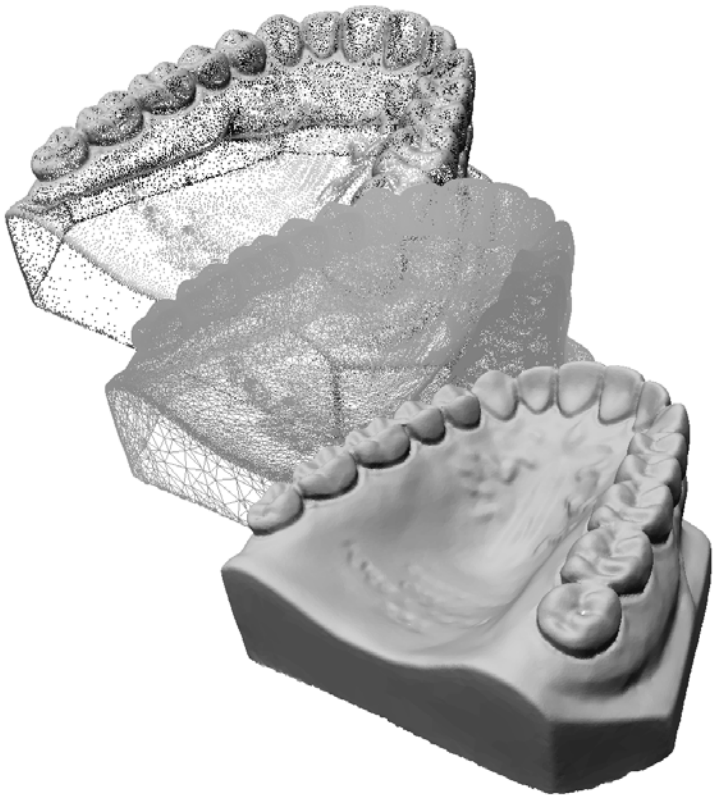
UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA
SEDE MANIZALES

Caracterización de Piezas Dentales a Partir de Modelos 3D

Tesis de Maestría Diciembre 2008



Luis J. Morantes G.

Código: 7105507

ljmorantesg@unal.edu.co

Asesor: M.Sc. **Juan B. Gómez M.**
DIEEC

Universidad Nacional de Colombia

Sede Manizales

http://www.unal.edu.co

Caracterización de Piezas Dentales a Partir de Modelos 3D

por:

Luis Javier Morantes Guzmán

TESIS DE MAESTRIA

Presentada a:

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Computación
Facultad de Ingeniería y Arquitectura

En cumplimiento de los Requerimientos
para el Grado de

MAGÍSTER EN INGENIERIA - AUTOMATIZACION INDUSTRIAL

Asesor:

M.Sc. Juan Bernardo Gómez Mendoza

Universidad Nacional de Colombia

Sede Manizales

2008

A mi Familia y a mi Anita por todos sus sacrificios...

Resumen

En esta tesis de maestría se presenta la segmentación y caracterización automática de piezas dentales de modelos de estudio dental digitalizados. En la adquisición de los modelos se emplea el digitalizador 3D VIVID 9i. El método de segmentación automático consiste en utilizar dos imágenes de rango, una de vista plana y una de vista panorámica, obtenidas a partir de la malla 3D, para generar dos pérfiles de profundidad que en conjunto permiten encontrar la ubicación de los intersticios dentales. Ésta segmentación busca proporcionar información necesaria para un futuro sistema de diagnóstico y planeación de tratamientos de ortodoncia. Una de las características importantes en los modelos es el ancho mesiodistal (MD) de las piezas dentales; dicho ancho MD se mide sobre los segmentos detectados de forma automática. Éstas mediciones automáticas, se evaluan comparándolas con el ancho MD medido por especialistas de forma manual (sobre el modelo de yeso) y de forma semi-automática (sobre la pantalla). Los resultados muestran la necesidad de optimizar el método de segmentación automático, pero permiten pensar que las medidas semi-automáticas son una alternativa inmediata.

Abstract

In this master's thesis is presented an automatic segmentation and caracterization of teeth of digitized dental study model. In the models's acquisition the 3D digitizer VIVID 9i is used. The automatic segmentation method consists in using two range images, plan view and panoramic view, obtained from the 3D mesh, to generate two depth profiles to find dental interstices location. This segmentation seeks to provide necessary data for a future system of diagnostic and design of orthodontics treatments. One of the important features in the models is the tooth mesiodistal width, (MW); this MW is measured on the sensed segments automatically. These automatic measurements, are evaluated comparing them with the MW measured by experts in manual way (on plaster model) and in semi-automatic way (on the screen). The results show the necessity of optimizing the automatic segmentation method, but they allow to think that the semi-automatic measures are an immediate alternative.

Agradecimientos

Deseo agradecer a mi director, Juan Bernardo por su orientación, colaboración y sobretodo su paciencia durante todo este tiempo. A mi novia Anita por brindarme su amor y su comprensión. A mi familia por acompañarme y apoyarme todo este tiempo. A Augusto y su famila por darme el último impulso que necesitaba. Y a Maria Fernanda, Silvana y Alexander, integrantes del grupo de investigación *Percepción y Control Inteligente - PCI* por la gran ayuda que me prestaron.

Objetivos

General

- Segmentar y caracterizar de forma automática piezas dentales a partir de la representación digital de un modelo de estudio dental.

Específicos

- Implementar y sintonizar el algoritmo de segmentación de dientes presentado por Kondo y otros en [1], que utiliza imágenes de rango obtenidas del modelo de estudio digital para la detección de los intersticios y los bordes de separación de los dientes de las encías.
- Evaluar el rendimiento del método de segmentación implementado con respecto a una segmentación manual basado en los criterios propuestos por Hoover y otros en [2].
- Implementar algoritmos para realizar de forma semiautomática medidas diagnósticas tales como el índice de Bolton, tamaño del diente, ancho del arco dental y longitud de arco dental.
- Evaluar las medidas diagnósticas obtenidas automáticamente con respecto a unas medidas manuales.

Contenido

Contenido xvi

Índice de Figuras xviii

Índice de Tablas xix

1 Introducción 1

2 Fundamentos 3

2.1 Modelos de estudio . . . 3

2.1.1 Estudio de modelos . . . 4

2.1.2 Dimensiones del Arco . . . 9

2.2 Modelos de Estudio Digitales . . . 9

2.2.1 Digitalización 3D de los modelos . . . 10

2.2.2 Sistemas Diagnósticos . . . 14

3 Separación de Piezas Dentales sobre Modelos de Estudio 15

3.1 Metodología Kondo . . . 15

3.1.1 Adquisición de Datos . . . 16

3.1.2 Detección del Arco Dental . . . 16

3.1.3 Segmentación de los dientes . . . 17

3.2 Reconstrucción 3D de los modelos de estudio . . . 19

3.2.1 Operación del Escaner VIVID . . . 20

3.2.2 Proceso de Escaneo . . . 20

3.2.3 Registro de Vistas . . . 21

3.2.4 Integración de Información de Rango . . . 21

3.3 Segmentación de los Modelos de Estudio . . . 25

3.3.1 Alineación del modelo digital 25
3.3.2 Imagen de rango de vista plana 26
3.3.3 Detección del arco dental 26
3.3.4 Imagen de rango de vista panorámica 28
3.3.5 Detección de Intersticios 28
3.3.6 Selección de Intersticios 30

4 Caracterización **33**
4.1 Validez de los modelos digitales 33
4.2 Materiales y Métodos 34
4.2.1 Recolección de los datos 35
4.2.2 Valores Calculados 35
4.2.3 Instrumentación 35
4.2.4 Análisis Estadístico 36
4.2.5 Estimación del Error 37
4.3 Resultados 37
4.3.1 Método Kondo 37
4.3.2 Medidas en los modelos digitales 40

5 Conclusiones y Trabajo Futuro **47**

A Apéndice **49**
A.1 Morfología del Diente 49
A.1.1 Tipos de Dientes 49
A.1.2 Arcadas Dentarias 50
A.1.3 Cuadrantes Dentales 50
A.1.4 Ubicación de los Dientes 51
A.1.5 Sistema de numeración universal 51
A.1.6 Superficies de los dientes 52

Bibliografía **65**

Índice de Figuras

2.1 Estudio de Modelos, [3]. 4
2.2 Planos para el estudio de modelos, [3]. 4
2.3 Discrepancia dentaria [3]. 5
2.4 Determinación del espacio disponible [4]. 6
2.5 Determinación del espacio requerido [4, 5, 6]. 6
2.6 Índice de Bolton, [3]. 8
2.7 Dimensiones del Arco [7]. 9
2.8 Diagrama del sistema en [8] 10
2.9 Sistemas de adquisición 3D. 11
2.10 Sistemas de adquisición 3D. 12
2.11 Sistemas de adquisición 3D. 12
2.12 Sistemas de adquisición 3D. 13

3.1 Perspectiva general del procedimiento de segmentación [1]. 16
3.2 Adquisión de datos [1]. 16
3.3 Técnica de ajuste curva en dos pasos para determinar el arco dental [1]. 17
3.4 Perfil de profundidad a lo largo del arco dental [1]. 17
3.5 Detección de los intersticios de los dientes en la imagen panorámica [1]. 18
3.6 Detección de los intersticios de los dientes [1]. 18
3.7 Dientes Segmentados [1]. 19
3.8 Explicación del principio de Medición. 20
3.9 Geometría de adquisición. 22
3.10 Proceso de registro de imágenes de rango. 23
3.11 Agujeros en la reconstrucción. 23
3.12 Errores en la reconstrucción. 24

3.13 Modelo de estudio digitalizado. 24
3.14 (a) Alineación del modelo digital. (b) Vista plana del modelo digital. 25
3.15 Detección del arco dental. 27
3.16 Arco dental proyectado en 3D. 28
3.17 Detección de intersticios en la imagen panorámica. 30
3.18 Arco e intersticios dentales detectados. 31

4.1 Integración de los dos indicadores. 38
4.2 Ubicación y orientación de los intersticios. 39
4.3 Número de detecciones correctas. 40
4.4 Número de segmentos sobre-segmentados. 41
4.5 Número de segmentos sub-segmentados. 41
4.6 Iteraciones con repetición. 44
4.7 Iteraciones sin repetición. 45

A.1 Las superficies de trabajo de los dientes 49
A.2 Arcos Maxilares y mandibulares que muestran la relación de los huesos y los dientes . . 50
A.3 Arcos Maxilares y mandibulares divididos en cuadrantes 51
A.4 Nombres de los dientes en el cuadrantes derecho maxilar y mandibular. 52
A.5 Norma dental; nombres y números de los dientes 52
A.6 Superficies de los dientes 53
A.7 Superficie Proximal y Espacios Dentales 54
A.8 Oclusión Centrada 55
A.9 Clave de la oclusión. 55
A.10 56
A.11 Clasificación de Angle 56
A.12 Clave de la oclusión. 57

Índice de Tablas

2.1 Relación ideal del ancho mesiodistal de los doce dientes anteriores superiores con sus homólogos inferiores [3]. 7
2.2 Relación ideal del ancho mesiodistal de los seis dientes anteriores superiores con sus homólogos inferiores [3]. 8

4.1 Especificaciones del VIVID 9i [9] 36
4.2 Análisis estadístico de la medida del ancho MD de todos los dientes, los índices Bolton 6, 12. 42
4.3 Análisis estadístico de la medida del ancho MD de los diferentes tipos de dientes. . . . 42
4.4 Análisis del tamaño dental usando el índice de Bolton. 43

1

Introducción

La utilización de modelos de estudio forma una parte integral de la práctica y de la investigación dental. Ellos suministran una herramienta útil con propósitos de enseñanza y son necesarios para ortodoncistas, cirugía ortomaxilar, trabajos de restauración, prótesis dentales, entre otros. En un análisis clínico en ortodoncia, muchos de los datos necesarios son obtenidos tomando medidas sobre estos modelos dentales, las cuales en su mayoría son llevadas a cabo usando calibrador y regla, permitiendo realizar medidas [10]. Este método clásico tiene, entre otras, la desventaja de que las medidas manuales son inexactas y uni-dimensionales, de tal forma que la estimación de la oclusión puede estar alterada y por ende, no es confiable. Además, el diagnóstico no depende de medidas objetivas sino de una interpretación subjetiva de la forma del modelo.

Por otra parte, con propósitos médico-legales, la protección del consumidor establece que es necesario guardar todos los registros de los pacientes por un tiempo prolongado (10 años en el caso de Colombia) y según [11], la Asociación de Ortodoncistas recomienda que los modelos de estudio sean conservados por 11 años o hasta que el paciente tenga 26 años. Esto conduce a problemas de almacenamiento en términos de espacio y costo, esto sumado al riesgo de daño debido a la naturaleza frágil de los modelos dentales.

Las situaciones mencionadas, justifican la necesidad de un método alternativo para el análisis y almacenamiento de los modelos de estudio. Las prácticas dentales han tomado ventaja de las diferentes modalidades de imágenes médicas haciendo uso de técnicas de procesamiento en diferentes fases del tratamiento [12]. Se ha visto que poseer la mayor información posible a partir de los modelos dentales, juega un papel importante en el diagnóstico, planeación y evaluación del tratamiento [10]. La aparición de nuevos sensores que permiten la obtención de una gran cantidad de información 3D en un corto tiempo, y los inconvenientes de la ortodoncia tradicional frente a los sistemas automáticos,

han facilitado el desarrollo de sistemas computarizados para aplicaciones de investigación y clínicas [1, 13]. Los modelos 3D se presentan como una manera confiable de manipulación y almacenamiento de la información tomada de los modelos de yeso.

Todo esto ha llevado a que hoy en día muchos ortodoncistas estén incorporando registros digitales en sus prácticas clínicas, utilizan programas de computadora para ayudar en el diagnóstico y planeación de los tratamientos, así como para aliviar las restricciones de almacenamiento de los registros físicos.

En un sistema de visión por computador dirigido a proporcionar ayuda en el diagnóstico y planeación de tratamientos de ortodoncia, un paso inicial es el conocimiento previo de la segmentación de dientes orientada a la detección y medida de características dentales. Además, la segmentación de imágenes es uno de los principales retos en el análisis de imágenes y es fundamental para la correcta extracción de características. En este contexto las imágenes de rango transmiten más conocimiento acerca de la escena observada en comparación con las imágenes de intensidad, permitiendo nuevas posibilidades para la interpretación de la imagen. Entre las aplicaciones de la segmentación de dientes se incluyen la medición de parámetros [14, 15], la simulación del movimiento de dientes para corregir maloclusiones [16], la planeación de cirugía dental y maxilofacial [17], y estimación de posición de dientes [18].

El objetivo principal desarrollado en este trabajo, corresponde a la segmentación de piezas dentales de modelos de estudio como una ayuda en el diagnóstico de un tratamiento de ortodoncia. El método presentado tiene la ventaja de obtener información 3D de modelos de estudio utilizando algoritmos aplicados a las imágenes de rango, generadas a partir de la malla de datos. Una vez segmentados las piezas dentales, se trabajó en conjunto con ortodoncistas para la correcta obtención de unas medidas diagnósticas básicas.

El documento presenta un capítulo introductorio, "Fundamentos" (ver Capítulo 2), en el cual se presentan los fundamentos científicos y de ingeniería que constituyen las bases para la realización del proyecto. Los siguientes dos capítulos titulados "Separación de Piezas Dentales sobre Modelos de Estudio" y "Caracterización" (ver Capítulos 3 y 4 respectivamente), presentan los principales resultados del trabajo de investigación, así como una evaluación comparativa de los mismos. Por último se presenta un capítulos conclusivo en el que se resumen los logros y posibles trabajos futuros derivados de esta tesis de maestría.

2

Fundamentos

El desarrollo de nuevas tecnologías, con las cuales se cambia la metodología clásica de trabajo, implica un conocimiento adecuado de los conceptos básicos, en este caso en el campo de la ortodoncia. Esto permite identificar los aspectos relevantes para el tratamiento de las diferentes patologías, y de esta forma, lograr que los desarrollos sean válidos, para que sean acogidos en un ámbito clínico.

En este Capítulo se exponen los fundamentos acerca de los modelos de estudio dentales, como se analizan, como ha sido la evolución de las tecnologías de digitalización, y cuales de éstas son utilizadas como asistentes en el diagnóstico y tratamiento.

2.1 Modelos de estudio

Los registros diagnósticos en ortodoncia son tomados con dos propósitos: documentar la condición inicial del paciente, y complementar la información reunida durante el examen clínico [5]. Los registros pueden ser divididos en tres categorías: modelos de estudio, fotografías y radiografías [19].
Los modelos de estudio son registros 3D construidos en yeso blanco que reproducen la oclusión de un paciente. Son importantes para el diagnóstico y planificación de tratamientos en ortodoncia ya que permiten el estudio de las anomalías de posición, volumen y forma de los dientes; anomalías de la oclusión, forma de los arcos dentarios y de la bóveda palatina. Además, son indispensables para evaluar los resultados finales del proceso del tratamiento [4, 19, 20].

Los datos aportados por el estudio de los modelos permiten el análisis estático y dinámico de las arcadas (ver Figura 2.1). El estudio se realiza en los tres planos del espacio: transversal, anteroposterior o sagital, y vertical, como se ve en la Figura 2.2.

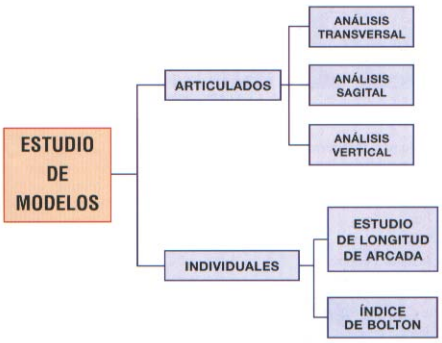


Figura 2.1: Estudio de Modelos, [3].

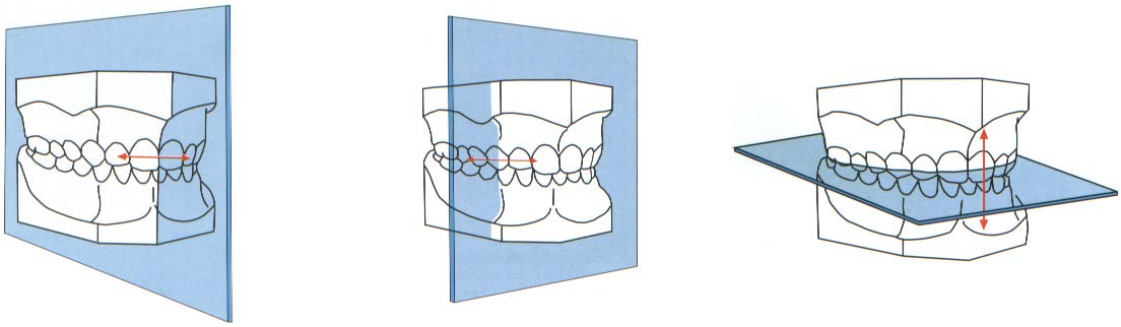
2.1.1 Estudio de modelos

Análisis transversal

El plano de referencia utilizado para la determinación de las desviaciones transversales (compresiones laterales de las arcadas, simetría, mordidas cruzadas laterales) es el plano medio sagital, como se ve en la Figura 2.2a.

Análisis anteroposterior o sagital

El análisis de los problemas sagitales (*overjet*, relación canina y molar y las posiciones dentarias en sentido mesiodistal de los sectores laterales) toma como plano de referencia el plano transversal, como se ve en la Figura 2.2b.



(a) Análisis Transversal: plano medio. (b) Análisis Sagital: plano transversal. (c) Análisis Vertical: plano horizontal.

Figura 2.2: Planos para el estudio de modelos, [3].

Análisis vertical

Para el estudio de las posiciones dentarias en sentido vertical (*overbite* o sobremordida, infra o supra erupción de uno o un grupo de dientes), se utiliza el plano oclusal o plano horizontal, como se ve en la Figura 2.2c.

Análisis de la longitud de la arcada

Es el análisis de la relación entre el espacio disponible (ED) en la arcada dentaria y el espacio requerido (ER) para el correcto posicionamiento de los dientes, también llamado discrepancia dentaria o discrepancia de modelo (ver Figura 2.3). La discrepancia de modelo (DM), es obtenida por la diferencia entre el ED y el ER, y puede ser positiva, negativa o nula, $DM = ED - ER$.

En la discrepancia nula los dientes están perfectamente alineados, con sus puntos de contacto correctamente establecidos (ver Figura 2.3a); en este caso no existe discrepancia entre el material dentario y la longitud de la arcada. En la discrepancia positiva se observan diastemas (ver Figura 2.3b); el espacio disponible es mayor que el requerido; en este caso sobra espacio para la nivelación de los dientes. En la discrepancia negativa, existen apiñamientos (ver Figura 2.3c); el espacio requerido es mayor que el disponible, no existe perfecta nivelación de los dientes.

(a) Sin discrepancia. (b) Discrepancia positiva (diastemas). (c) Discrepancia negativa (apiñamientos).

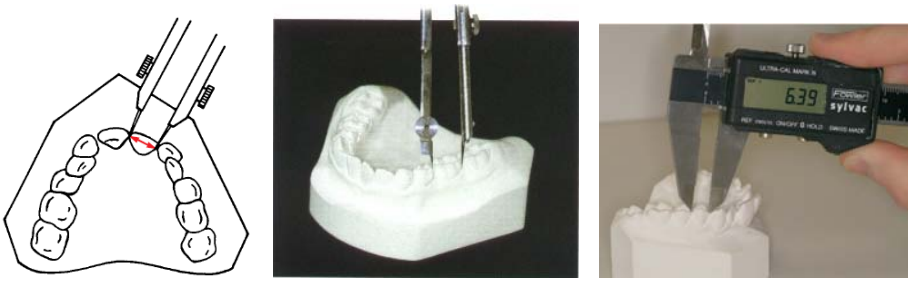
Figura 2.3: Discrepancia dentaria [3].

El ED o longitud real de la arcada, es la longitud de una línea que va desde la cara mesial de un primer molar permanente a la cara mesial de su homólogo del lado opuesto, pasando a través de los puntos de contacto de premolares y caninos y los bordes incisales de los incisivos (ver Figura 2.4a). En caso de diastemas, los espacios serán medidos individualmente (ver Figura 2.4b). Otra manera de medir el ED es con un alambre que debe contornear el arco, de mesial del primer molar permanente de un lado a la mesial del primer molar permanente del lado opuesto, pasando sobre el mayor número posible de puntos de contacto (ver Figura 2.4c) [3, 4].

(a) Con un compás de punta seca. (b) Diastemas. (c) Con un alambre.

Figura 2.4: Determinación del espacio disponible [4].

El ER es la sumatoria del mayor diámetro mesiodistal de los dientes permanentes localizados de mesial del primer molar permanente de un lado a la mesial del primer molar permanente del lado opuesto (ver Figura 2.5) [3, 4].



(a) (b) (c)

Figura 2.5: Determinación del espacio requerido [4, 5, 6].

Índice de Bolton

El índice de Bolton determina la proporción existente entre la suma de los diámetros mesiodistales de los doce dientes anteriores inferiores y la suma de esos mismos diámetros de los homólogos superiores, denominada relación total (ver Algoritmo 1). También permite obtener la proporción entre la suma de los anchos de los seis anteriores inferiores y superiores, denominada relación anterior, para identificar si la anomalía está en el sector anterior o en los segmentos laterales (ver Algoritmo 2).

Este método permite detectar antes del comienzo del tratamiento desarmonías entre los tamaños dentarios de la arcada superior e inferior, con el fin de anticipar las alteraciones de las relaciones interdentarias que se observarán. También sirve para evaluar el efecto de las extracciones, hacer una correcta elección de las piezas a extraer, y diseñar procedimientos terapéuticos destinados a compensar las dificultades originadas por incompatibilidades entre las dimensiones de los dientes antagonistas.

Algoritmo 1 Índice de Bolton - Relación total

Paso 1: Con un compás de punta fina se mide el diámetro mesiodistal de los doce dientes anteriores (de primer molar a primer molar) de ambos maxilares, como se ve en la Figura 2.6a.

Paso 2: La relación total se obtiene dividiendo la suma de los anchos de los doce dientes inferiores por la suma de los doce dientes superiores y se multiplica por 100 (ver Ecuación 2.1).

$$\frac{\sum \mathrm{Mand.\,12}}{\sum \mathrm{Max.\,12}} \times 100 = 91.3\% \quad \pm 0.26 \tag{2.1}$$

Este resultado de 91.3% $\pm$ 0.26 indica una proporción normal entre los diámetros mesiodistales de ambas arcadas que dará las condiciones para una relación "*overbite-overjet*" normal, también para una correcta relación canina y una oclusión normal de los sectores posteriores.

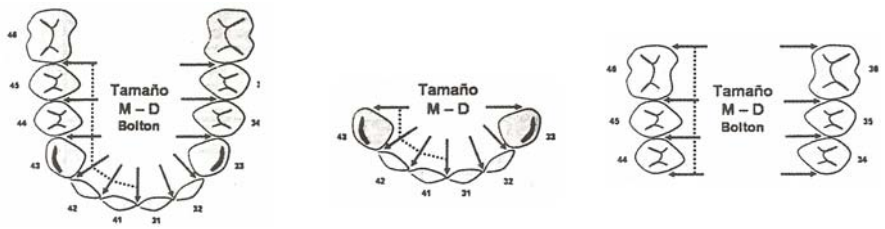
Paso 3: Se usan las tablas de Bolton para cuantificar las discrepancias de tamaño.

1. Cuando el porcentaje es mayor a 91.3% existe un exceso de material dentario inferior en proporción al superior. Se busca en la Tabla 2.1 la cifra correspondiente a la suma de los dientes superiores y en la columna vecina se obtiene la medida que corresponde al valor teórico de los dientes mandibulares. La diferencia entre ésta y la medida inferior real es el exceso de tamaño.

2. Cuando el porcentaje es menor hay exceso de material dentario superior. Se busca en la Tabla 2.1 la cifra obtenida de la suma de los dientes inferiores y se obtiene el valor teórico de los dientes superiores que le corresponde. La diferencia entre esta medida y el valor superior real es el exceso de tamaño.

Relación total							
Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12
85	77,6	92	84	99	90,4	106	96,8
86	78,5	93	84,9	100	91,3	107	97,8
87	79,4	94	85,8	101	92,2	108	98,6
88	80,3	95	86,7	102	93,1	109	99,5
89	81,3	96	87,6	103	94	110	100,4
90	82,1	97	88,6	104	95		
91	83,1	98	89,5	105	95,9		

Tabla 2.1: Relación ideal del ancho mesiodistal de los doce dientes anteriores superiores con sus homólogos inferiores [3].



(a) Relación total. (b) Seis dientes anteriores. (c) Seis dientes posteriores.

Figura 2.6: Índice de Bolton, [3].

Algoritmo 2 Índice de Bolton - Relación anterior

Paso 1: Se mide el diámetro mesiodistal de los seis dientes anteriores de ambos maxilares, como se ve en las Figuras 2.6b, 2.6c.

Paso 2: La relación anterior se obtiene mediante la Ecuación 2.2.

$$\frac{\sum Mand.6}{\sum Max.6} \times 100 = 77.2\% \quad \pm 0.22 \tag{2.2}$$

Una cifra mayor a 77.2% indica que la causa de discrepancia debe ser atribuida a un tamaño excesivo de los dientes anteroinferiores. En cambio, si el índice es menor se debe a un mayor tamaño de los superiores. Para cuantificar la alteración se procede como en el paso 3 del Algoritmo 1 usando la Tabla 2.2.

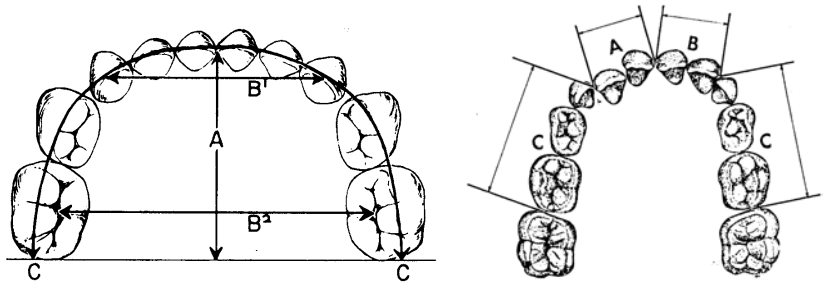
El análisis de la proporción anterior permite individualizar el sector en que asienta la discrepancia. Algunas veces es necesario en la finalización del caso, cuando se requiere la reducción del ancho de algún diente mediante desgaste interproximal del esmalte y otras veces para la reconstrucción mesial y/o distal de los dientes cuyo tamaño sea proporcionalmente reducido [3].

Relación anterior							
Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12	Max. 12	Mand. 12
40	30,9	44	34	48	37,1	52	40,1
40,5	31,3	44,5	34,4	48,5	37,4	52,5	40,5
41	31,7	45	34,7	49	37,8	53	40,9
41,5	32	45,5	35,1	49,5	38,2	53,5	41,3
42	32,4	46	35,5	50	38,6	54	41,7
42,5	32,8	46,5	35,9	50,5	39	54,5	42,1
43	33,2	47	36,3	51	39,4	55	42,5
43,5	33,6	47,5	36,7	51,5	39,8		

Tabla 2.2: Relación ideal del ancho mesiodistal de los seis dientes anteriores superiores con sus homólogos inferiores [3].

2.1.2 Dimensiones del Arco

En la Figura 2.7a se muestra el alto del arco A, el ancho bicanino B^1, el ancho bimolar B^2 y el perímetro o circunferencia del arco C-C. La Figura 2.7b presenta otras mediciones en el perímetro del arco de los anchos combinados de los incisivos central y lateral de cada lado A y B [7].



(a) (b)

Figura 2.7: Dimensiones del Arco [7].

2.2 Modelos de Estudio Digitales

La visión por computador ha permitido el desarrollo de metodologías de medición, que han tenido gran acogida en el campo de la odontología. En Rudge [21] se presenta un sistema en el cual usaban un lector electrónico X-Y para ejecutar distintas medidas. En Yen [22] se plantea un método por medio del cual se miden los tamaños mesiodistales de los dientes digitalizando señales claves a partir de fotocopias de modelos de estudios. Pero Champagne y otros [23, 24] se demuestra que las fotocopias son un método poco confiable para medidas de longitud de arco y determinación del análisis de espacio. Sin embargo, en Cibrian y otros [8, 25, 26] se desarrolla un método de digitalización de los modelos dentales, utilizando un escáner convencional de sobremesa, HP Scanjet II, que permite variar el grado de resolución con el que capta cada imagen, manteniendo la relación de escala del modelo original, (ver Figura 2.8); mostrando así la viabilidad de obtener medidas confiables a partir de representaciones 2D. De todas formas, las metodologías mostradas anteriormente, tienen un rango de medidas restringido a dos dimensiones, y de esta manera no se posee toda la información con la cual se pueda realizar análisis detallado de la morfología.

Como alternativa, aparecen varios métodos para la medición 3D de la superficie de los dientes, aplicados a sistemas de diseño y manufactura por medio de computadores (CAD/CAM), así como a la ortodoncia en general.

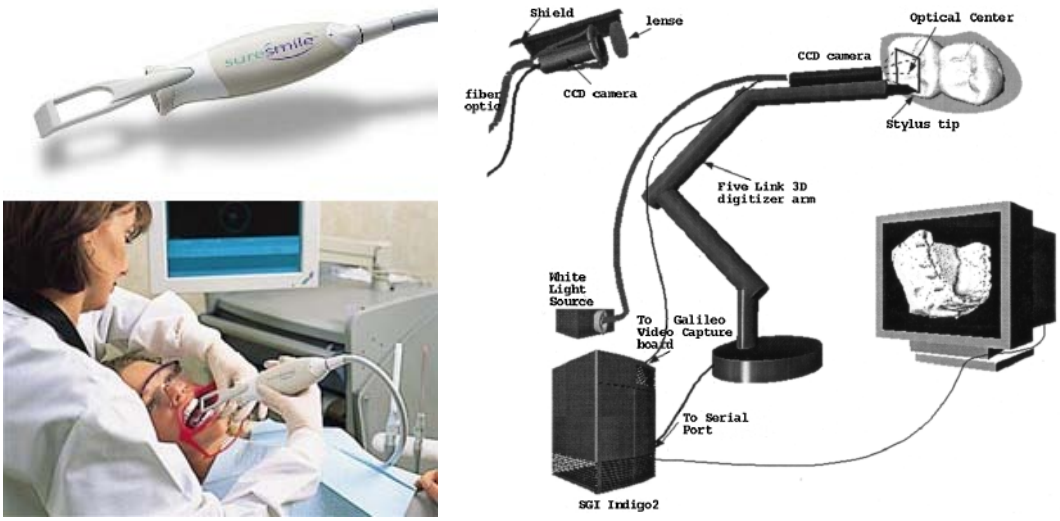
Figura 2.8: Diagrama del sistema en [8]

2.2.1 Digitalización 3D de los modelos

Las dos técnicas generales para producir modelos 3D son el método directo, en la misma boca del paciente, e indirecto, fuera de la boca del paciente. Un método directo para reconstruir modelos 3D de la dentición implica el uso de una cámara intraoral basada en los principios de luz estructurada (ver Figura 2.9a). Luego de aislar la dentición y aplicar un agente opacificador, se toman pequeñas imágenes del tamaño de una estampilla con una cámara de video, a la vez que se aplica un patrón de luz estroboscópica sobre los dientes. Las imágenes se transmiten a un computador donde se registran y los datos se procesan con el fin de eliminar artefactos y puntos redundantes. Este dispositivo es empleado en SureSmile™(OraMetrix, Inc., Dallas, Texas.) [27]. De igual modo, en Yamany y otros [28, 29] se presenta un sistema que construye un modelo 3D de la oclusión dental del paciente usando una cámara de video intraoral. Se extrae la información 3D a partir de una secuencia de imágenes 2D de la mandíbula empleando una técnica de forma a partir de sombreado (*Shape From Shading*) con proyección perspectiva y calibración de cámara. La fusión de los datos de rango y técnicas de registro 3D desarrollan el modelo completo (ver Figura 2.9b).

En Alcañiz y otros [30] se describe el uso de una máquina de trazado de contornos para ortodoncia. En este sistema, puntos capturados directamente tocando la superficie de cada diente son usados para el ajuste de modelos de dientes de una base de datos anatómica. Aunque la técnica descrita captura directamente en el interior de la boca del paciente, el paciente debe permanecer mucho tiempo con la cabeza inmovilizada durante el proceso.

Por su parte, el método indirecto comienza con una impresión de alginato o de polivinilsiloxano. Se vacía la impresión con escayola o yeso, y se toma una imagen de una forma destructiva o no destructiva. El escaneo destructivo implica la eliminación de una capa de material, mientras se alterna con la captura de la imagen, con el fin de generar un conjunto de imágenes con las cuales se obtiene una



(a) Sistema usado por SureSmile.

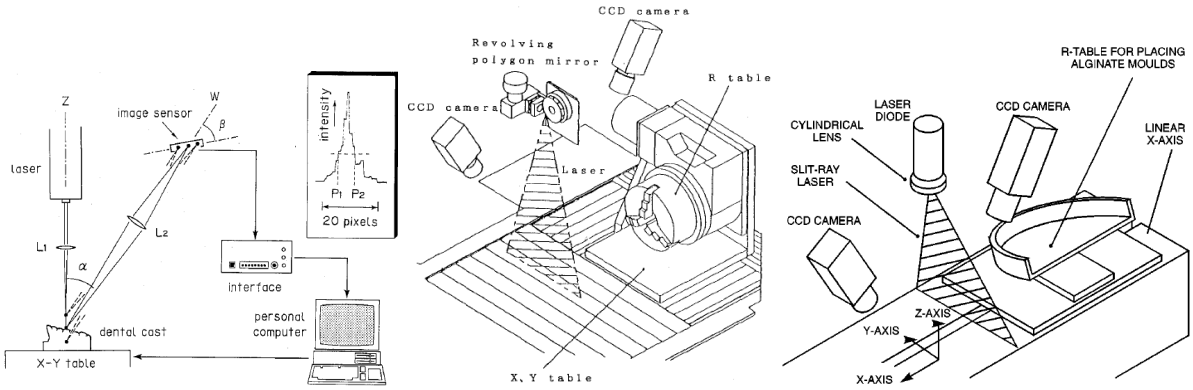
(b) Diagrama del sistema en [28].

Figura 2.9: Sistemas de adquisición 3D.

representación en 3D. La toma de imágenes no destructiva implica la utilización de un sistema óptico o fotogramétrico con un dispositivo móvil para obtener diversas perspectivas del modelo de yeso. Las perspectivas se combinan para dar lugar a un modelo completo.

En Laurendeau y otros [14, 15] se presenta un dispositivo especial detector de datos de rango usando proyectores de luz incandescente. La adquisición de las imágenes 3D está basada en la absorción de luz por un medio dispersivo empleando cámaras CCD convencionales. Puede obtener una reconstrucción 3D de porciones superiores de los dientes y no de la geometría global de los dientes y de las encías.

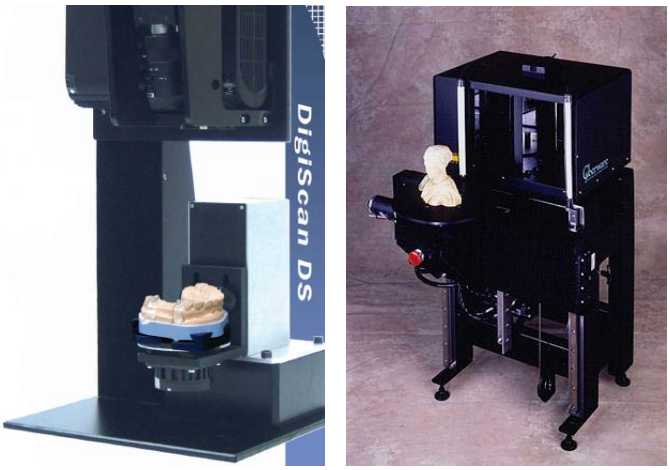
Una técnica muy utilizada resulta al aplicar el principio de triangulación en la captura de imágenes proyectadas con luz estructurada. Se proyecta un patrón de puntos, líneas o cuadrículas luminosas (normalmente láser) sobre la superficie de un objeto, que se deforma con ella, se toma una imagen y se hace un análisis trigonométrico posteriormente. En Yamamoto y otros [31, 32] se desarrolla un sistema para la medición de siluetas 3D de moldes dentales (ver Figura 2.10a). El sistema reconstruye la superficie superior de cada diente. En Kuroda y otros [33] se describe un dispositivo de medida 3D adaptado especialmente para el análisis de moldes dentales (ver Figura 2.10b). A pesar de que la precisión del sistema es 0.05 mm, toma mucho tiempo de adquisición y de generación del modelo 3D (40 min para un modelo dental). En Alcañiz y otros [34] se describe una técnica para la adquisición y procesamiento de imágenes 3D de las siluetas de impresiones dentales hidrocoloidales (ver Figura 2.10c).



(a) Diagrama del sistema en [31, 32]. (b) Diagrama del sistema en [33]. (c) Diagrama del sistema en [34].

Figura 2.10: Sistemas de adquisición 3D.

Para obtener las formas 3D algunos procedimientos de adquisición resultan un poco complicados y costosos; por ello resulta muy conveniente emplear sistemas disponibles comercialmente. Existen los sistemas específicos para aplicaciones en laboratorios dentales como el escáner dental DigiScan DS^{TM}(RSI GmbH Oberursel, Germany) y los de propósito general. En Kondo y otros [1, 35, 36] los modelos dentales son escaneados usando el Digitalizador 3D Cyberware 3030R-HIREZ (ver Figura 2.11b). El escáner produce imágenes 3D monocromáticas de alta resolución.



(a) Dispositivo DigiScan. (b) Dispositivo en [35].

Figura 2.11: Sistemas de adquisición 3D.

Desde 1997 la empresa Konica Minolta trabaja en tecnología 3D con digitalizadores sin contacto usados tanto en el sector industrial como en el sector médico basados en el principio de triangulación láser. En

Sohmura y otros [37] se realiza la construcción del modelo completo en 3D de modelos dentales y la reconstrucción de la condición oclusal usando un sistema Minolta Vivid 700 y un goniómetro original con marcas para la transferencia de datos (ver Figura 2.12a). En Kusnoto y Evans [38] se valoró la confiabilidad de las reconstrucciones usando éste escáner en un modelo de estudio dental. Posteriores referencias de Minolta también han sido empleados en la adquisición de los modelos dentales. En Sohmura y otros [39] utilizaron el Minolta Vivid 900 (ver Figura 2.12b), y se mejoró en la resolución de los datos. En Hakim y otros [40, 41] para contruir modelos digitales en su estudio emplearon el Minolta Vivid 910 (ver Figura 2.12c). En Tomaka y otros [42, 43] cuentan con el Minolta Vivid 9i (ver Figura 2.12d), y una tornamesa para la adquisición de modelos dentales de yeso.

(a) Dispositivo en [37]. (b) Dispositivo en [39]. (c) Dispositivo en [41]. (d) Dispositivo en [42].

Figura 2.12: Sistemas de adquisición 3D.

Otra aproximación hacia el barrido no destructivo implica el uso de métodos de tomografía computarizada para la toma de la imagen del modelo de yeso [17, 44, 45] o, de forma alternativa, de la impresión de los dientes directamente. Estos procesos ofrecen la posibilidad de generar modelos con información cualitativa y semicuantitativa, y modelos que sean precisos desde un punto de vista dimensional para la fabricación de aparatos dentales; por ejemplo, el aparato Invisalign^{TM}(Align Technology, Inc., Santa Clara, CA) o *brackets* de ortodoncia específicos para cada paciente [46].

Tras la toma de imágenes, se reconstruyen los modelos de la dentición para el diagnóstico y la simulación/planificación del tratamiento. Con fines diagnósticos, toda la arcada puede tratarse como un solo objeto. Sin embargo, para simular el tratamiento, en particular, el que implica el movimiento de los dientes, debe segmentarse cada arcada en dientes individuales [27].

2.2.2 Sistemas Diagnósticos

En Kawahata y otros [47] el propósito fue desarrollar un sistema diagnóstico con el cual determinar el área adecuada para el arreglo artificial de dientes en la parte del modelo desprovisto de dientes y la visualización de su relación horizontal.

En Alcañiz y otros [30, 34, 48] se emplean modelos 3D para simular el movimiento de los dientes, incluyendo rotaciones, durante el tratamiento. Con este objetivo, se desarrolló un modelo simplificado del comportamiento del alambre-arco y la ley de comportamiento viscoplástico del hueso alveolar para simular los desplazamientos de los dientes durante el tratamiento de ortodoncia. Este trabajo hace parte de un sistema diagnóstico (Magallanes) que está diseñado pensando en reemplazar métodos manuales.

En Kuroda y otros [33, 49] se desarrolla un sistema CAD para el montaje del modelo en el diagnóstico y planeación de tratamiento en ortodoncia y sus preliminares aplicaciones clínicas. Comparado con los montajes del modelo hechos a mano, tiene ventajas como el procesamiento de alta velocidad y la evaluación cuantitativa de la cantidad de movimiento 3D de un diente relativo al plano craniofacial.

En 1999, OrthoCAD™(Cadent Inc., New Jersey, US) desarrolló y lanzó al mercado los modelos dentales digitales virtuales. Luego, en 2001, emodels™(GeoDigm Corporation, US) llegó al mercado con otros modelos computarizados. La tecnología de los modelos de estudio digitales permite al ortodoncista enviar la impresión de alginato de un paciente o de un modelo de yeso existente a una de estas compañías para convertirla en un modelo 3D. Luego de 5 días el ortodoncista puede descargar el modelo desde la página de la compañía. El software permite ver el modelo y manejarlo en un ambiente virtual [19, 50, 51].

Los fabricantes de emodel y OrthoCAD mantienen confidenciales sus métodos de elaboración del modelo. Aunque sus productos son similares, las 2 compañías tienen diferencias fundamentales en sus técnicas de escaneo. Emodel explora la superficie de un modelo de yeso completo, mientras que OrthoCAD usa un escaneo destructivo [50].

3

Separación de Piezas Dentales sobre Modelos de Estudio

Como se expuso en el Capítulo 2, los modelos de estudio proveen gran cantidad de información acerca de la morfología de los dientes, pero es necesario realizar una serie de tareas, para que en base a la posición, orientación e integridad de las piezas dentales, se emita un concepto clínico objetivo. En este punto, el desarrollo de métodos que agilicen de forma eficaz algunas de las tareas, especialmente la de medición, juegan un papel importante en la garantía de calidad y posibilidad de ofrecer nuevas y mejores alternativas de tratamiento.

En esta Capítulo se expone un método de segmentación de piezas dentales sobre modelos de estudio digitalizados, con el cual se minimiza la carga computacional al trabajar sobre una proyección 2D de la información 3D. Igualmente se describe el procedimiento de adquisición para la digitalización de los modelos, cuyo objeto es minimizar el tiempo requerido para el registro, e incluso aumentar la confiabilidad de la malla de puntos adquirida. Finalmente, se muestra como se lleva a cabo la implementación y puesta a punto del algoritmo de detección del arco dental y de los intersticios dentales, que son fundamentales en la tarea de medición y determinación de la discrepancia.

3.1 Metodología Kondo

En [1] se presenta un método automático para segmentar los dientes de modelos de estudio dentales digitalizados con un escáner láser, (ver Figura 3.1). En este método se pretende evitar la complejidad de procesar directamente la malla 3D con la idea de detectar características en dos imágenes de rango calculadas a partir de la imagen 3D para determinar las localizaciones y orientaciones de los intersticios.

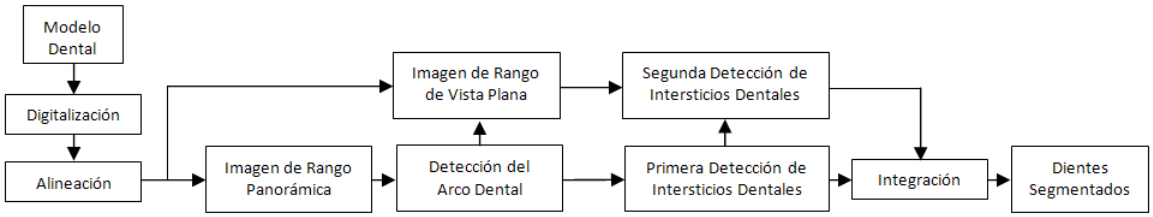
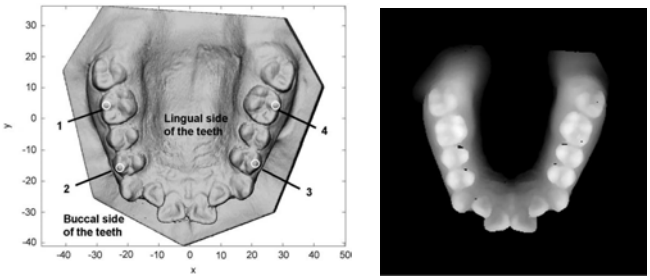


Figura 3.1: Perspectiva general del procedimiento de segmentación [1].

3.1.1 Adquisición de Datos

Los modelos de estudio dental se digitalizaron con un escáner láser (Cyberware 3030R/HIREZ/MM) que provee alta resolución y fácil uso. Para el cálculo de la imagen de rango de vista plana, el modelo dental digitalizado tiene que ser alineado a una orientación estándar (ver Figura 3.2a). El modelo es alineado tal que el plano oclusal es paralelo al plano xy y las dos cúspides disto-bucales tienen la misma coordenada y. Haciendo una proyección de los vértices de los datos 3D sobre un arreglo 2D se obtiene una imagen de rango de vista plana (ver Figura 3.2b).

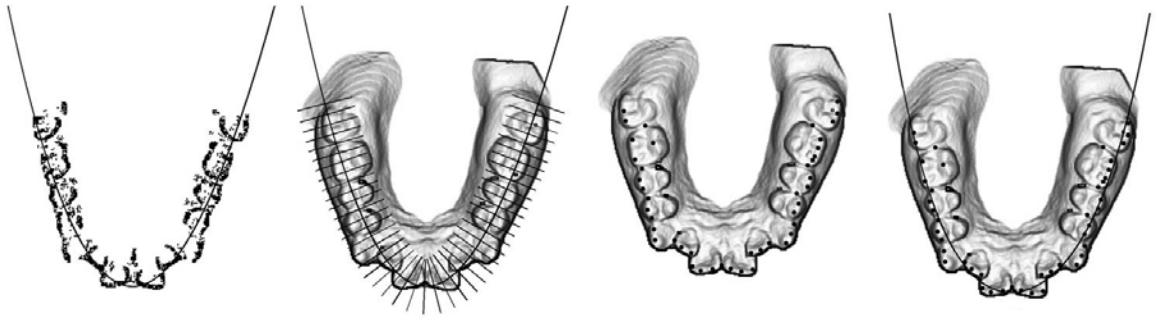


(a) Modelo dental digitalizado. (b) Imagen de rango.

Figura 3.2: Adquisión de datos [1].

3.1.2 Detección del Arco Dental

A partir de la imagen de rango de vista plana se extraen características de ortodoncia tales como cúspides y bordes de los incisivos. Estas características aparecen como picos locales que forman crestas; empleando el método de análisis de orientación del gradiente (GOA), se detectan crestas suaves y agudas. Las discontinuidades en la orientación del gradiente indican la presencia de picos locales (ver Figura 3.3a). Los píxeles extraídos pueden proveer sólo una forma cruda del arco dental. Es necesario extraer y usar características que clínicamente definen el arco dental; estos son los bordes incisivos, picos de los caninos, cúspides bucales de los dientes posteriores (ver Figuras 3.3a–3.3d).



(a) Primer ajuste. (b) Radios. (c) Picos locales. (d) Segundo ajuste.

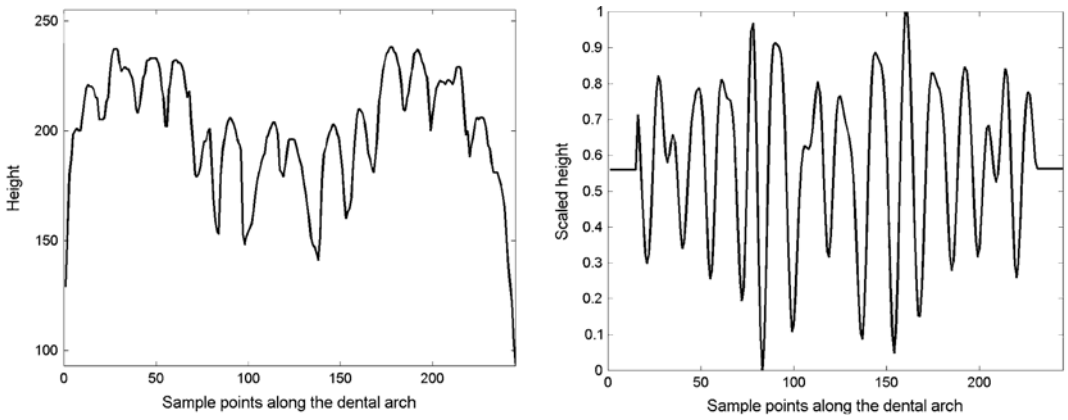
Figura 3.3: Técnica de ajuste curva en dos pasos para determinar el arco dental [1].

La imagen de rango panorámica es generada calculando la distancia entre la superficie bucal de los dientes y el plano de referencia, que es definido extendiendo el arco dental detectado en la dirección perpendicular al plano x-y (ver Figura 3.5a).

3.1.3 Segmentación de los dientes

La segmentación de dientes comienza con la detección de los intersticios entre los dientes en las imágenes de rango de vista plana y panorámica. Los dos resultados son combinados posteriormente para obtener la posición y la orientación de los intersticios.

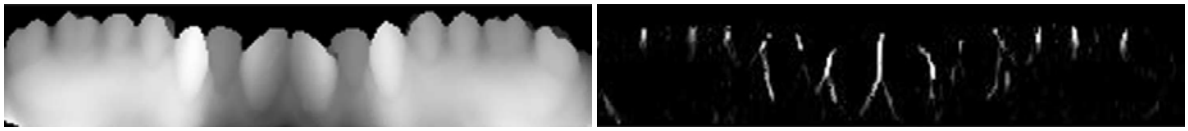
En la vista plana, la detección de los intersticios es reducida a la tarea de encontrar valles significativos en un gráfico obtenido con valores de alturas contra posición (gráfico de profundidad) (ver Figura 3.4).



(a) Gráfico de profundidad antes de filtrar. (b) Filtrado y escalado entre 0 y 1, $g'_{BPF}(i)$.

Figura 3.4: Perfil de profundidad a lo largo del arco dental [1].

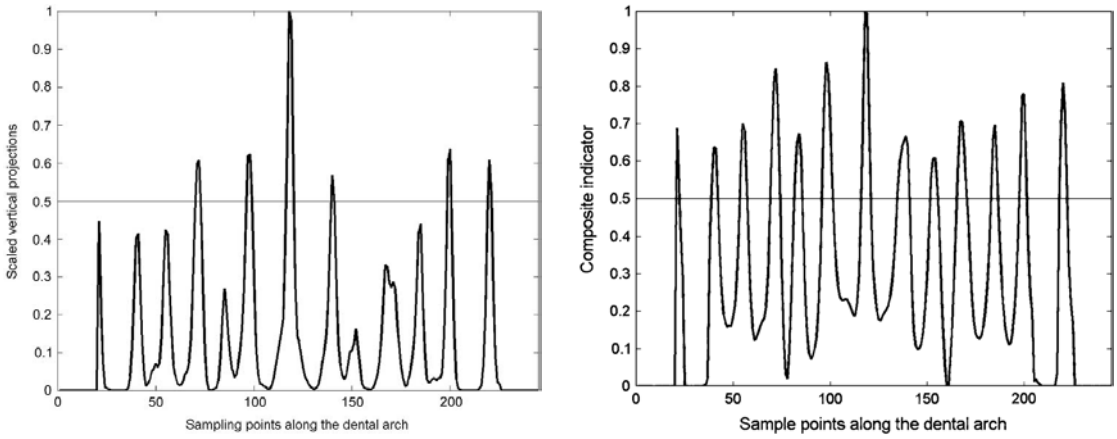
En la vista panorámica se emplea el análisis de normales de superfice (SNA) para detectar valles y crestas encontrando los puntos donde la normal de la superficie cambia de dirección abruptamente. Se aplica SNA horizontal para detectar los valles verticales formados por los intersticios (ver Figura 3.5b).



(a) Imagen de rango panorámica del modelo dental. (b) Valles verticales detectados.

Figura 3.5: Detección de los intersticios de los dientes en la imagen panorámica [1].

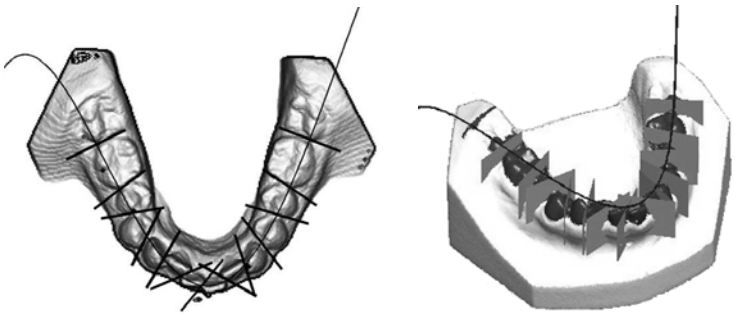
Por conveniencia se expresa el gráfico de profundidad $1 - g'_{BPF}(i)$ (ver Figura 3.4b), como $f_1(i)$ y es un indicador de la posición de los intersticios entre los dientes; este indicador responde a los valles que están presentes en la imagen de rango; por lo tanto es eficiente para detectar los intersticios entre los dientes posteriores y entre aquellos dientes que estén desalineados, donde los valles son más profundos. El segundo indicador de intersticios $f_2(i)$ es la proyección vertical de los valles, escalado en el rango $[0, 1]$ (ver Figura 3.6a); este indicador es especialmente efectivo cuando los dientes están bien alineados y así los intersticios son casi verticales. Además es particularmente útil para detectar los intersticios entre los incisivos debido a que aparecen como picos largos y prominentes. Una medida efectiva de combinar los dos indicadores es el promedio de $f_1(i)$ y $f_2(i)$, el cual da un valor pico si al menos uno de los dos indicadores detecta satisfactoriamente un intersticio del diente (ver Figura 3.6b).



(a) Proyecciones verticales escaladas, $f_2(i)$. (b) Indicador compuesto, $f_c(i)$.

Figura 3.6: Detección de los intersticios de los dientes [1].

Para encontrar los intersticios de los dientes, primero se seleccionan los $N - 1$ picos más altos en el indicador compuesto $f_c(i)$, siendo N el número de dientes, y se verifica su altura correspondiente en $f_1(i)$. Si un valor pico es grande (> 0.5), se determina la ubicación y orientación de los intersticios a partir de los gráficos de profundidad de la vista plana. Cuando el pico es bajo (< 0.5), $f_1(i)$ no es confiable, se determina la ubicación de los intersticios usando el indicador $f_2(i)$ y se considera que la orientación es perpendicular al arco dental. La Figura 3.7a muestra los dientes segmentados de un modelo superior. Los resultados de la segmentación pueden ser proyectados al modelo digitalizado para dar una presentación 3D de la segmentación (ver Figura 3.7b).



(a) Maxilar segmentado en la vista plana. (b) Presentación 3D.

Figura 3.7: Dientes Segmentados [1].

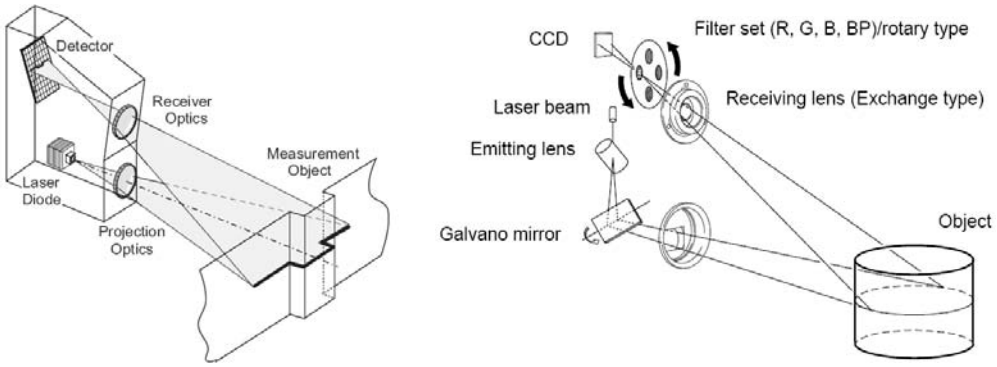
3.2 Reconstrucción 3D de los modelos de estudio

Para crear un modelo computacional de un objeto es posible realizarlo adquiriendo imágenes de rango. Este proceso de reconstrucción 3D tiene aplicaciones en la medicina y la industria, y además para producir modelos de objetos en ambientes de realidad virtual. El proceso tiene cuatro grandes pasos: Adquisición de los datos, registro, integración de la superficie y optimización [52, 53, 54].

Los datos de rango deben ser adquiridos a partir de un conjunto de vistas que cubren la superficie del objeto. Cada vista obtenida consiste de una única imagen de rango de una porción del objeto. Los datos de rango a partir de todas las vistas serán combinados para producir un modelo de la superficie del objeto por medio del proceso de registro. Los datos de intensidad pueden ser usados en el procedimiento de registro, pero es más indicado en el mapeo de texturas sobre los objetos para vistas realistas en aplicaciones gráficas [55]. Una vez los datos son registrados, se construye una nube de puntos 3D [52, 56].

3.2.1 Operación del Escaner VIVID

La Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales cuenta con el digitalizador 3D VIVID 9i de Konica Minolta. El VIVID 9i emite una línea horizontal de luz a través de un lente cilíndrico hacia el objeto. La luz reflejada desde el objeto es recibida por el sensor CCD, y luego convertida por triangulación en información de distancia (ver Figura 3.8a). Este proceso es repetido verticalmente sobre toda la superficie usando un espejo para obtener los datos 3D del objeto (ver Figura 3.8b). Adicionalmente, se obtiene una imagen de color escaneando el CCD a través de un filtro RGB mientras la linea de luz no es emitida [9]. En Boehler y Marbs [57] y en Blais [58] se puede encontrar más información acerca de diferentes escáner de rango.



(a) Instrumento [59]. (b) Principio de Medición [9]

Figura 3.8: Explicación del principio de Medición.

3.2.2 Proceso de Escaneo

El escáner sólo puede obtener los datos visibles desde su punto de observación, entonces para escanear el modelo completo es necesario rotarlo. Usualmente, 8-10 vistas son suficientes, pero para objetos complejos o requisitos de precisión más estrictos pueden cambiar [52]. En Tomaka y otros [42] de acuerdo a consideraciones de cobertura se escogieron 7 puntos de observación para escanear la cabeza de una persona. En Osorio [60] se emplearon 11 vistas para adquirir los modelos de estudio con un buen nivel de precisión; luego de realizar diferentes ensayos de iluminación y de disposición de los elementos en la escena, se adquirieron los modelos de estudio con 8 vistas (ver Figura 3.9a) y con el escáner inclinado a 45° para que no perdiera detalle del espacio de interés, que en este caso son los dientes.

La adquisición de los modelos completos fue controlada desde el computador con una tornamesa, moviendo el objeto de izquierda a derecha en intervalos de 45°. El escáner tiene una posición fija y

calibrada, usando un patrón de calibración del tornamesa, como se puede ver en la Figura 3.9b; permitiendo el cálculo del eje de rotación y fijando el ángulo entre las siguientes imágenes de rango como una salida del controlador de paso. Estos valores hacen posible calcular la transformación inicial de un objeto en la tornamesa a las coordenadas globales [42]. El software del escáner utiliza la transformación para compensar la rotación en cada paso, obteniendo una imágenes del objeto más sencillas de registrar.

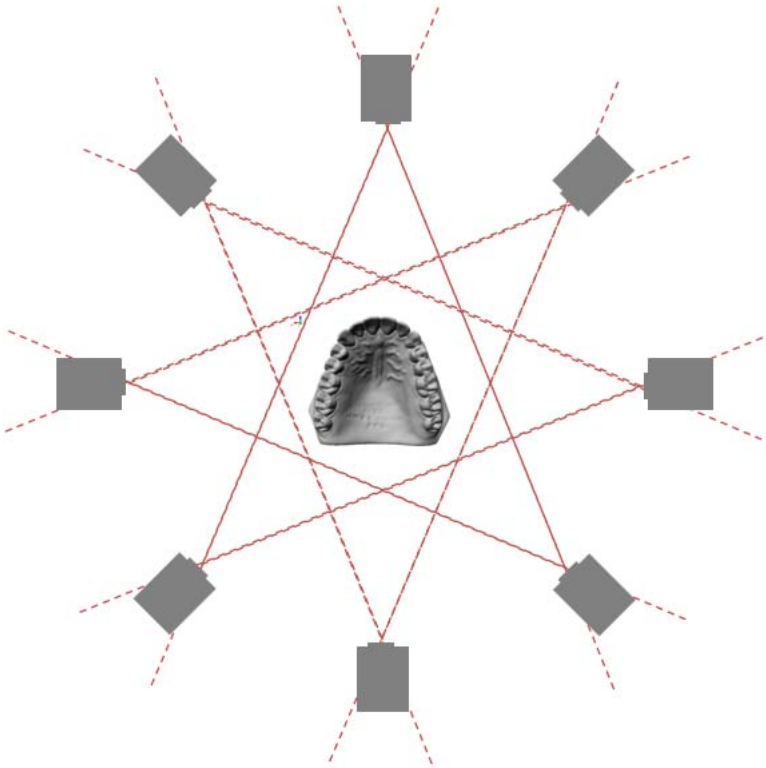
Dado que las líneas del láser no son supervisadas en el momento de adquirir, es posible que aparezcan algunos puntos que no representan al objeto seleccionado. Existen varios factores para ello, algunos externos como: reflejos de los objetos en el fondo o en el espacio entre el escaner y el objeto; otros propios del objeto como reflejos parciales en los bordes, errores debido a diferentes propiedades ópticas en la superficie y errores causados por mucho brillo [61]. Con los modelos de estudio, los errores externos se evitaron haciendo la escena los más oscura posible (ver Figura 3.9b). Para evitar errores en el objeto no necesitaba mucha preparación puesto que el yeso es poco reflectivo. La mayoría de los puntos no deseados que permanezcan deben ser eliminados interactivamente dado que los métodos automáticos no tienen la capacidad de identificarlos correctamente.

3.2.3 Registro de Vistas

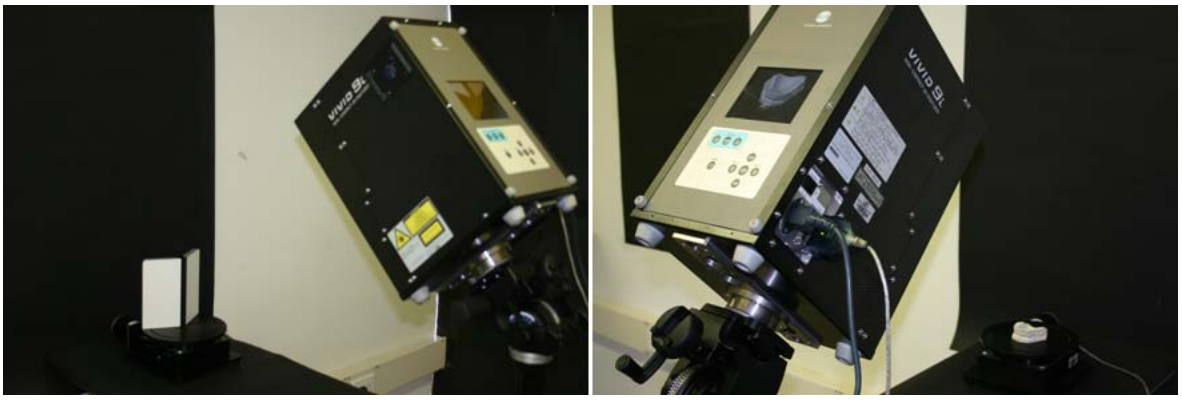
Cada imagen de rango está referenciada a la posición del escáner en la captura (ver Figura 3.10a). Ésto hace necesaria la utilización de ciertas técnicas que permiten el acople de la información contenida en el conjunto de imágenes (ver Figura 3.10b), técnicas de registro de imágenes de rango [53]. Si el movimiento del sensor o del objeto no es controlado por computador, es necesario un método para detectar las correspondencias entre las vistas que permitirán el cálculo de la transformación geométrica que mapea los datos. En este caso que se cuenta con un dispositivo de precisión como la tornamesa, el software puede conocer exactamente el eje de rotación y el ángulo, aproximando las transformaciones automáticamente (ver Figura 3.10c).

3.2.4 Integración de Información de Rango

Luego de tener los datos registrados en un único sistema de coordenadas se puede iniciar la integración. El conjunto de datos no tiene una conectividad y relación bien definida; es posible que en el registro se obtengan superficies parciales que poseen agujeros, intersecciones poligonales, falsos bordes (ver Figuras 3.11a y 3.12a), entre otros. La integración es una etapa del proceso de reconstrucción 3D, que consiste en obtener una representación precisa, suave y continua, del objeto [53, 62]. Además, el proceso busca eliminar información redundante en regiones con poca variación en su superficie.

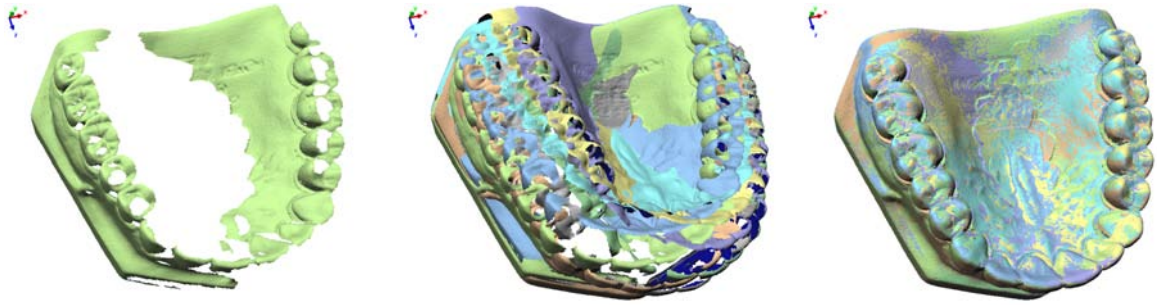


(a) Conjunto de puntos de vista.



(b) Escaneo del Modelo de Estudio.

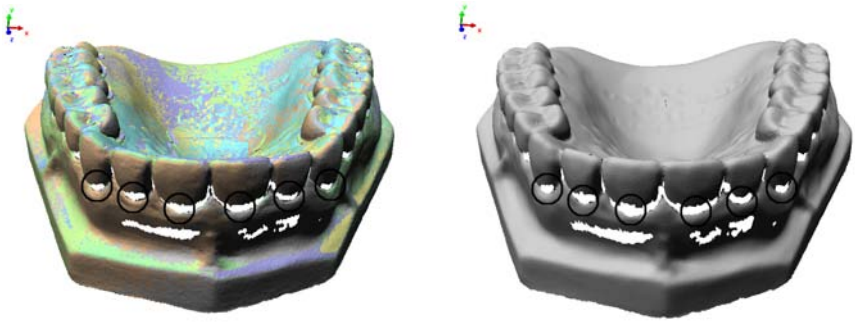
Figura 3.9: Geometría de adquisición.



(a) Imagen de rango. (b) Imágenes de rango sin registrar. (c) Imágenes registradas.

Figura 3.10: Proceso de registro de imágenes de rango.

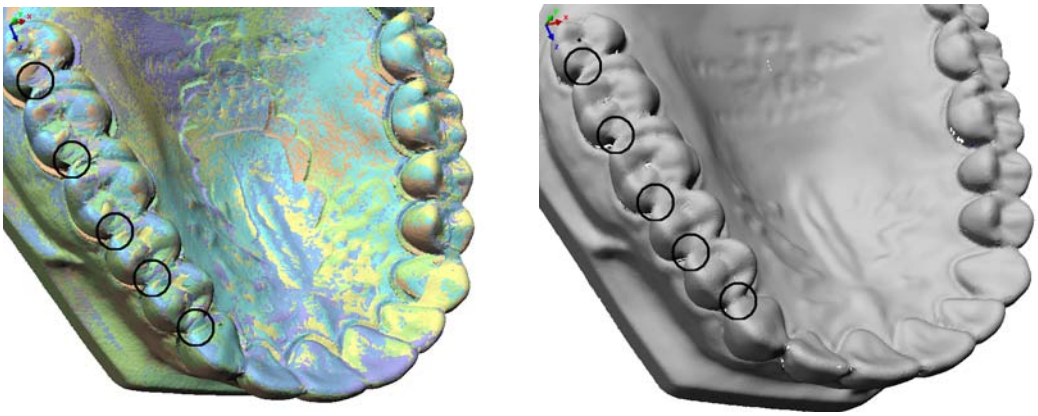
El problema general de integración se puede dividir en dos partes: la eliminación de discontinuidades en la superficie, y el relleno de agujeros pequeños con respecto a algún valor predefinido [53]. En los modelos de estudio no es conveniente emplear métodos automáticos de relleno de agujeros sobre el área de los dientes (ver Figuras 3.11a, 3.11b) debido a que son espacios usados en las mediciones; una descripción más precisa requiere buscar una mejor ubicación del escáner al realizar la adquisición del área con problemas, o realizar un mayor número de tomas. Además, algunos puntos erróneos pueden seguir apareciendo después del proceso de limpieza (ver Sección 3.2.2), y deben ser eliminados en esta etapa del proceso (ver Figuras 3.12a, 3.12b).



(a) Agujeros en las imágenes registradas. (b) Agujeros en la malla.

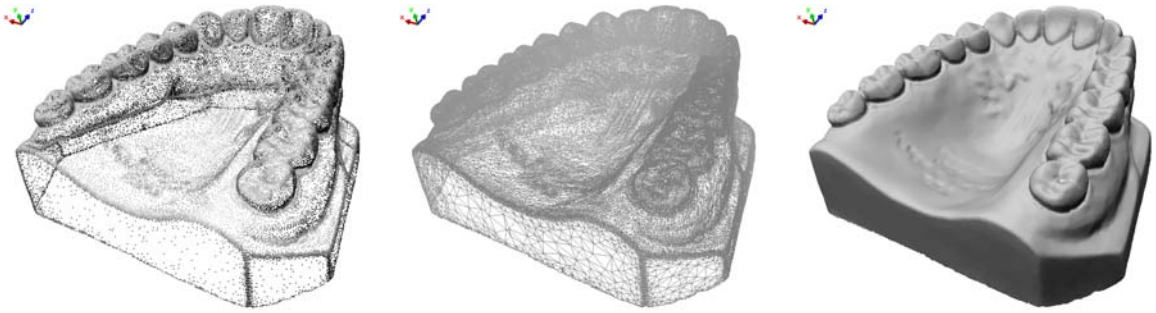
Figura 3.11: Agujeros en la reconstrucción.

La reconstrucción de la superficie de un modelo de estudio se presenta en la Figura 3.13a como una nube de puntos 3D, en la Figura 3.13b como una malla triangulada y en la Figura 3.13c como una malla suavizada.



(a) Errores en las imágenes registradas. (b) Errores en la malla.

Figura 3.12: Errores en la reconstrucción.



(a) Nube de puntos. (b) Modelo triangulado. (c) Modelo suavizado.

Figura 3.13: Modelo de estudio digitalizado.

3.3 Segmentación de los Modelos de Estudio

En el algoritmo 3 se ilustra la propuesta hecha por Kondo y otros en [1], y presentada en la sección 3.1 para segmentar piezas dentales empleando imágenes de rango. Las siguientes secciones describen la implementación de cada uno de los pasos.

Algoritmo 3 Método Kondo

Requiere: Digitalizar el modelo de estudio dental con un escáner láser.

Paso 1: Alinear el modelo digital a una orientación estándar.

Paso 2: Generar una imagen de rango de vista plana.

Paso 3: Detectar el arco dental.

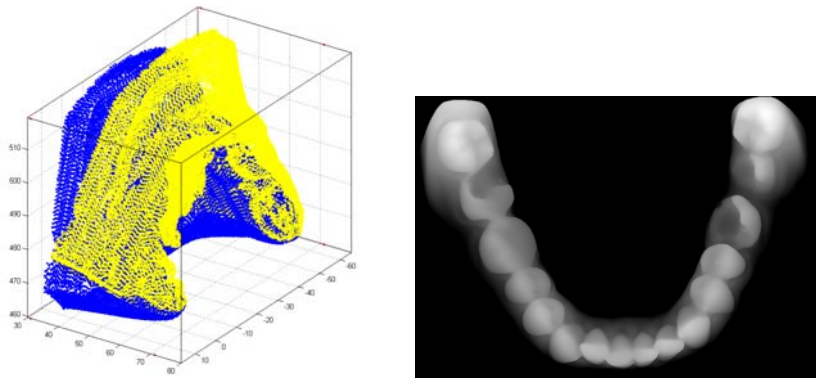
Paso 4: Generar una imagen de rango panorámica usando el arco como referencia.

Paso 5: Detectar los intersticios entre los dientes en las dos imágenes de rango.

Paso 6: Determinar la posición y orientación de los intersticios dentales.

3.3.1 Alineación del modelo digital

Luego de adquirir el modelo de estudio, los datos 3D obtenidos están orientados con respecto a la posición del escáner. Es necesario girar el modelo digital de tal forma que el plano oclusal, o plano de contacto entre los dientes superiores e inferiores, quede paralelo a un plano de referencia como el plano x-y. En la Figura 3.14a se muestra en color azul la nube de puntos de un modelo de estudio, y en color amarillo la nube de puntos despues de orientar el modelo a la posición deseada.



(a) Alineación del modelo digital. (b) Vista plana del modelo digital.

Figura 3.14: (a) Alineación del modelo digital. (b) Vista plana del modelo digital.

3.3.2 Imagen de rango de vista plana

La imagen de rango es obtenida (ver Figura 3.14b) proyectando los vértices de los datos 3D en un arreglo 2D regularmente espaciado. La tercera componente es cuantizada en 256 niveles de gris, tomando como nivel más alto el plano oclusal.

3.3.3 Detección del arco dental

Aparte de su uso clínico, el arco dental es un paso importante en la segmentación de los dientes. Estimar de manera tradicional el arco, como se vió en la sección 2.1.1, puede resultar muy tedioso. Algunos métodos asistidos por computador requieren seleccionar puntos manualmente o definir de manera interactiva el arco [16]. Este método detecta automáticamente el arco basado en los dientes [1].

Detección de crestas

El método GOA es capaz de detectar crestas independiente de la magnitud del gradiente debido a que se enfoca solamente en la detección de discontinuidades en la orientación del gradiente. Dada $h(x, y)$ la imagen de rango de vista plana. El gradiente de $h(x, y)$ está dado por la Ecuación 3.1.

$$\nabla h\,(x, y) = \begin{bmatrix} p\,(x, y) \\ q\,(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial h\,(x, y)/\partial x \\ \partial h\,(x, y)/\partial y \end{bmatrix} \tag{3.1}$$

Las discontinuidades en la orientación del gradiente pueden ser obtenidas determinando las derivadas parciales del vector gradiente unitario $\mathbf{m} = [m_x, m_y]$ dadas en las Ecuaciones 3.2 y 3.3.

$$\nabla\,(\sin\theta\,(x, y)) = \begin{bmatrix} s_x\,(x, y) \\ s_y\,(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial m_y\,(x, y)/\partial x \\ \partial m_y\,(x, y)/\partial y \end{bmatrix} \tag{3.2}$$

$$\nabla\,(\cos\theta\,(x, y)) = \begin{bmatrix} c_x\,(x, y) \\ c_y\,(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial m_x\,(x, y)/\partial x \\ \partial m_x\,(x, y)/\partial y \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

donde $\mathbf{m} = [m_x, m_y]$ está dado por la Ecuación 3.4.

$$\begin{cases} m_x\,(x, y) = p\,(x, y) \Big/ \sqrt{p\,(x, y)^2 + q\,(x, y)^2} \\ m_y\,(x, y) = q\,(x, y) \Big/ \sqrt{p\,(x, y)^2 + q\,(x, y)^2} \end{cases} \tag{3.4}$$

La magnitud de las discontinuidades en la operación gradiente es obtenida usando la Ecuación 3.5.

$$D\,(x, y) = \sqrt{s_x^2\,(x, y) + s_y^2\,(x, y) + c_x^2\,(x, y) + c_y^2\,(x, y)} \tag{3.5}$$

Las crestas y los valles detectados son discontinuos en la operación gradiente. Las crestas son distinguidas de los valles por el signo del laplaciano en la Ecuación 3.6.

$$D_1(x,y) = \begin{cases} D(x,y), & \operatorname{sgn}\left(\nabla^2 h(x,y)\right) < 0 \\ 0, & en\ otro\ caso \end{cases} \tag{3.6}$$

Dado que el interés se centra en los dientes, se ignoran los puntos en $D_1(x,y)$ donde los niveles de grises de la imagen $h(x,y)$ están por debajo de 128, como se ve en la Ecuación 3.7.

$$D_2(x,y) = \begin{cases} D_1(x,y), & 128 \leqslant h(x,y) \\ 0, & en\ otro\ caso \end{cases} \tag{3.7}$$

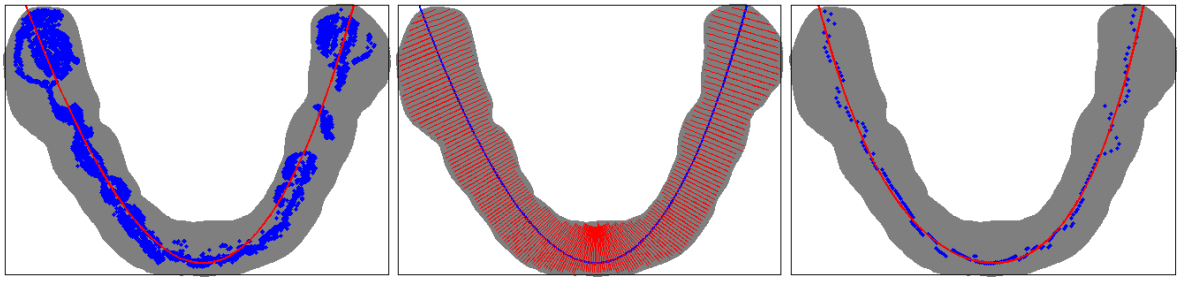
Se obtiene un mapa binario de características $M(x,y)$ umbralizando $D_2(x,y)$ con un umbral $T = \mu + \sigma$, donde μ y σ son la media y la desviación estándar de $D_2(x,y)$, respectivamente. La Figura 3.15a muestra las crestas extraidas a partir de la vista plana en la Figura 3.14b.

Ajuste de curva

Se emplea una técnica de dos pasos para el ajuste de la curva sobre los píxeles obtenidos. En el primer paso, se calcula un polinomio de tercer orden minimizando el error ε por mínimos cuadrados ponderados (ver Ecuación 3.8), con una función de ponderación $w(x) = 1/(|x - x_m| + 1)$ que da mayor énfasis a las características de los dientes del frente; donde x_m corresponde a la coordenada x del píxel central en los picos locales a lo largo del arco dental (ver Figura 3.15a). Luego se ubican unos radios de inspección perpendiculares al arco detectado y se busca el píxel con el valor de intensidad más alto en cada uno (ver Figura 3.15b).

$$\varepsilon = \sum \left[w(x) \cdot \left(ax^3 + bx^2 + cx + d - y\right)\right]^2 \tag{3.8}$$

En el segundo paso, se encuentra la curva que ajusta los picos detectados con los radios usando el ajuste de mínimos cuadrados ponderados (ver Ecuación 3.8) con un polinomio de orden cuatro, como



(a) Puntos extraidos y curva de 3er orden. (b) Radios de inspección. (c) Picos locales y curva de 4to orden.

Figura 3.15: Detección del arco dental.

se ve en la Figura 3.15c. Aunque existen otros modelos matemáticos del arco dental [63], esta curva (ver Figura 3.15) es usada comúnmente por los ortodoncistas [64, 65].

3.3.4 Imagen de rango de vista panorámica

La vista panorámica resulta de calcular la distancia entre la superficie de los dientes y una superficie de referencia. La superficie, el arco dental proyectado en 3D (ver Figura 3.16), está dada por $y = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e$. El plano que es normal a la superficie de referencia en cualquier punto (x_0, y_0) en el arco está dado por la Ecuación 3.9. Las distancias desde los puntos de intersección de los dientes con los planos normales al plano de referencia son cuantizados en 256 niveles de grises para producir la imagen de rango, como se ve en la Figura 3.17a.

$$y = Ax + B = \left(\frac{-1}{4ax_0^3 + 3bx_0^2 + 2cx_0 + d}\right)x + \left(\frac{x_0}{4ax_0^3 + 3bx_0^2 + 2cx_0 + d} + y_0\right) \tag{3.9}$$

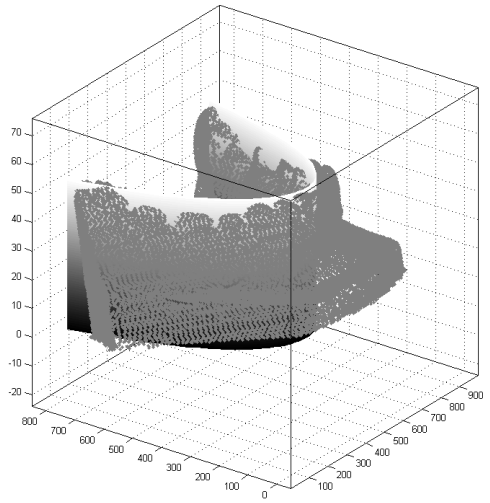


Figura 3.16: Arco dental proyectado en 3D.

3.3.5 Detección de Intersticios

Detección de Intersticios en la vista plana

El procedimiento detallado dado en la Sección 3.1.3 para detectar los intersticios se presenta en el Algoritmo 4. Es necesario detectar los valles en el gráfico de profundidad $g_1(i)$ que corresponden a los intersticios.

Algoritmo 4 Detección de Intersticios

Paso 1: Establecer unos radios de inspección perpendiculares al arco dental.

Paso 2: Encontrar el valor de profundidad del píxel más alto del iésimo radio de inspección.

Paso 3: Rotar el iésimo radio en $\pm 10°$, $\pm 20°$, $\pm 30°$ sobre su intersección con el arco.

Paso 4: Encontrar el valor de profundidad del píxel más alto de cada orientación también, $h_{10,i}$, $h_{-10,i}$, $h_{20,i}$, $h_{-20,i}$, $h_{30,i}$, $h_{-30,i}$,

Paso 5: Encontrar la orientación del iésimo radio seleccionando el valor más pequeño de los siete valores, y almacenar ambos: el valor de profundidad y la orientación como:

$$\begin{aligned} g_1(i) &= min(h_{0,i}, h_{10,i}, h{-}10, i, h_{20,i}, h{-}20, i, h_{30,i}, h{-}30, i), \\ g_2(i) &= ang_min(0, \pm 10°, \pm 20°, \pm 30°) \end{aligned} \tag{3.10}$$

Paso 6: Repetir los pasos para todos los radios de inspección.

Paso 7: Aplicar un filtro FIR pasabandas para los valores de $g_1(i)$.

Detección de Intersticios en la vista panorámica

El método SNA se aplica en dirección horizontal para detectar los valles verticales formados por los intersticios. Dada $d(i,j)$ la imagen de rango panorámica. La normal de la superficie unitaria **n** está dada por la Ecuación 3.11.

$$\mathbf{n} = \begin{bmatrix} n_i(i,j) \\ n_j(i,j) \\ n_d(i,j) \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{1 + p^2(i,j) + q^2(i,j)}} \begin{bmatrix} -p(i,j) \\ -q(i,j) \\ 1 \end{bmatrix} \quad donde \quad \begin{bmatrix} p(i,j) \\ q(i,j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial d(i,j)/\partial i \\ \partial d(i,j)/\partial j \end{bmatrix} \tag{3.11}$$

Las discontinuidades en **n** indicarán la presencia de valles y crestas en la imagen. Dado que sólo interesan los valles verticales, se realiza una búsqueda en dirección horizontal para éstas discontinuidades, las cuales son medidas en la Ecuación 3.12.

$$N(i,j) = (\partial n_i(i,j)/\partial i)^2 + (\partial n_j(i,j)/\partial i)^2 + (\partial n_d(i,j)/\partial i)^2 \tag{3.12}$$

Para separar los valles de las crestas se emplea el signo de $\nabla^2 d(i,j)$ en la Ecuación 3.13. La Figura 3.17b muestra $N_{valle}(i,j)$ de la imagen panorámica en la Figura 3.17a.

$$N_{valle}(i,j) = \begin{cases} N(i,j) & \operatorname{sgn}\left(\nabla^2 d(i,j)\right) > 0 \\ 0 & en\, otro\, caso \end{cases} \tag{3.13}$$

Es posible obtener una proyección vertical de $N_{valle}(i,j)$ como $p(i) = \sum_j N_{valle}(i,j)$. El indicador $f_2(i)$ es $p(i)$ escalado entre $[0,1]$.

(a) Imagen de rango panorámica. (b) Valles verticales.

Figura 3.17: Detección de intersticios en la imagen panorámica.

3.3.6 Selección de Intersticios

La ubicación y orientación de los intersticios fue determinada empleando el Algoritmo 5. La combinación de los dos indicadores $f_1(i)$ (obtenido de la vista plana) y $f_2(i)$ (obtenido de la vista panorámica) permite obtener un indicador compuesto de los intersticios dentales $f_c(i)$.

Algoritmo 5 Selección de los Intersticios

Requiere: Detectar los indicadores de los intersticios $f_1(i)$ y $f_2(i)$.

Paso 1: Calcular un indicador compuesto dado por la Ecuación 3.14.

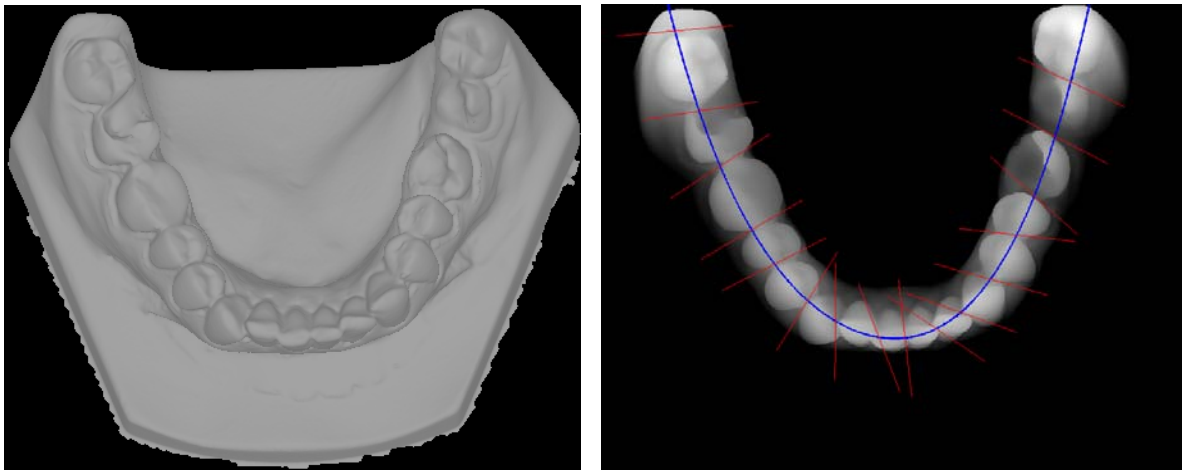
$$f_c\,(i) = \frac{1}{2}\,[f_1\,(i) + f_2\,(i)] \tag{3.14}$$

Paso 2: Seleccionar los picos en $f_c(i)$ y revisar sus correspondientes alturas en $f_1(i)$.

1. Si $max(f_c(i)) > 0.5$ se determina la ubicación en $g_1(i)$ y orientación en $g_2(i)$ de los intersticios.
2. Si $max(f_c(i)) \leqslant 0.5$ se revisa la correspondiente altura en $f_2(i)$ y su orientación es perpendicular al arco.

Paso 3: Se buscan los mínimos locales en $g_1(i)$ y su respectiva orientación en $g_2(i)$ en la vecindad de los picos de $f_c(i)$ seleccionados en el paso anterior.

La Figura 3.18b muestra los intersticios dentales detectados satisfactoriamente en el modelo de estudio digitalizado de la Figura 3.18a.



(a) Modelo dental digitalizado.

(b) Arco e intersticios dentales.

Figura 3.18: Arco e intersticios dentales detectados.

4

Caracterización

Es notoria la cantidad de ortodoncistas que están incorporando registros en sus prácticas clínicas y usando programas de computador para asistir en el diagnóstico y planeación del tratamiento, así como para aliviar las restricciones de almacenamiento de los registros. Adicionalmente, con base en lo presentado en el Capítulo 3, puede verse que es posible automatizar ciertas tareas que son fuertemente dependientes de las habilidades del especialista. Claro está, que la inclusión de estas nuevas tecnologías al interior del tratamiento, debe ir sustentanda por estudios donde se demuestre su confiabiliadad y validez.

Este Capítulo esta compuesto por tres secciones. En la primera se exponen varios trabajos, en los cuales se comparan los métodos de análisis de los modelos de estudio, teniendo en cuenta criterios de precisión, tiempo y viabilidad de obtención de las medidas. En la segunda, se describe la forma en que se realizaron lo experimentos. En la tercera, se presentan los resultados obtenidos usando los métodos expuestos en el Capítulo 3. La evaluación de la precisión se realizó con referencia a medidas mesiodistales tomadas manualmente y asistidas por computador.

4.1 Validez de los modelos digitales

El uso de los modelos digitales representa una ventaja para la práctica clínica y tiene un gran potencial si los modelos son confiables y fáciles de usar. Ofrece ventajas de almacenaje y recuperación, transferibilidad entre oficinas, y la posibilidad de igualar o mejorar las capacidades de los diagnósticos. Por lo tanto, resultaría interesante demostrar hasta qué punto son equiparables los métodos tradicionales con los sistematizados.

En Tomassetti y otros [66] se estudió la precisión y eficiencia de realizar el análisis de Bolton usando medidas manuales con un calibrador Vernier y 3 métodos computarizados: *QuickCeph*, *Hamilton Arch*

Tooth System (HATS) y *OrthoCad*. Aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los métodos probados, habían diferencias clínicamente significativas para todos los métodos (>1.5 mm). Comparado con el Vernier, el HATS tuvo resultados similares mientras que *OrthoCAD* y *QuickCeph* estuvieron menos correlacionados. Cada método además fue evaluado basado en el tiempo requerido, resultando el *QuickCep* como el más rápido seguido por el HATS, el *OrthoCAD* y el Vernier.

En Zilberman y otros [67] se probó la exactitud de las mediciones en el tamaño de los dientes y ancho del arco en modelos de yeso con la ayuda de calibradores o con *OrthoCAD*, estableciendo que ambos métodos tienen niveles de precisión clínicamente aceptables. Sin embargo, se determinó que los modelos de yeso tienen un nivel mayor de precisión y concluyó que los modelos digitales son aceptables en aplicaciones clínicas pero los calibradores digitales parecen más adecuados para trabajo científico. En Santoro y otros [68] también se evaluaron las medidas del tamaño del diente, *overbite* y *overjet* usando modelos *OrthoCAD*. Se reportó una diferencia estadísticamente significativa para el tamaño del diente y *overbite*, (0.16 mm a 0.49 mm).

En Quimby y otros [69] se usó un modelo de plástico (*dentoform*) como método *gold standard* para evaluar los errores asociados con los modelos de yeso y los modelos por computador. Se demostró que solo las medidas del ED maxilar y mandibular hechas en modelos por computador eran diferentes de las medidas hechas en el *dentoform*.

En Costalos y otros [70] se estudió como los modelos digitales pueden ser usados con razonable precisión y confiabilidad para valorar la oclusión final de pacientes al término del tratamiento de ortodoncia empleando los criterios de oclusión propuestos por el Consejo Americano de Ortodoncistas (ABO); se concluyó que son aceptables para el uso en el modelo de examen del ABO. De manera similar, en Rheude y otros [71] se evaluó el valor diagnóstico de los modelos digitales seleccionando una muestra que representara los pacientes según los ABO; se encontró que a pesar de tener una diferencia significativa en 14 de 20 características diagnósticas, son clínicamente aceptables.

Aunque los modelos tienen ciertas diferencias estadísticamente significativas cuando se comparan con los modelos de yeso tradicionales [66, 67], estas variaciones pueden ser resueltas hasta un nivel clínicamente aceptable [68, 69, 70, 71, 50, 72].

4.2 Materiales y Métodos

La muestra en este trabajo comprende los modelos de estudio diagnóstico de pretratamiento de 10 pacientes seleccionados aleatoriamente, suministrados por el programa de Especialización en Ortodoncia

de la Universidad Autónoma de Manizales. Los pacientes se encuentran entre los 12 y los 44 años y están compuestos por 5 hombres, 1 mujer, 3 niños y 1 niña. Sin embargo, debido a que se quería reducir el error de selección se escogieron 4 de los 5 hombres (el 5to tenía inconsistencias) con todos los dientes permanentes y sin aparatos de ortodoncia. El tamaño de la muestra fue determinado a partir de valores en la literatura. En Stevens y otros [50] un estudio piloto estimó que para un riesgo $\alpha = 0.05$ y un nivel de confianza de 95% el tamaño de la muestra debería ser de 10 a 13 personas.

Se contó con la ayuda de especialistas, 7 estudiantes del programa de Especialización en Ortodoncia de la Universidad Autónoma de Manizales, que tomaron las medidas diagnósticas sobre el modelo de yeso y sobre la pantalla. El método tradicional fue considerado el *gold standard* con el cual las medidas hechas en el modelo digital deberían ser comparadas.

4.2.1 Recolección de los datos

Las medidas propuestas inicialmente fueron el ancho mesiodistal (MD) de cada diente, la longitud y el ancho del arco. El ancho MD fue medido como el diámetro desde el punto de contacto mesial anatómico al punto de contacto distal anatómico de cada diente paralelo al plano oclusal. Es posible medir la longitud real del arco o ED como en la Sección 2.1.1 y el ancho bicanino o bimolar en la Sección 2.1.2. No obstante, de acuerdo a la recomendación de los especialistas, las longitudes y el ancho del arco no son relevantes para las pruebas y por lo tanto no fueron medidas.

4.2.2 Valores Calculados

El índice de Bolton se calculó a partir de los anchos MD de todos los dientes en la mandíbula y en el maxilar, como se presentó en la Sección 2.1.1. Se realizó usando tanto los datos obtenidos del modelo de yeso y los modelos digitalizados.

4.2.3 Instrumentación

La digitalización de los modelos de estudio se realizó como se presenta en la Sección 3.2, basado en el esquema propuesto en [60], empleando el digitalizador 3D VIVID 9i de Konica Minolta perteneciente a la Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales. Las características del VIVID 9i se muestran en la Tabla 4.1.

Todas las medidas en los modelos de yeso fueron hechas con un calibrador digital electrónico con una precisión de 0.01 mm. El ancho MD de cada diente fue medido en los modelos digitales usando un soft-

Lentes de recepción de luz (Intercambiables)	TELE : Distancia focal f=25 mm MIDDLE: Distancia focal f=14 mm WIDE : Distancia focal f=8 mm
Rango de distancia del objeto	0.6 to 2.5 m
Rango de barrido	0.6 to 1.0 m (En modo estándar), 0.5 to 2.5 m (en modo extendido)
Rango de entrada en X (en modo extendido)	93 to 463 mm (TELE), 165 to 823 mm (MIDDLE), 299 to 1495 mm (WIDE)
Rango de entrada en Y (en modo extendido)	69 to 347 mm (TELE), 124 to 618 mm (MIDDLE), 224 to 1121 mm (WIDE)
Rango de entrada en Z (en modo extendido)	26 to 680 mm (TELE), 42 to 1100 mm (MIDDLE), 66 to 1750 mm (WIDE mode)
Exactitud	TELE XYZ: $\pm$0.05 mm/ $\pm$0.10 mm MIDDLE XYZ: $\pm$0.10 mm/ $\pm$0.20 mm WIDE XYZ: $\pm$0.20 mm/ $\pm$0.40 mm
Precisión (Z, σ)	TELE 0.008 mm/ $\pm$0.024 mm MIDDLE 0.016 mm/ $\pm$0.048 mm WIDE 0.032 mm/ $\pm$0.096 mm
Tiempo de entrada (por barrido)	2.5 seg.
Tiempo de transferencia al PC	1.5 seg. aprox.

Tabla 4.1: Especificaciones del VIVID 9i [9]

ware asistido de visualización y medición de modelos 3D, y usando el método propuesto por Kondo y otros [1]. Se empleó un computador portátil de 15" con procesador Intel Core 2 Duo de 2.0 GHz, 2GB de memoria RAM, tarjeta de video NVIDIA GeForce 8600M GT, y una resolución de 1280$\times$1024 píxeles. Para los dientes anteriores malposicionados, los modelos fueron rotados y ampliados en la pantalla, y las medidas fueron hechas a partir de la vista oclusal con una mejor visibilidad.

4.2.4 Análisis Estadístico

Todas las medidas fueron regristradas y analizadas en una hoja de cálculo de Microsoft Excel 2007 sobre la plataforma Windows XP SP3. El número total de observaciones fue de 100 dientes, examinados por grupos o divididos de acuerdo a los diferentes tipos de dientes: incisivos central y lateral, caninos, primer y segundo premolar, primer y segundo molar. Todas las variables fueron evaluadas usando la media y la desviación estándar de las medidas de error absoluto y error porcentual.

4.2.5 Estimación del Error

Cuando se comparan los resultados de una segmentación automática contra un *ground truth* se basa en un umbral dado por el porcentaje de solapamiento entre las dos regiones. Si se escoge un umbral de 0.8, el 80% de los píxeles en una región segmentada debe estar en/o sobre la frontera de la región *ground truth*, y el 80% de los píxeles en el *ground truth* debe también estar dentro de la región segmentada en consideración para que se obtenga una detección correcta. Si un grupo de regiones segmentadas, considerado como una región, satisface el criterio para la detección correcta de alguna región *ground truth*, entonces éste grupo de segmentos sobre-segmenta la región *ground truth*. Por otro lado, si un grupo de regiones *ground truth*, considerado como una región, satisface la detección correcta con alguna región segmentada entonces la región segmentada sub-segmenta el grupo de regiones *ground truth*. Finalmente, si una región segmentada no hace parte de ninguna de las categorías mencionadas es considerada ruido; además si una región *ground truth* no pertenece a ninguna categoría es considerada una región perdida o pasada por alto. Una explicación más detallada de esta metodología de clasificación está dada en [2].

El error absoluto (EA) está dado por la media de las diferencias, en valor absoluto, entre el valor manual x_{GS} (tomado como *gold standard*) y cada uno de los resultados x_i de las n medidas realizadas (ver Ecuación 4.1).

$$EA = \frac{\sum_{i=1}^{n} |x_i - x_{GS}|}{n} \tag{4.1}$$

Además del error absoluto, se define el error relativo (ER), como el cociente entre el error EA y el valor manual; y el error porcentual (EP), como el mismo ER multiplicado por 100 (ver Ecuación 4.2).

$$ER = \frac{EA}{x_{GS}} \qquad EP = ER \times 100 \tag{4.2}$$

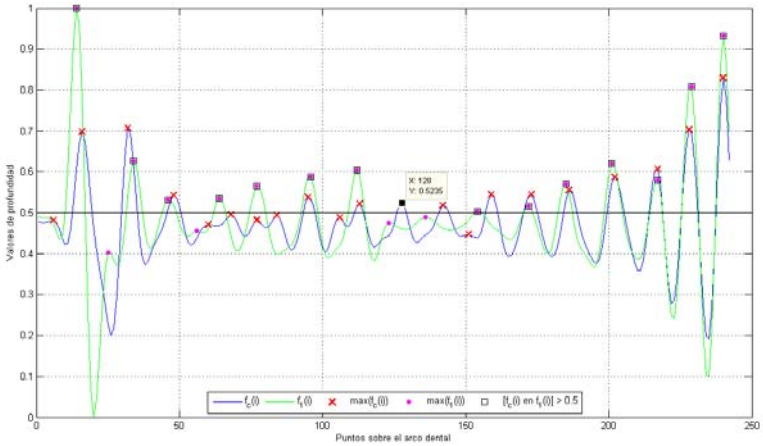
4.3 Resultados

4.3.1 Método Kondo

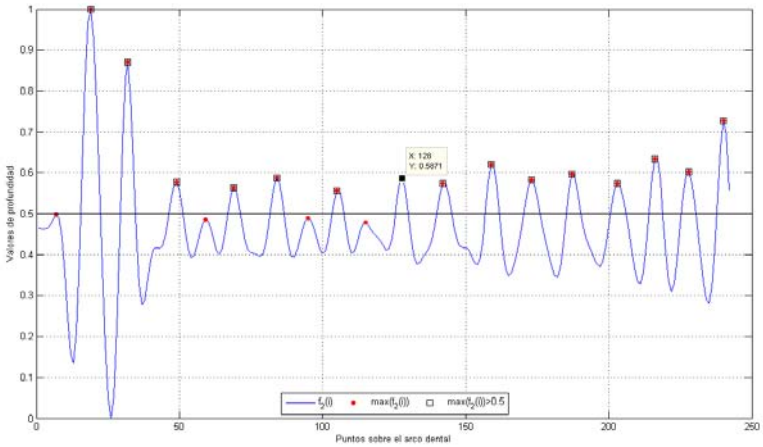
Implementación

Los algoritmos presentados en el Capítulo 3 fueron implementados en Matlab R2007a sobre la plataforma Windows XP SP3 en el mismo computador de la Sección anterior.

La Figura 4.1a muestra el indicador compuesto $f_c(i)$ (línea azul) del modelo dental en la Figura 3.18a. Para cada pico (equis roja) en $f_c(i)$ se busca el pico equivalente (punto magenta) en $f_1(i)$ (línea verde) mayor a 0.5. Dos intersticios en $f_1(i)$ entre los incisivos se pierden por estar muy bajos. Por el contrario, en la Figura 4.1b se puede verificar que los mismos intersticios en $f_2(i)$ están por encima de 0.5.



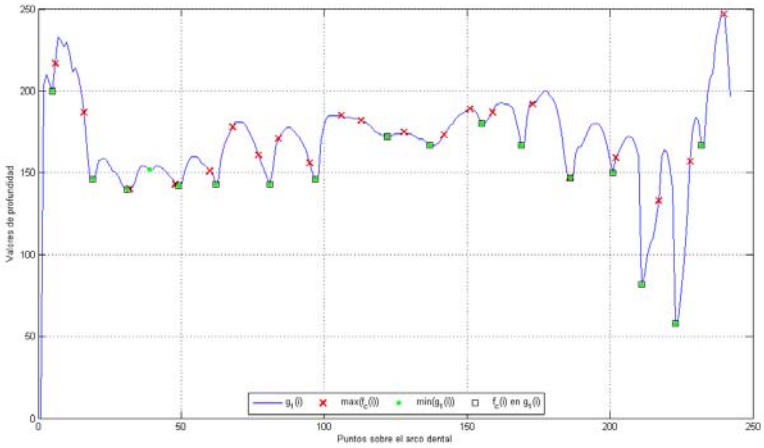
(a) Indicador compuesto y primer indicador.



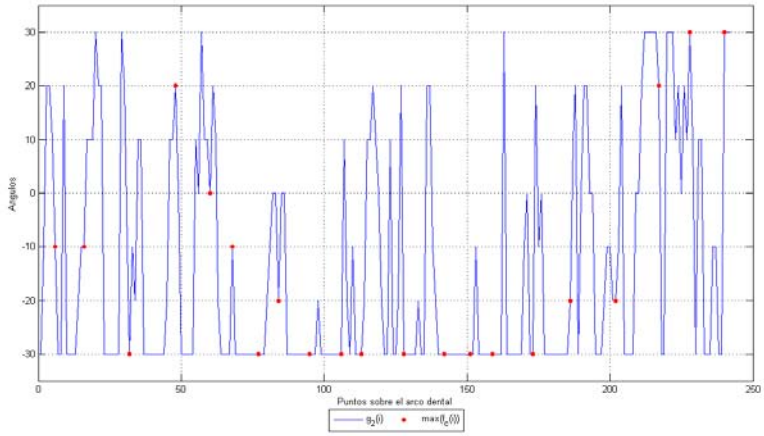
(b) Segundo indicador.

Figura 4.1: Integración de los dos indicadores.

La Figura 4.2a muestra el perfil de profundidad $g_1(i)$ (línea azul) de la imagen de rango en la Figura 3.14b. Los picos escogidos (equis roja) de $f_c(i)$ se proyectan sobre $g_1(i)$ para encontrar el mínimo local (punto verde) más próximo. Los mínimos locales seleccionados corresponden a la ubicación de los intersticios; éstos valores proyectados sobre $g_2(i)$ corresponden a la orientación de los intersticios, como se muestra en la Figura 4.2a.



(a) Perfil de profundidad a lo largo del arco dental.



(b) Angulos a lo largo del arco dental.

Figura 4.2: Ubicación y orientación de los intersticios.

Desempeño de segmentación

El desempeño perfecto para un segmentador sería la detección de todas las regiones con una tolerancia de 1.0 y sin segmentos sobre/sub-segmentados, regiones perdidas y ruido [2], aunque en la práctica resulta un objetivo muy complejo de alcanzar. Las Figura 4.3 a 4.5 ilustran la evaluación del segmentador usando las métricas propuestas por Hoover y otros en [2]. En la Figura 4.3 se muestra la cantidad de detecciones correctas en la segmentación variando el rango de tolerancia entre 50% y 95%; la figura indica que el desempeño es menos preciso debido a que el criterio se hace más riguroso conforme aumenta el valor de tolerancia, siendo la línea azul el número ideal de detecciones correctas. En las Figuras 4.4 y 4.5 se muestran la cantidad de segmentos sobre-segmentados y subsegmentados, respectivamente, en el mismo rango de tolerancias.

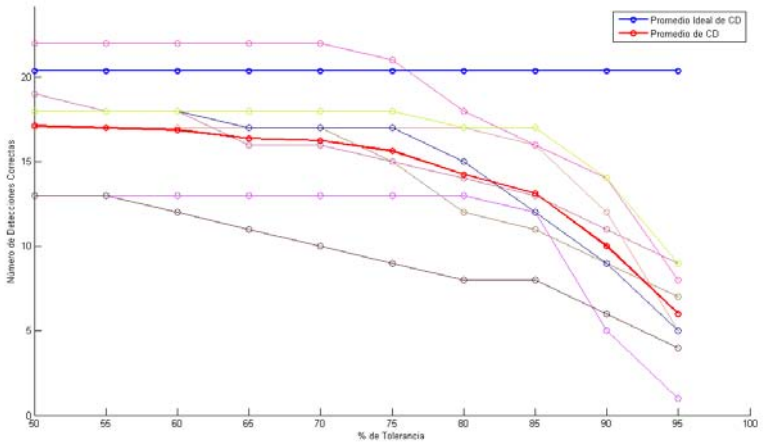


Figura 4.3: Número de detecciones correctas.

4.3.2 Medidas en los modelos digitales

La Tabla 4.2 presenta los valores medios de error para las medidas obtenidas en el computador, semi-automáticas (SEMI) y automáticas (AUTO), con respecto a las medidas realizadas por los especialistas (MANUAL). Para las medidas del ancho MD en el método AUTO fue necesario eliminar las medidas de los dientes mal detectados. Se analizan los errores EA y EP, del ancho MD de cada diente (en mm), y de los índices de Bolton 6, 12, empleando la media (M) y la desviación estándar (DE). La diferencia entre el MANUAL y el SEMI fue del 5%, la cual no es muy significativa, pero con el AUTO, si alcanza a ser del 14%, inapropiada tratándose de aplicaciones clínicas. Basándose en este hecho, es posible pensar que el método SEMI, con un entrenamiento más extenso del especialista, puede plantearse como la medida *gold standard* de las medidas realizadas con otros métodos AUTO. Igualmente el método

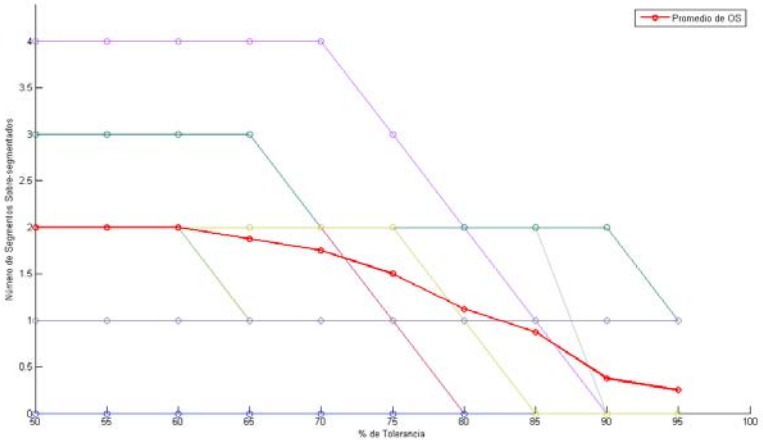


Figura 4.4: Número de segmentos sobre-segmentados.

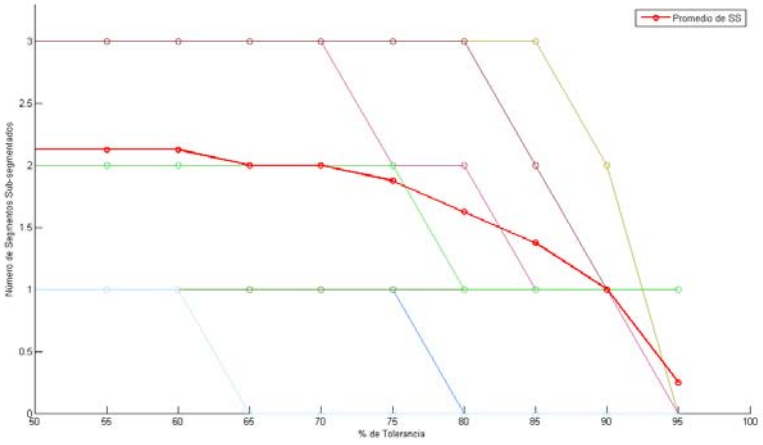


Figura 4.5: Número de segmentos sub-segmentados.

SEMI obtuvo menores errores en el índice de Bolton, El correspondiente análisis de concorcondancia se presenta en la Tabla 4.4.

	MANUAL vs SEMI				MANUAL vs AUTO				SEMI vs AUTO			
	EA		EP		EA		EP		EA		EA	
MEDIDAS	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE
Ancho MD	0,32	0,32	4,95%	6,10%	1,08	0,87	14,56%	11,91%	1,14	0,86	15,12%	11,88%
Bolton 6	1,75%	1,48%	2,26%	2,00%	20,76%	20,94%	27,04%	28,33%	21,89%	22,82%	27,88%	29,07%
Bolton 12	1,66%	0,60%	1,78%	0,64%	15,25%	12,52%	16,74%	14,21%	15,23%	12,43%	17,01%	14,33%

Tabla 4.2: Análisis estadístico de la medida del ancho MD de todos los dientes, los índices Bolton 6, 12.

La Tabla 4.3 presenta los valores medios de error de los anchos MD de acuerdo al tipo de diente. En el SEMI se presentó el mayor EA en el primer premolar (0.41mm), pero en el incisivo lateral obtuvo el mayor EP (7.4%). En el AUTO en ambos casos el peor rendimiento lo presentó el segundo molar (3.22mm, 30.84%).

	MANUAL vs SEMI				MANUAL vs AUTO				SEMI vs AUTO			
	EA		EP		EA		EP		EA		EA	
MEDIDAS	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE
Incisivo Central	0,39	0,26	6,63%	6,08%	0,73	0,77	10,82%	12,69%	0,82	0,72	11,97%	11,95%
Incisivo Lateral	0,39	0,35	7,40%	8,87%	1,00	0,84	13,27%	12,48%	1,05	0,95	13,76%	12,40%
Canino	0,30	0,27	4,36%	3,83%	1,56	0,96	22,79%	14,98%	1,73	0,89	24,66%	14,18%
Primer Premolar	0,41	0,43	6,89%	8,09%	0,78	0,57	11,91%	9,14%	0,85	0,66	12,56%	10,04%
Segundo Premolar	0,16	0,09	2,37%	1,34%	0,92	0,49	13,22%	6,78%	0,91	0,40	13,14%	5,54%
Primer Molar	0,27	0,41	2,70%	4,39%	1,00	0,61	9,36%	5,58%	0,98	0,54	9,26%	5,06%
Segundo Molar	0,25	0,18	2,43%	1,69%	3,22	1,36	30,84%	11,78%	3,19	0,97	30,94%	9,39%

Tabla 4.3: Análisis estadístico de la medida del ancho MD de los diferentes tipos de dientes.

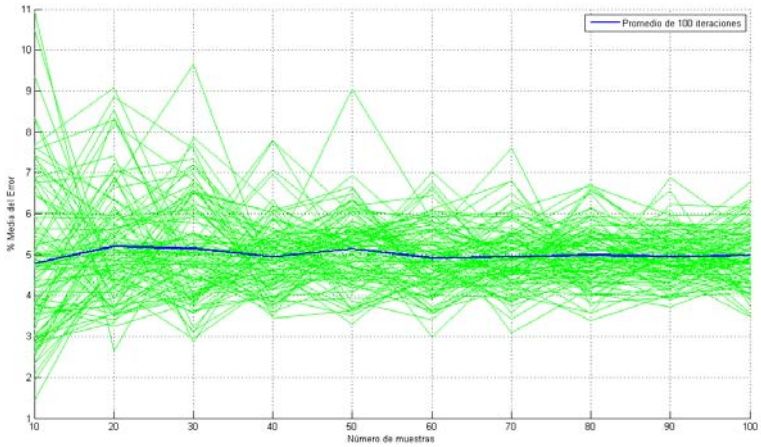
La Tabla 4.4 presenta el análisis del tamaño dental de cuatro pacientes (P) empleando el índice de Bolton. Con los tres métodos MANUAL, SEMI Y AUTO se calculó la correlación (C) entre el arco inferior y superior; igualmente, se obtuvo la discrepancia (D) en mm. para el índice Bolton 6 (ver Algoritmo 2), y para el índice Bolton 12 (ver Algoritmo 1). Los valores positivos de D indican un exceso maxilar o una deficiencia mandibular, y los valores negativos indican una deficiencia maxilar o un exceso mandibular. De acuerdo al método MANUAL sólo el P=4 presentaba valores negativos de D, en Bolton 6 y 12; el método SEMI reportó de manera equivocada la D en el 25% de las veces y el método AUTO falló en el criterio en un 62.5% de las veces. El error del método AUTO resulta muy alto puesto que el criterio necesita 6 o 12 anchos MD para calcularse adecuadamente.

	MANUAL				SEMI				AUTO			
	B6		B12		B6		B12		B6		B12	
P	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D	C	D
1	85,52%	3,23	98,31%	6,05	85,09%	3,92	96,51%	4,56	81,74%	-2,29	93,84%	-4,83
2	79,56%	1,18	92,29%	0,97	78,76%	0,78	93,20%	1,65	67,08%	0,29	85,22%	-1,12
3	78,82%	0,72	92,92%	1,15	76,76%	-0,07	90,56%	0,20	94,31%	2,29	110,36%	-44,41
4	74,94%	-0,09	89,02%	-8,73	78,65%	0,65	87,45%	-8,40	23,67%	0,80	56,98%	-13,45

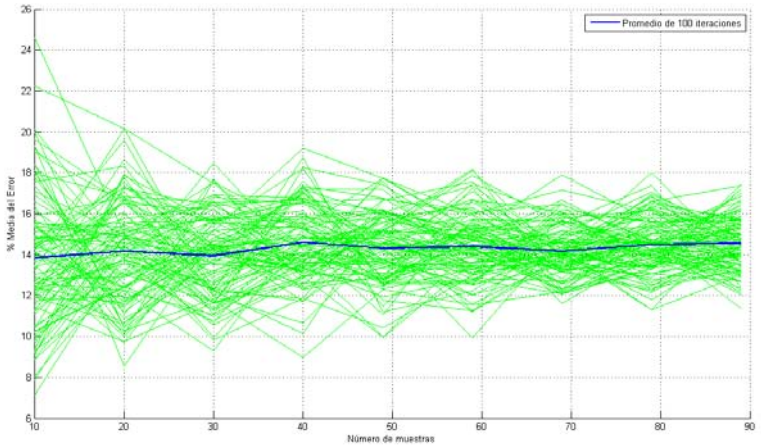
Tabla 4.4: Análisis del tamaño dental usando el índice de Bolton.

Para determinar la estabilidad del error en las medidas sobre los modelos de estudio digitalizados se plantean dos formas de encontrar el valor asintótico del error EP. En la primera forma, primero se calcula el EP del ancho MD variando el número de muestras de manera aleatoria desde el 10% hasta el 100% de la cantidad total (repitiendo muestras), y se genera una señal con estos EP; se itera 100 veces el procedimiento y se obtiene un valor promedio, como se muestra en la Figura 4.6. En el SEMI (ver Figura 4.6a) se puede observar una línea de tendencia de cercana al 5%, y en el AUTO (ver Figura 4.6b) la tendencia está cerca del 14%.

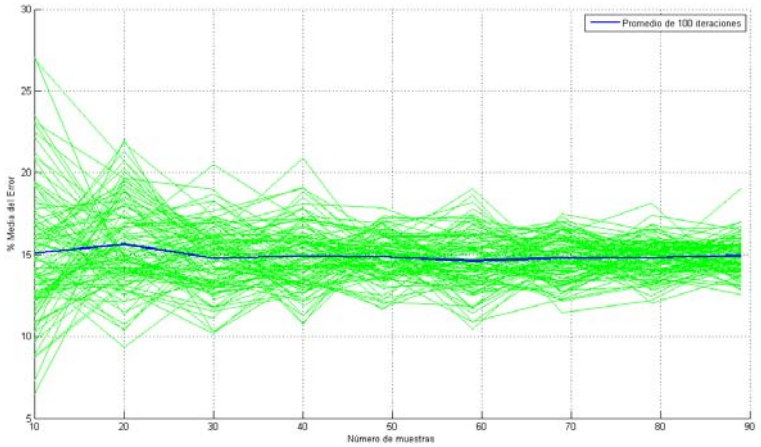
La segunda forma consiste en primero dividir de manera aleatoria la cantidad total de muestras en 10, luego a cada subconjunto calcular la señal variando el número de muestras, igual que en el gráfico anterior, y finalmente promediar los valores de los subconjuntos, como se ve en la Figura 4.7. Los valores asintóticos son similares, en el SEMI cercano al 5% y en el MANUAL cercano al 14%.



(a) Error medio porcentual iterado del MANUAL vs SEMI.

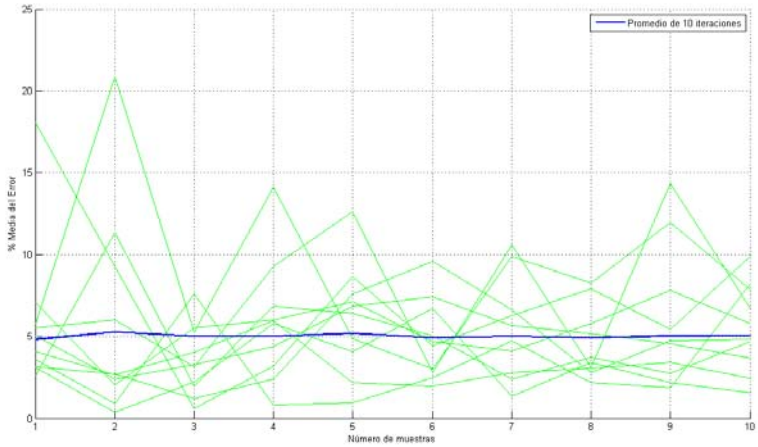


(b) Error medio porcentual iterado del MANUAL vs AUTO.

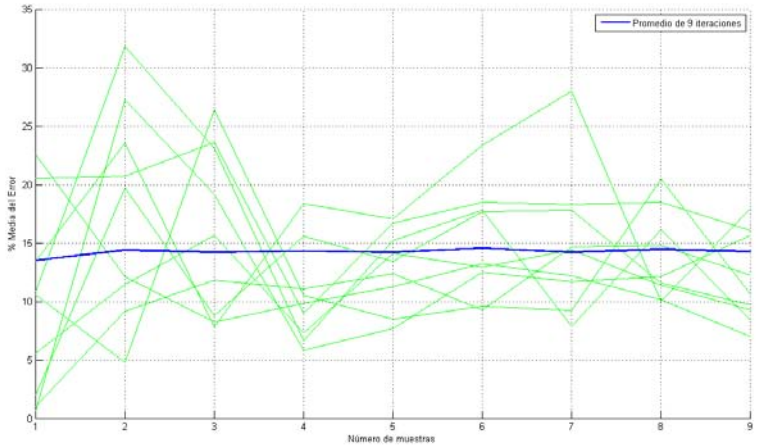


(c) Error medio porcentual iterado del SEMI vs AUTO.

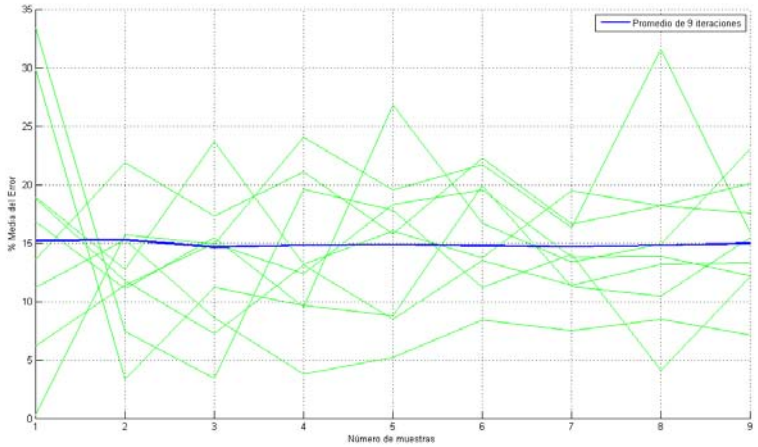
Figura 4.6: Iteraciones con repetición.



(a) Error medio porcentual iterado del MANUAL vs SEMI.



(b) Error medio porcentual iterado del MANUAL vs AUTO.



(c) Error medio porcentual iterado del SEMI vs AUTO.

Figura 4.7: Iteraciones sin repetición.

5

Conclusiones y Trabajo Futuro

Los sistemas computarizados siempre serán una solución atractiva para resolver problemas en cualquier área de la ciencia, y la Odontología no es la excepción. La idea de llegar a reemplazar los modelos de yeso tradicionales por modelos virtuales equivalentes que puedan mejorar la calidad de los diagnósticos en Ortodoncia no resulta descabellada. Beneficios como: eficiencia en el almacenamiento e inmediatez en el acceso, facilidad de transporte, confiabilidad en las mediciones, son algunos de los puntos llamativos. Si bien el concepto no es nuevo, como se vió en la Sección 2.2, en Colombia no se ha explorado el tema.

La reconstrucción 3D de los modelos de estudio dental apunta a la realización de aplicaciones para el diagnóstico y la planeación de tratamientos en ortodoncia. El digitalizador 3D VIVID 9i con el que cuenta la Universidad Nacional permite adquirir los modelos de yeso de forma rápida, confiable y con un alto nivel de precisión. No sin antes establecer un esquema de adquisición apropiado, que evite los problemas que se presentan por efectos ópticos del láser, como se puede ver en la Sección 3.2.

Debido a que las piezas dentales pueden variar en forma, tamaño, posición y orientación de una persona a otra, la segmentación automática de los modelos de estudio digitalizados resulta una tarea difícil de cumplir. El algoritmo de segmentación escogido presenta fallas en la detección de todos los intersticios. Depende fuertemente de una correcta ubicación del modelo en el momento de hacer la proyección y generar la imagen de rango. Incluso teniendo una imagen adecuada, los intersticios no delimitan correctamente las piezas dentales en los casos donde las dentaduras presentan una maloclusión grave. Lo más conveniente para la segmentación sería utilizar más información de la malla y aprovechar los intersticios obtenidos como una primera aproximación del espacio pertenciente a cada pieza dental.

Las medidas de los anchos mesiodistales tomadas automáticamente, como se pudo ver en las Tablas 4.2 a 4.4, no son confiables hasta tanto no se asegure un óptimo desempeño del segmentador. Por el

contrario, las medidas tomadas sobre el modelo de estudio digitalizado de forma interactiva, realizadas con un nivel mínimo de entrenamiento, mostraron niveles bajos de error y se presentan entonces como una alternativa interesante para los especialistas.

Fue posible obtener automáticamente otras medidas diagnósticas, como el índice de Bolton. Sin embargo, es necesario minimizar el error de medición de los anchos mesiodistales hasta alcanzar un nivel clínicamente aceptable, para luego realizar un estudio de validación, y de esta forma verificar si los métodos de evaluación son intercambiables.

A

Apéndice

A.1 Morfología del Diente

A.1.1 Tipos de Dientes

El hombre es omnívoro, por lo que sus dientes se forman para cortar, desgarrar, y moler los alimentos. La dentición permanente de humanos se divide en cuatro clases de dientes sobre la base de la apariencia y la función o de posición. La Figura A.1 ilustra los tipos y las superficies de trabajo de las cuatro clases de dientes.

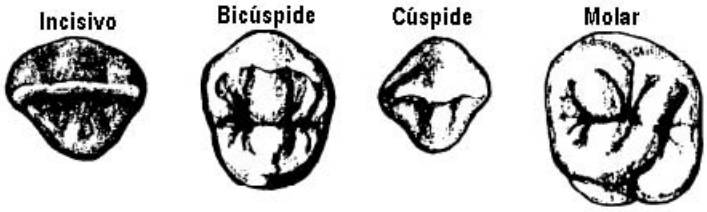


Figura A.1: Las superficies de trabajo de los dientes

Incisivos

Se llaman incisivos, ya que se utilizan para la alimentación inciso. Ellos se encuentran en la parte delantera de la boca, fuerte y delgada para cortar los bordes. La superficie lingual puede tener una forma o apariencia de pala.

- Caninos – Caninos, también se refiere a caninos, se encuentran en los ángulos de la boca. Cada uno de ellos tiene una única cúspide en lugar de un borde incisal y están diseñados para cortar y desgarrar.

- Bicúspide – Bicúspide, también llamados premolares, son similares a los caninos. Tienen dos cúspides una de ellas es utilizada para cortar, y la otra es llamada la superficie oclusal, la cual es mucho más amplia para destruir los alimentos.

- Molares – Molares se encuentran en la parte posterior de la boca; su tamaño es gradualmente más pequeño del primero al tercer molar. Cada molar tiene cuatro o cinco cúspides, son más cortos y más contundentes que otros dientes y proporciona una amplia superficie para masticar y triturar las masas sólidas de los alimentos.

A.1.2 Arcadas Dentarias

Los dientes de la arcada superior se llaman dientes maxilares (Figura A.2) debido a que sus raíces están arraigadas en el proceso alveolar del maxilar superior. Los dientes de la parte inferior se llaman arco mandibular, debido a que sus raíces están arraigadas en el seno del proceso alveolar de la mandíbula. Cada arco contiene 16 dientes. Los dientes en un arco se componen de 6 Anteriores (cúspide a cúspide) y de 10 posteriores (todos los dientes distales a los caninos). En un cuadrante, hay 3 anteriores y 5 dientes posteriores.

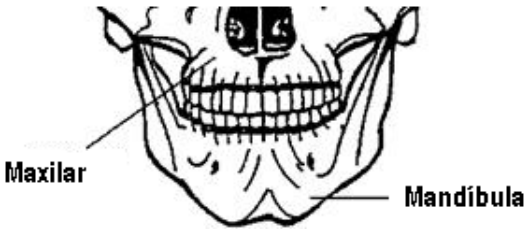


Figura A.2: Arcos Maxilares y mandibulares que muestran la relación de los huesos y los dientes

A.1.3 Cuadrantes Dentales

Cada arco dental se divide en un cuadrante derecho y un cuadrante izquierda. Los cuadrantes están formados por una línea imaginaria llamada la línea media que pasa entre los incisivos centrales en cada arco y divide el arco en la mitad (Figura A.3). Existen cuatro cuadrantes en la boca (dos por cada arco) que dividen la boca en cuatro partes iguales. Cuadrante significa un cuarto, y cada cuadrante es una cuarta parte de toda la boca. Los dientes se describen y se encuentran en uno de los cuatro cuadrantes: cuadrante superior derecho, cuadrante superior izquierdo, cuadrante mandibular derecho, o en el cuadrante mandibular izquierdo.

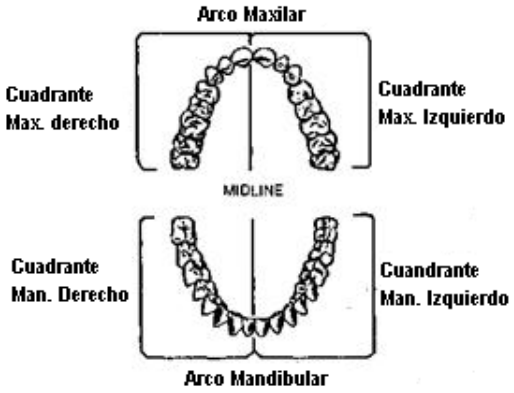


Figura A.3: Arcos Maxilares y mandibulares divididos en cuadrantes

A.1.4 Ubicación de los Dientes

Normalmente, un ser humano recibe dos conjuntos de dientes durante toda la vida. El primer conjunto (deciduos o primaria) consta de 20 dientes (los dientes del bebe). El segundo establecido (permanente), por lo general consta de 32 dientes. En cada cuadrante, hay ocho dientes permanentes: dos incisivos, una cúspide, dos premolares y tres molares (Figura A.4). El diente de inmediato se coloca al lado de la línea media, es el incisivo central, llamado así porque ocupa un lugar central en el arco. Para el lado del incisivo central es el incisivo lateral. el siguiente es la cúspide y a continuación, los dos premolares (la primera bicúspide, seguido por la segunda bicúspide). Los últimos dientes son tres molares. Después de la segunda bicúspide viene el primer molar, seguido por el segundo molar, seguido por el tercer molar o también llamado el "muela del juicio".

Otro método para describir la ubicación de los dientes es refiriéndose a ellos como diente anterior o posterior (Figura A.5). Los dientes anteriores son los que se encuentran en la parte delantera de la boca, los incisivos y los caninos. Normalmente, estos son los dientes que son visibles cuando una persona sonríe. Los dientes posteriores son las que se encuentran en la parte posterior de la boca los premolares y molares.

A.1.5 Sistema de numeración universal

Los 20 dientes primarios se identifican en el cuadro dental por el uso de letras mayúsculas de la A a T. Las letras comienzan con el segundo molar primario superior derecho (diente A, que se encuentra por encima de la raíz del segundo premolar maxilar); va todo hasta la parte superior izquierda del segundo molar primario (diente J); a la parte inferior izquierda segundos molares primarios (diente K)

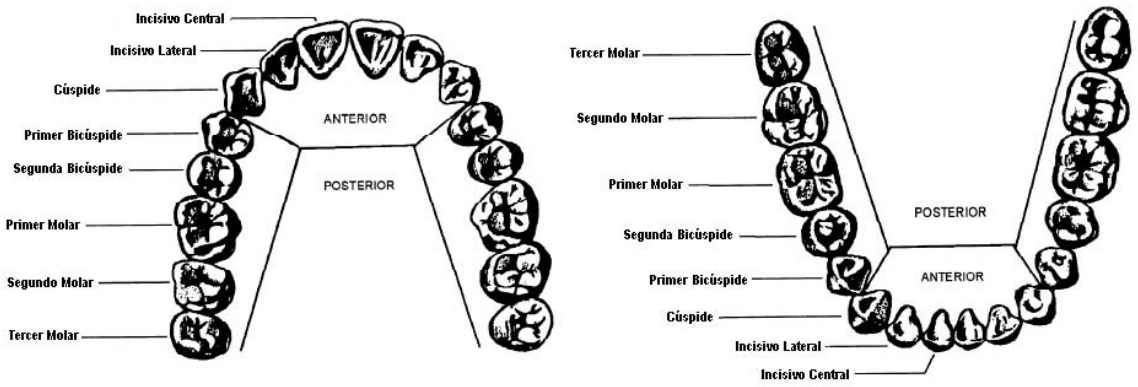


Figura A.4: Nombres de los dientes en el cuadrantes derecho maxilar y mandibular.

y, a través de la parte inferior derecha segundo molar primario. Tenga en cuenta que las letras de los primeros y segundos molares primarios aparecen por encima de las raíces de los dientes permanentes de los primeros y segundos premolares.

Cuando se utiliza la forma dental aa , recuerde que el derecho y el izquierdo se invierten. El lado derecho de la boca del paciente aparece en la parte izquierda de la tabla dental; el lado izquierdo de la boca del paciente aparece en el lado derecho. Este acuerdo es necesario porque el funcionario dental y la asistente deben ver las partes una vez que se vea la boca del paciente.

A.1.6 Superficies de los dientes

No sólo el asistente debe ser capaz de localizar y nombrar un diente, sino que también debe ser capaz de identificar los diferentes tipos de superficies dentales. La Figura A.6 muestra un número de diferentes superficies de los dientes.

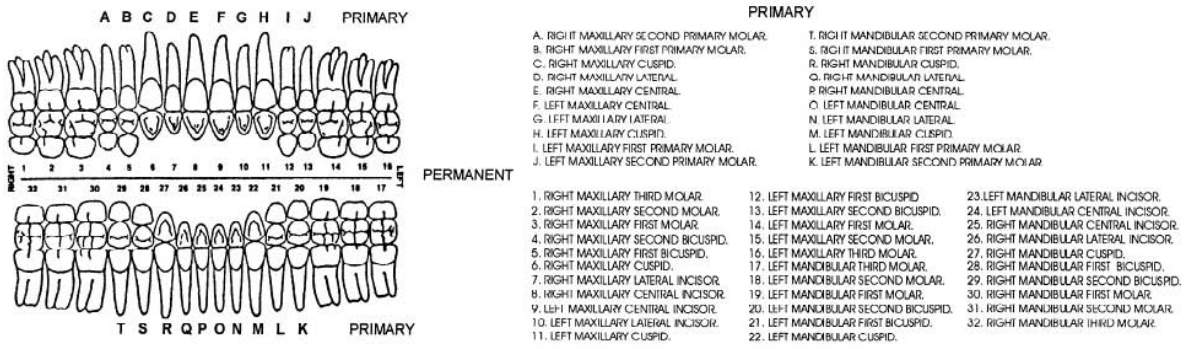


Figura A.5: Norma dental; nombres y números de los dientes

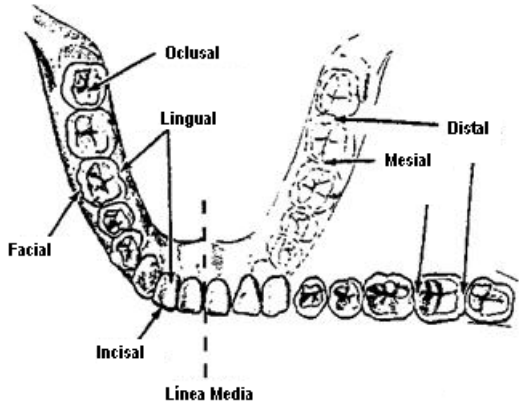


Figura A.6: Superficies de los dientes

Superficie Facial, mesial, distal, lingual e incisal

La superficie facial de un diente "enfrenta" a los labios o mejillas. Cuando hay un requisito para ser más específicos, términos como labial y bucal se utilizan. El labial es la superficie anterior de un diente que se enfrenta a los labios. El bucal es la superficie posterior de un diente que se enfrenta hacia la mejilla.

El mesial proximal es la superficie más cercana a la línea media del arco. El distal es lo contrario de mesial. El distal proximal es la superficie orientada hacia fuera de la línea media del arco.

El lingual es la superficie de un diente anterior o posterior que se enfrenta a la lengua. El Incisal son estrechos bordes cortantes que se encuentran sólo en los dientes anteriores (incisivos). Los Incisivos tienen un borde incisal.

Superficies Proximales

Un diente tiene dos superficies proximales (Figura A.7), una que se orienta hacia la línea media del arco dental (mesial) y otro que se orienta fuera de la línea media del arco (distal). Otras superficies importantes de la zona proximal se examinan en los párrafos siguientes.

- Punto de Contacto: El punto de la superficie proximal donde dos dientes adyacentes se toquen se llama un punto de contacto. Un ejemplo de un punto de contacto es cuando usted pasa la seda dental entre dos dientes. Usted deberá sentir cierta resistencia de los puntos de contacto, mientras que el hilo se pasa.

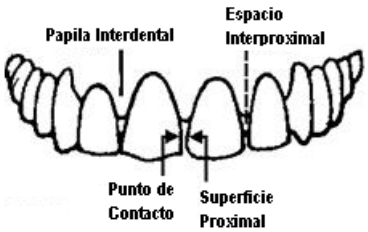


Figura A.7: Superficie Proximal y Espacios Dentales

- Espacio Interproximal: El espacio interproximal es la zona entre los dientes. La parte del espacio interproximal está ocupado por la papila interdental. La papila interdental triangular es un pliegue de tejido gingival. La parte del espacio interproximal no ocupado se llama el alféizar.

- Alféizar: El alféizar ocupa un área bordeada por papila interdental, la superficie proximal de los dos dientes adyacentes, y el punto de contacto. Si no hay ningún punto de contacto entre los dientes, la zona entre ellos se llama un diastema en lugar de un alféizar.

Oclusal

La superficie oclusal es la superficie amplia de masticación y se encuentra en los dientes posteriores (premolares y molares).

Para obtener una idea más clara de las diversas superficies dentales, refiérase a la Figura A.5, que ha sido previamente discutida. El gráfico dental muestra cada uno de los dientes "desplegados", de manera que la superficie facial, oclusal, incisal, o las superficies linguales de los dientes puedan ser demostradas. Para los dientes posteriores, la superficie facial muestra las superficies adyacentes a las raíces, seguido de la superficies oclusales y por la superficie lingual (que están situados junto a los números en la tabla). Para los dientes anteriores, la superficie facial se muestran como una línea entre el facial y lingual superficies. La superficie lingual se encuentra al lado de los números de la tabla.

- Oclusión: es la relación entre las superficies oclusales del maxilar y mandibular, cuando los dientes están en contacto. Muchos patrones de contacto con los dientes son posibles. Parte de la razón es la variedad del cóndilo mandibular sustancial de la gama de movimiento dentro del conjunto mandibular temporal. La maloclusión se produce cuando cualquier anormalidad en las relaciones oclusales existen en la dentición. La oclusión centrada (Figura A.8) es la posición centrada de contacto de las superficies de masticación de los dientes mandibulares en la superficie de masticación (oclusal) de los dientes maxilares.

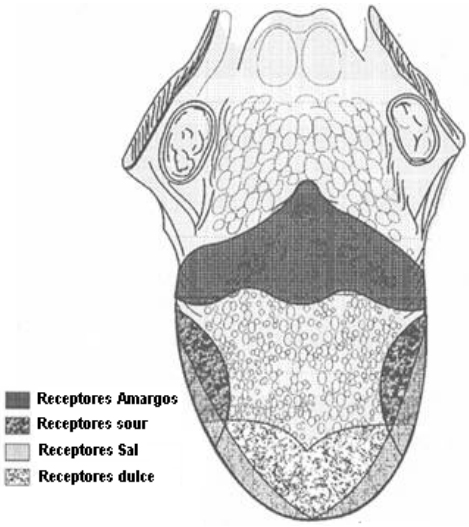
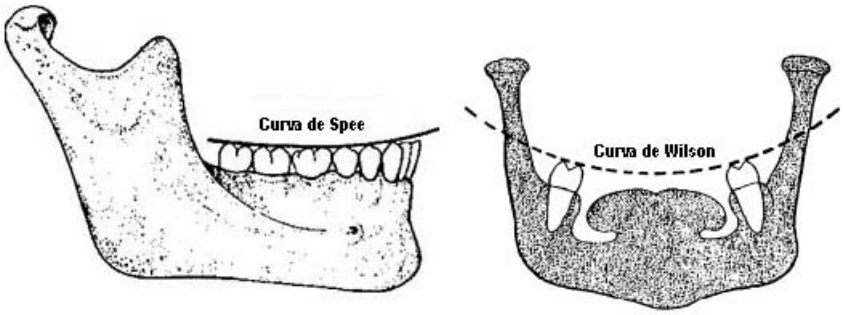


Figura A.8: Oclusión Centrada

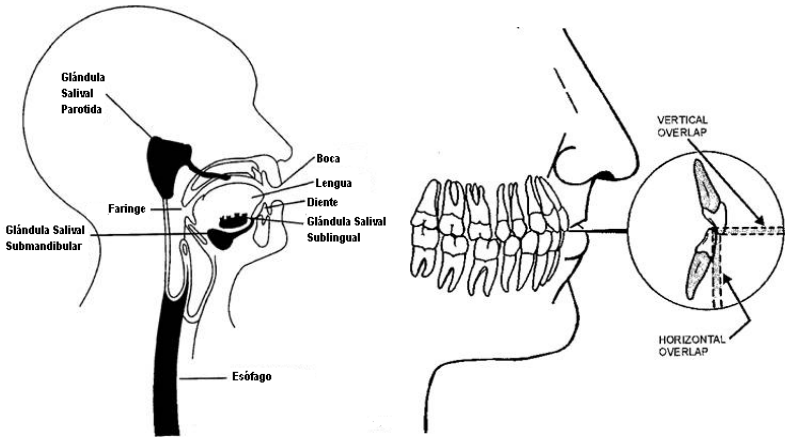
- Plano Oclusal: los dientes maxilares y mandibulares entran en la oclusión céntrica y se encuentran a lo largo de curvas anteroposterior y lateral. La curva anteroposterior se llama la curva de Spee (Figura A.9a) en la cual el arco mandibular forma un cóncavo (curva ascendente). El lateral se llama curva de Wilson (Figura A.9b). La mezcla (combinación) de las curvas forma una línea llamada plano oclusal, y es creada por el contacto de la parte superior e inferior de los dientes, como se muestra en la Figura A.10a.



(a) Curva de Spee. (b) Curva de Wilson.

Figura A.9: Clave de la oclusión.

- *Overlap* vertical y horizontal: *Overlap* vertical es la extensión de los maxilares en los dientes homólogos mandibulares en una dirección vertical cuando la dentición se encuentra en la oclusión céntrica (Figura A.10b). El *overlap* horizontal es la proyección de los dientes maxilares sobre los antagonistas (algo que se opone a otro) en una dirección horizontal.



(a) Plano Oclusal. (b) Overlap vertical y horizontal.

Figura A.10

- Clasificación de Angle: Angle era un dentista que desarrolló una clasificación de los dientes de normal y anormal que cumple con los medios en la oclusión céntrica. Angle dió tres clases, clase I, II y III, como se ilustra en la Figura A.11.
  - Clase I: el perfil del paciente se caracteriza por ser normal.
  - Clase II: el perfil del paciente es deficiente en el mentón de longitud y se caracteriza como un retruded (retrognathic) perfil.
  - Clase III: el perfil del paciente es excesivo en longitud sobre la barbilla y se caracteriza como protruded (prognathic) perfil.

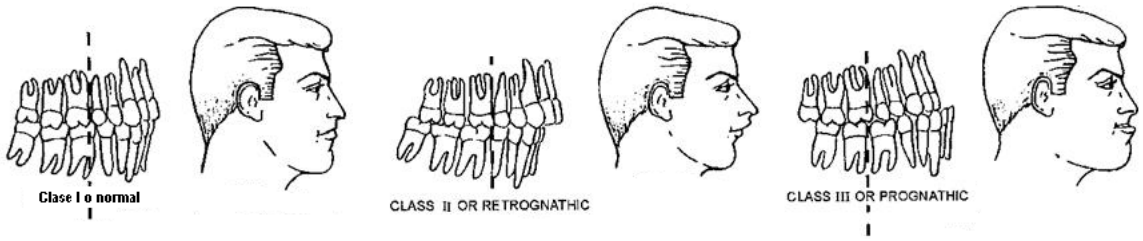
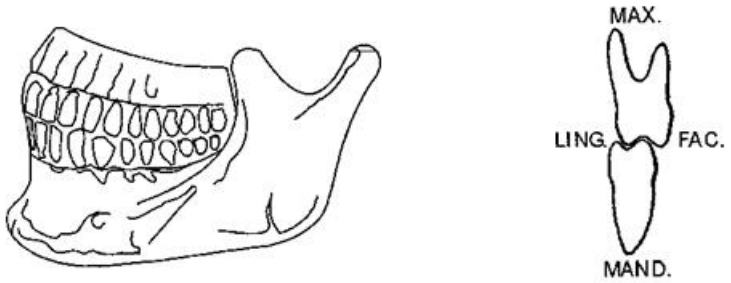


Figura A.11: Clasificación de Angle

- Clave para oclusión: las superficies oclusales de los dientes se oponen para tener una clara relación entre sí (Figura A.12a). En condiciones normales y cuando los dientes son de tamaño normal y en la posición correcta, la cúspide mesofacial del primer molar maxilar ocluido en la ranura facial del primer mandibular molar. Esta relación normal Figura (A.12b) de estos dos dientes se denomina la clave de la oclusión.



(a) Muestra relación de la mandíbula y maxilar. (b) Relaciones de las cúspides posteriores.

Figura A.12: Clave de la oclusión.

Bibliografía

[1] T. Kondo, S. H. Ong, and K. W. C. Foong, "Tooth segmentation of dental study models using range images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 3, pp. 350–362, March 2004. xiii, xvii, 2, 12, 15, 16, 17, 18, 19, 25, 26, 36

[2] A. Hoover, G. Jean-Baptiste, and X. Jiang, "An experimental comparison of range image segmentation algorithms," *IEEE Transactions on Pattern Analysis And Machine Intelligence*, vol. 18, no. 7, pp. 673–689, July 1996. xiii, 37, 40

[3] J. Gregoret, *Ortodoncia y Cirugía Ortognática - Diagnóstico y Planificación*, 1st ed. Espaxs Publicaciones Médicas, 1997. xvii, xix, 4, 5, 6, 7, 8

[4] F. Vellini-Ferreira, *Ortodoncia: Diagnóstico y Planificación Clínica*, 1st ed. Editora Artes Médicas Ltda, 2002. xvii, 3, 5, 6

[5] W. R. Proffit, *Contemporary Orthodontics*, 3rd ed. Fields HW, 2000. xvii, 3, 6

[6] P. A. Costalos, K. Sarraf, T. J. Cangialosi, and S. Efstratiadis, "Accuracy of space analysis with emodels and plaster models," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 132, no. 3, pp. 346–352, September 2007. xvii, 6

[7] R. E. Mayers, *Manual de Ortodoncia*, 4th ed. Editorial Médica Panamericana, 1992. xvii, 9

[8] V. Paredes, J. L. Gandia, and R. Cibrián, "Registros diagnosticos digitales en ortodoncia. situacion actual," *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)*, vol. 11, pp. E88–93, January 2006. xvii, 9, 10

[9] K. M. Sensing, *Non-Contact 3D Digitizer Vivid 9i/Vi-9i: Instruction Manual (Hardware)*, Konica Minolta. xix, 20, 36

[10] K. Hayashi, J. Uechi, and I. Mizoguchi, "Three-dimensional analysis of dental casts based on a newly defined palatal reference plane," *Angle Orthodontist*, vol. 73, no. 5, pp. 539–544, 2003. 1

[11] A. Bell, A. F. Ayoub, and P. Siebert, "Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models," *Journal of Orthodontics*, vol. 30, pp. 219–223, September 2003. 1

[12] R. de Luis-García, R. S. J. Estépar, and C. Alberola-Lópeza, "Pull-push level sets: A new term to encode prior knowledge for the segmentation of teeth images," *Medical Imaging 2005: Image Processing, Proc. of SPIE*, vol. 5747, 2005. 1

[13] M. Zhao, L. Ma, W. Tan, and D. Nie, "Interactive tooth segmentation of dental models," *Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005. 2

[14] D. Laurendeau, L. Guimond, and D. Poussart, "A computer-vision technique for the acquisition and processing of 3-d profiles of dental imprints: An application in orthodontics," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 10, no. 3, pp. 453–461, September 1991. 2, 11

[15] M. Mokhtari and D. Laurendeau, "Feature detection on 3-d images of dental imprints," *Proc. IEEE Workshop Biomedical Image Analysis*, pp. 287–296, June 1994. 2, 11

[16] J. H. Chuah, S. H. Ong, and T. Kondo, "3d space analysis of dental models," *Visualization, Display, and Image-Guided Procedures, Proc. of SPIE*, vol. 4319, pp. 564–573, February 2001. 2, 26

[17] H. Heo and O.-S. Chaeb, "Segmentation of tooth in ct images for the 3d reconstruction of teeth," *Image Processing: Algorithms and Systems III, Proc. of SPIE-IS&T Electronic Imaging*, vol. 5298, pp. 455–466, 2004. 2, 13

[18] V. W. Mok, S. Ong, K. W. Foong, and T. Kondo, "Pose estimation of teeth through crown-shape matching," *Medical Imaging 2002: Image Processing, Proc. of SPIE*, vol. 4684, pp. 955–964, February 2002. 2

[19] H.-M. Hou, R. W.-K. Wong, and U. Hagg, "The uses of orthodontic study models in diagnosis and treatment planning," *Hong Kong Dental Journal*, vol. 3, no. 2, pp. 107–115, December 2006. 3, 14

[20] F. Williams, J. Acosta, A. Meneses, E. Morzán, S. Pastor, and N. Tomona, *Manual de procedimientos de laboratorio en ortodoncia*, 1st ed. Universidad Peruana Cayetano Heredia, 1999. 3

[21] S. J. Rudge, "A computer program for the analysis of study models," *European Journal of Orthodontics*, vol. 4, pp. 269–273, 1982. 9

[22] C. Yen, "Computer-aided space analysis," *Journal Clinical Orthodontics*, vol. 25, pp. 236–238, 1991. 9

[23] M. Champagne, "Reliability of measurements from photocopies of study models," *Journal Clinical Orthodontics*, vol. 26, pp. 648–650, 1992. 9

[24] U. R. Schirmer and W. A. Wiltshire, "Manual and computer-aided space analysis: A comparative study," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 112, no. 6, pp. 676–680, 1997. 9

[25] R. Cibrián, M. Buendía, R. Salvador, V. Paredes, and J. Gandía, "Obtención de medidas de interés odontológico mediante digitalización de arcadas dentarias," *Information and Communication Technologies In Healthcare Development. Informedica*, March 2004. 9

[26] ——, "Desarrollo de una interfase de usuario para la obtención automática de datos de interés odontológico, a partir de la digitalización de arcadas dentarias," *XV Congreso Nacional de Física Médica*, Junio 2005. 9

[27] T. M. Graber, R. L. V. Jr., and K. W. L. Vig, *Ortodoncia: Principios y técnicas actuales*, 4th ed. Elsevier España, 2006. 10, 13

[28] S. M. Yamany, A. A. Farag, D. Tasman, and A. G. Farman, "A 3-d reconstruction system for the human jaw using a sequence of optical images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 5, pp. 538–547, May 2000. 10, 11

[29] S. M. Yamany, A. A. Farag, and N. A. Mohamed, "Orthodontics measurements using computer," *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 20, no. 2, pp. 536–539, 1998. 10

[30] M. Alcañiz, F. Chinesta, C. Monserrat, V. Grau, and A. Ramón, "An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatments," *4th International Conference of Visualization in Biomedical Computing*, 1996. 10, 14

[31] K. Yamamoto, H. Morikawa, A. Tomochika, S. Hayashi, S. Nakamura, and T. Mikami, "Three-dimensional measurement of dental cast profiles and its applications to orthodontics," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 12, no. 5, pp. 2052–2053, 1990. 11, 12

[32] K. Yamamoto, S. Hayashi, H. Nishikawa, S. Nakamura, and T. Mikami, "Measurement of dental cast profile and three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, pp. 360–365, April 1991. 11, 12

[33] T. Kuroda, N. Motohashi, R. Tominaga, and K. Iwata, "Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 110, no. 4, pp. 365–369, October 1996. 11, 12, 14

[34] M. Alcañiz, C. Montserrat, V. Grau, F. Chinesta, A. Ramón, and S. Albalat, "An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment," *Medical Image Analysis*, vol. 2, no. 1, pp. 61–77, 1998. 11, 12, 14

[35] J. H. Chuah, S. H. Ong, T. Kondo, K. W. C. Foong, and T. F. Yong, "3d space analysis of dental models," *Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. Proceedings of SPIE*, vol. 4319, pp. 564–573, 2001. 12

[36] H. Zhang, S. Ong, K. Foong, and T. Dhar, "3-dimensional orthodontics visualization system with dental study models and orthopantomograms," *Third Intl. Conf. on Experimental Mechanics and Third Conf. of the Asian Committee on Experimental Mechanics. Proceedings of SPIE*, vol. 5852, pp. 768–787, 2005. 12

[37] T. Sohmura, T. Kojima, K. Wakabayashi, and J. Takahashi, "Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing three-dimensional shapes of dentition and occlusion," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 84, no. 3, pp. 345–352, 2000. 13

[38] B. Kusnoto and C. A. Evans, "Reliability of a 3d surface laser scanner for orthodontic applications," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 122, no. 4, pp. 342–348, 2002. 13

[39] T. Sohmura, M. Nagao, M. Sakai, K. Wakabayashi, T. Kojima, S. Kinuta, T. Nakamura, and J. Takahashi, "High-resolution 3-d shape integration of dentition and face measured by new laser scanner," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 5, pp. 633–638, May 2004. 13

[40] A. Hakim, S. Banabilh, M. Ibrahim, T. Z. Zie, Z. Rajion, N. Khalid, and Z. Majid, "Non-contact 3d digitizer as a possible tool in archiving dental study models," *The Malaysian Journal of Medical Sciences*, vol. 12, no. 1, p. 110, 2005. 13

[41] S. Nakajima, H. Arimoto, H. Rensha, and T. Toriu, "Measurement of a translation and a rotation of a tooth after an orthodontic treatment using ga," *Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control (ICICIC'06)*, 2006. 13

[42] A. Tomaka, L. Luchowski, K. Skabek, and M. Tarnawski, "3d head surface scanning techniques for orthodontics," *Journal of Medical Informatics and Technologies*, vol. 9, pp. 123–130, 2005. 13, 20, 21

[43] A. Tomaka, M. Tarnawski, L. Luchowski, and B. L. Machorowska, "Digital dental models and 3d patient photographs registration for orthodontic documentation and diagnostic purposes," *Computer Recognition Systems. Springer*, vol. 45, pp. 645–652, 2007. 13

[44] G. Böhm, C. Knoll, V. G. Colomer, M. Alcañiz-Raya, and S. Albalat, "Three-dimensional segmentation of bone structures in ct images," *SPIE Conference on Image Processing*, vol. 3661, pp. 277–286, February 1999. 13

[45] S. Liu and W. Ma, "Seed-growing segmentation of 3d surfaces from ct-contour data," *Computer-Aided Design*, vol. 31, pp. 517–536, May 1999. 13

[46] M. Y. Hajeer, D. T. Millett, A. F. Ayoub, and J. P. Siebert, "Current products and practices applications of 3d imaging in orthodontics: Part ii," *Journal of Orthodontics*, vol. 31, pp. 154–162, June 2004. 13

[47] N. . Kawahata, Y. Kamashita, Y. Nishi, T. Hamano, and E. Nagaoka, "Analysis of residual ridges and ridge relationship by three-dimensional reconstruction method," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 25, pp. 110–116, 1998. 14

[48] C. Monserrat, M. Alcañiz, M. Juan, V. Grau, and S. Albalat, "Advanced system for 3d dental anatomy reconstruction and 3d tooth movement simulation during orthodontic treatment," *SPIE*, vol. 3031, pp. 62–72, 1997. 14

[49] N. Motohashi and T. Kuroda, "A 3d computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognatic surgery," *European Journal of Orthodontics*, vol. 21, pp. 263–274, 1999. 14

[50] D. R. Stevens, C. Flores-Mir, B. Nebbe, D. W. Raboud, G. Heo, and P. W. Major, "Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: Comparison of peer assessment rating and bolton analysis and their constituent measurements," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 129, no. 6, pp. 794–803, 2006. 14, 34, 35

[51] M. J. Peluso, S. D. Josell, S. W. Levine, and B. J. Lorei, "Digital models: An introduction," *Seminars in Orthodontics*, pp. 226–238, 2004. 14

[52] L. Shapiro and G. Stockman, *Computer Vision*. Prentice Hall, 2000. 19, 20

[53] J. B. Gómez, "Integración de imágenes de rango para la obtención de modelos faciales," Maestría en Automatización Industrial, Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, Junio 2004. 19, 21, 23

[54] E. C. Morales, "Reconstrucción de superficies de forma libre mediante superficies nurbs," Maestría en Automatización Industrial, Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, 2006. 19

[55] J. E. Hernández, "Mapeo de texturas a objetos 3d basado en la geometría de la escena," Maestría en Automatización Industrial, Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, 2006. 19

[56] B. Jähne, H. HauBecker, and P. GeiBler, *Handbook of Computer Vision and Applications: Volume 3 Systems and Applications*, 1st ed. Academic Press, 1999. 19

[57] W. Boehler and A. Marbs, "3d scanning instruments," *International Workshop on Scanning for Cultural Heritage Recording - Corfu, Greece*, 2002. 20

[58] F. Blais, "Review of 20 years of range sensor development," *Journal of Electronic Imaging*, vol. 13, no. 1, pp. 231–240, January 2004. 20

[59] B. Jähne and H. HauBecker, *Computer Vision and Applications: A Guide for Students and Practitioners*, 1st ed. Academic Press, 2000. 20

[60] M. F. Osorio, S. L. Vallejo, L. J. Morantes, and J. B. Gómez, "Representación 3d de modelos de estudio dental," *Segundo Simposio Regional de Electrónica y Aplicaciones Industriales*, January 2006. 20, 35

[61] W. Boehler, G. Heinz, A. Marbs, and M. Siebold, "3d scanning software: an introduction," *International Workshop on Scanning for Cultural Heritage Recording - Corfu, Greece*, 2002. 21

[62] J. W. B. Bedoya, "Reconstrucción de objetos de forma libre a partir de imágenes de rango empleando una red de parches nurbs," Doctorado en Ingeniería – Sistemas, Universidad Nacional de Colombia – Sede Medellín, 2006. 21

[63] H. Noroozi, T. H. Nik, and R. Saeeda, "The dental arch form revisited," *Angle Orthodontist*, vol. 71, no. 5, pp. 386–389, February 2001. 28

[64] S. J. Rudge, "Dental arch analysis: arch form. a review of the literature," *European Journal of Orthodontics*, vol. 3, pp. 279–284, 1981. 28

[65] V. F. Ferrario, C. Sforza, A. M. Jr., and GianlucaTartaglia, "Mathematical definition of the shape of dental arches in human permanent healthy dentitions," *European Journal of Orthodontics*, vol. 16, pp. 287–294, 1994. 28

[66] J. J. Tomassetti, L. J. Taloumis, J. M. Denny, and J. R. Fischer, "A comparison of 3 computerized bolton tooth-size analyses with a commonly used method," *Angle Orthodontist*, vol. 71, no. 5, pp. 351–357, 2001. 33, 34

[67] O. Zilberman, J. A. V. Huggare, and K. A. Parikakis, "Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models," *Angle Orthodontist*, vol. 73, no. 3, pp. 301–306, 2003. 34

[68] M. Santoro, S. Galkin, M. Teredesaia, O. F. Nicolay, and T. J. Cangialosi, "Comparison of measurements made on digital and plaster models," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 124, no. 1, pp. 101–105, July 2003. 34

[69] M. L. Quimby, K. W. L. Vig, R. G. Rashid, and A. R. Firestone, "The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models," *Angle Orthodontist*, vol. 74, no. 3, pp. 298–303, 2003. 34

[70] P. A. Costalos, K. Sarraf, T. J. Cangialosi, and S. Efstratiadis, "Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the american board of orthodontics objective grading system for dental casts," *American Association of Orthodontists*, vol. 128, no. 5, pp. 624–629, 2005. 34

[71] B. Rheude, P. L. Sadowsky, A. Ferriera, and A. Jacobson, "An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning," *Angle Orthodontist*, vol. 75, no. 3, pp. 300–304, 2005. 34

[72] J. L. Whetten, P. C. Williamson, G. Heo, C. Varnhagen, , and P. W. Major, "The dental arch form revisited," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 130, no. 4, pp. 386–389, October 2006. 34