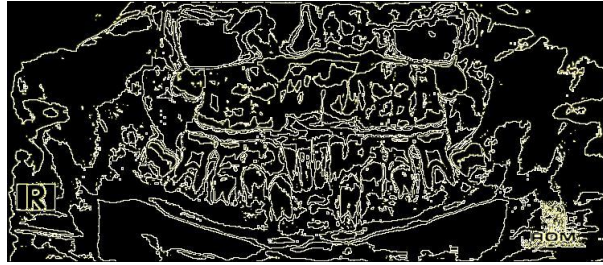


Fig. 11. Imagen de la radiografía panorámica después de un proceso de K-means con cinco centroides y la segunda máscara de LaPlace.

Como se puede apreciar, la segunda máscara tiene un efecto mucho más nítido que la primera máscara presentada, esto se debe a que como se observa en la figura 9, se enfatiza mucho más el valor de los pixeles en la segunda máscara en el valor central, por lo tanto la imagen de salida tendrá mucha mayor nitidez y los bordes se detectan de mejor manera. A pesar de los resultados obtenidos, es necesario aclarar que estos operadores son sensibles al “ruido” que puede contener la imagen, por ello será necesario darle un último tratamiento antes de ingresar al siguiente paso que sería la generación del modelo 3D, este paso es la aplicación de un filtro gaussiano a la imagen que ya contiene la detección de borde, sin embargo, este proceso se encuentra en fase de desarrollo por lo cual no es mostrado en este artículo.

III. Conclusiones

En este artículo se ha presentado una propuesta de un sistema que tendrá gran impacto en el área odontológica debido a los elementos que utiliza, los cuales son herramientas comunes dentro de este ámbito, tales como las radiografías y fotografías. Por otro lado el costo que tendrá este sistema es accesible para la mayoría de los odontólogos que no tendrán que pagar cantidades altas por un equipo CAD/CAM.

Se han presentado también los avances que se tienen en el desarrollo de este sistema, dentro de los cuales destacan el desarrollo del software “in house” escrito en lenguaje JAVA, con la intención de que esto aumente su portabilidad hacia las distintas plataformas que actualmente existen. En cuanto al procesamiento de imágenes que el sistema realiza se presentó el filtrado basado en un umbral, el algoritmo de K-Means y la detección de bordes.

Se hace hincapié en que este sistema sigue en desarrollo, sin embargo, los resultados mostrados son alentadores, el siguiente paso a considerar es la generación del modelo 3D a partir de la radiografía con el tratamiento previo correspondiente y la integración de las fotografías, las cuales darán la profundidad y la altura al modelo en cuestión.

Finalmente se espera que los resultados obtenidos en el tratamiento de la radiografía produzcan un modelo 3D de alta exactitud y confiabilidad para que pueda ser usado en el diagnóstico de las patologías bucales, así como en cirugías “in situ”.

IV. Referencias

[1] María Irene Rodríguez, Carlos Forero, Liliana Otero. “Imagenología en ortodoncia” recuperado el 24 de junio de 2014 de: Pontificia Universidad Javeriana.

[2] – [3] PhD. Ramón Osvaldo Guardado Medina y M.C Rubén Figueroa Zepeda. “Desarrollo de una aplicación para procesamiento de imágenes biomédicas”. Seventh LACCEI Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology, 2009.

[4] 13:50 10/06/14

<http://www.cidetec.ipn.mx/Paginas/Inicio.aspx-java/>

[5] 16:30 27/11/14

<http://croce.ggf.br/dados/K%20mean%20Clustering1.pdf>

[6] – [7] 20:30 26/06/14

http://www.radiologyinfo.org/sp/pdf/sfty_xray.pdf

ANÁLISIS DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES PARA EL MODELADO TRIDIMENSIONAL DE PIEZAS DENTALES