



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

**Desarrollo de un Sistema de Realidad Virtual Asistido por
Sistemas Hápticos para la Planeación y Entrenamiento de
Cirugías Ortognáticas**

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Doctor en Ingeniería Mecánica

Presenta:

M.C. Eder Hazael Govea Valladares

Asesor:

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo



Acta N° 651
651

Nombre del sustentante

Eder Hazael
García Valladares



Firma del sustentante

En la Ciudad de San Luis Potosí, capital del estado del mismo nombre, a los 27 días del mes de Febrero de 2015, se reunieron ante el suscrito, Secretario General de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, los Señores Ingenieros : _____

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo (asesor)

Dr. Emilio Jorge González Galván

Dr. Ricardo Romero Méndez

Dr. Saúl Tavor Arriaga

Dr. Mauro Eduardo Maya Méndez

con el carácter de Jurado Calificador y con el objeto de celebrar el examen de:

Doctorado en Ingeniería Mecánica

que sustentó el (la) Señor (ita) :

Eder Hazael García Valladares.

De conformidad con el acuerdo dictado por el Señor Rector de la Universidad y en vista de que el (la) sustentante comprobó legalmente haber efectuado todos los estudios profesionales y de posgrado exigidos por el Plan de Estudios en vigor para dicho posgrado.

El examen dio principio a las 12 hrs. 00 minutos y terminó a las 15 hrs. 00 minutos del día de la fecha.

En base al cumplimiento de los requisitos aprobados por el H.

Consejo Directivo para: este programa de

doctorado y conforme a la votación que por escrutinio secreto hizo el H. Jurado Calificador, el (la) sustentante resultó Aprobado por unanimidad.

Para constancia se levantó la presente acta que firman los Señores Sinodales ante el Secretario General de la Facultad que autoriza.

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo. Dr. Saúl Tavor Arriaga.

Dr. Emilio Jorge González Galván

Dr. Ricardo Romero Méndez

Mauro E. Maya Méndez.

Dr. Mauro Eduardo Maya Méndez



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ**

21 de noviembre de 2013

**M.C. EDER HAZAEL GOVEA VALLADARES
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Hugo Iván Medellín Castillo**, Asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Doctor en Ingeniería Mecánica**. Me es grato comunicarle que en la Sesión de Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 21 de noviembre del presente año, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

**“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE REALIDAD VIRTUAL ASISTIDO
POR SISTEMAS HÁPTICOS PARA LA PLANEACIÓN Y
ENTRENAMIENTO DE CIRUGÍAS ORTOGNÁTICAS”**

Introducción.

- I. Antecedentes y estado del arte.
- II. Sistema virtual de cirugía ortognática.
- III. Implementación del sistema.
- IV. Cefalometría virtual háptica.
- V. Osteotomía virtual háptica.

Conclusiones.

Bibliografía.



90
AÑOS DE
AUTONOMÍA
UASLP
Primera Universidad
Autónoma en México

“MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO”

A T E N T A M E N T E



M. I. JORGE ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR. DIRECCION



**FACULTAD
DE INGENIERÍA**

Av. Manuel Nava 8
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel. (444) 826 2330 al39
fax (444) 826 2336
www.uaslp.mx

Copia. Archivo.
*etn.

“90 Años de Autonomía, UASLP Primera Universidad Autónoma en México”



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ

FACULTAD DE INGENIERÍA

Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Posgrado en Ingeniería Mecánica

El firmante, Hugo Iván Medellín Castillo, profesor-investigador de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí

HACE CONSTAR

Que la tesis que tiene por título: Desarrollo de un Sistema de Realidad Virtual Asistido por Sistemas Hápticos para la Planeación y Entrenamiento de Cirugías Ortognáticas

Presentada por el Sr. Eder Hazael Govea Valladares

Para optar al grado de:

Doctor en Ingeniería Mecánica

Ha sido realizada bajo mi dirección.

San Luis Potosí, S.L.P. a 20 de Febrero de 2015

Firma



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado
Aclaración

El presente trabajo que lleva por título

**Desarrollo de un Sistema de Realidad Virtual Asistido por Sistemas Hápticos para la
Planeación y Entrenamiento de Cirugías Ortognáticas**

se realizó en el periodo [Agosto de 2009 - Febrero de 2015] bajo la dirección del Dr. Hugo Iván Medellín Castillo.

Originalidad

Por este medio aseguro que he realizado este documento de tesis para fines académicos sin ayuda indebida de terceros y sin utilizar otros medios más que los indicados.

Las referencias e información tomadas directa o indirectamente de otras fuentes se han definido en el texto como tales y se ha dado el debido crédito a las mismas.

El autor exime a la UASLP de las opiniones vertidas en este documento y asume la responsabilidad total del mismo.

Este documento no ha sido sometido como tesis a ninguna otra institución nacional o internacional en forma parcial o total.

Se autoriza a la UASLP para que divulgue este documento de Tesis para fines académicos.

Nombre y Firma del autor

Eder Hazael Govea Valladares

Resumen

Uno de los tratamientos quirúrgicos más complejos son las cirugías maxilofaciales, esto debido a que se encargan de corregir malformaciones dental-faciales. Una planeación quirúrgica precisa es necesaria para realizar con éxito la cirugía. Sin embargo, el tratamiento es costoso y largo para el paciente, pues la fase de planeación representa el 69% del costo total del tratamiento. Si se pudiera reducir el tiempo de la planeación quirúrgica, se disminuirían grandemente los costos del tratamiento. Además, las habilidades de los cirujanos juegan un papel muy importante dado que la experiencia y la práctica clínica son fundamentales para evitar riesgos en el paciente. Para abatir estas necesidades se han utilizado Sistemas Asistidos por Computadora (Computer Aided Systems, CAS) como un medio de planeación y entrenamiento con el objetivo disminuir los errores humanos en los tratamientos maxilofaciales.

Con el propósito de mejorar la planeación y práctica quirúrgica, en este trabajo de tesis se desarrolla un sistema para investigar y probar que la combinación de sistemas de realidad virtual, sistemas hápticos y visualización 3D es una manera factible, económica y eficiente para resolver las dificultades del proceso de planeación y entrenamiento quirúrgico de cirugías ortognáticas actuales. El trabajo de investigación se enfoca en cinco áreas principales; desarrollo de una plataforma háptica para cefalometría y osteotomía, análisis de distintos tipos de algoritmos para simulación de corte, integración de los elementos para el renderizado visual y háptico, implementación y evaluación del sistema en tareas de cefalometría y la implementación y evaluación del sistema en tareas de osteotomía.

El sistema desarrollado, llamado OSSys (Orthognathic Surgery System), permite la realización de cefalometrías 2D usando radiografías laterales y cefalometrías 3D sobre un modelo de cráneo 3D. Además, OSSys está habilitado para realizar trazado de trayectoria sobre modelos 3D de cráneo y mandíbula para simular el corte de hueso en una osteotomía maxilofacial. Las trayectorias se generan por medios manuales y de forma libre. El diseño de una plantilla quirúrgica para capturar la oclusión postoperatoria es posible en esta plataforma. Adicional a esto, OSSys cuenta con un módulo de entrenamiento de tareas de corte de hueso.

Los resultados de las evaluaciones del sistema OSSys demuestran que el uso de la plataforma visual-háptico en tareas de osteotomía, aumenta la habilidad psicomotora para el mejoramiento de la precisión en el trazado de trayectorias para osteotomía sobre mandíbulas. Así mismo, se muestra que el marcado de puntos con manipulación háptica en tareas de cefalometrías 3D, disminuye la variación y el error en el análisis cefalométrico.

Abstract

One of the most complex surgical treatments are maxillofacial surgery, because it is responsible for correcting facial malformations. A precise surgical planning is necessary for successful surgery. However, treatment is expensive and slow for the patient, because the planning phase represents 69% of the total cost of treatment. If you could reduce the time for surgical planning, greatly lower the costs of treatment. Furthermore, the skills of surgeons play a very important role because the experience and clinical practice is the key to preventing risks to the patient. To restrain these needs have been used Computer Aided Systems (CAS) as a means of planning and training in order to decrease human error in maxillofacial treatment systems.

In order to improve planning and surgical practice, in this thesis a system to investigate and prove that the combination of virtual reality systems, haptics and 3D visualization are a practical, economical and efficient way to resolve difficulties develops the planning process and current surgical training orthognathic surgery. The research work focuses on five main areas; development of a haptic platform for cephalometric and osteotomy, analysis of different types of algorithms for simulation of cutting, integrating elements for visual and haptic rendering, implementation and evaluation cephalometric system and the implementation and evaluation of osteotomy system.

The developed system called OSSys (Orthognathic Surgery System), allows the realization of 2D cephalometric on radiographs, cephalometric 3D on a 3D model of the skull. In addition, OSSys is enabled for plotting trajectory of 3D models to simulate skull and jaw bone cutting maxillofacial osteotomy. The trajectories are generated by manual and free form media. The design of a surgical template to capture postoperative occlusion is possible in this platform. In addition to this, OSSys has a training module bone cutting tasks.

The evaluation results show that the OSSys system using haptic-visual work platform osteotomy, psychomotor skills increases to improve the accuracy for path tracing on jaws osteotomy. It also shows that the marking points with haptic manipulation tasks 3D cephalometric decreases variation and error in the cephalometric analysis.

Agradecimientos

Agradezco profundamente a Dios por darme la oportunidad de finalizar este trabajo doctoral, así como de permitirme vivir la experiencia de todo este maravilloso proceso, que para nada fue fácil pero sí infinitamente enriquecedor profesional y personalmente hablando. Además le estoy muy agradecido por proveerme de la capacidad de resistir el duro trabajo que significó la obtención del grado de doctor, misma que dio pie a levantarme una y otra vez de las caídas generadas por recorrer el “camino”.

Agradezco profundamente a mi familia que me mantuvieron de pie cuando las cosas no precisamente eran fáciles, quienes compartieron angustias y alegrías pero que simplemente estuvieron a un lado como el soporte inquebrantable que el éxito tiene de aliado. Gracias por dejarme ser para hacer y deshacer, aun cuando en muchas ocasiones no se sabía el rumbo o el porqué de las decisiones tomadas, gracias por respetar mi espacio y por siempre preguntar ¿cómo estás? o ¿cómo te va?, por darme refugio y comprensión, aliento y sombra, luz y un motivo más. Muchas gracias por compartir estos cinco años y medio de trabajo duro y de constancia, esta manera loca de no rendirse jamás, de la responsabilidad inquebrantable y la disciplina escondida que se disfraza de desvelo. Esto justo es el mejor premio que tengo para darles, porque me enseñaron y me formaron para ser productivo y buena persona, porque soy quien soy en gran medida debido a Ustedes, mis padres, hermanos, tíos, primos y sobrinos.

Agradezco a mi asesor, el Dr. Hugo Medellín, que de la manera más insólita tuve la fortuna de conocer y desde ese momento hasta la culminación de este trabajo, siempre se mostró profesional, humano, atento, interesado, inteligente y respetuoso, pero sobre todo le agradezco porque siempre confió en mí para la realización de este proyecto. Todo el tiempo me hizo sentir que tenía lo suficiente para lograr el objetivo que nos habíamos planteado, por comprender situaciones que se salían del ámbito académico y/o profesional y porque siempre estuvo en condición para dirigirme y enseñarme lo que tenía que ser. Le agradezco las discusiones y los puntos de vista distintos, por no perder la fe y por ser lo suficientemente paciente para tolerar mis modos, mi carácter y la pasión por mi trabajo, gracias maestro.

Agradezco a mis sinodales y profesores del CIEP, a los cuales les debo horas de desvelo pero sobre todo mucho conocimiento. Gracias por sus comentarios siempre oportunos, atenciones y disposición e interés por mi tema de tesis. Gracias por la oportunidad de estar y pertenecer al posgrado de la UASLP y por la formación tan integra que recibí de parte de todos.

Agradezco inmensamente a todos los cómplices disfrazados de colegas que siempre fueron y serán grandes amigos, por el apoyo incondicional brindado a un servidor. Gracias por hacer de este viaje llamado doctorado un muy ameno modo de vivir, por los buenos y malos momentos que se compartieron y por los que aún faltan. Gracias totales al Dr. Raúl Chávez, al

Dr. Andrés Acosta y al Dr. Alejandro Cervantes por que el hecho de haber vivido a lado de ustedes, ya hace que haya valido la pena el sacrificio de estos casi seis años. Gracias por los consejos, regaños, ánimos y los ratos de ocio. Gracias por simplemente ser amigos antes que profesionistas y vaya que son grandes profesionales.

Agradezco a los anfitriones en el extranjero que me brindaron la posibilidad de aprender cosas nuevas, me proporcionaron los medios para desarrollar mi trabajo y me dieron la oportunidad de viajar y conocer países, ciudades y sistemas distintos, gracias al Dr. Lim, al Dr. Ritchie, al Dr. Miguel Florido y a Jorge Ballesteros.

Agradezco a los compañeros del posgrado Luis, Fer, Raúl, Memo, Matus, Vero, Joselito, Tembla, Mota, Lomelí, Enrique, Víctor, Yorch, pero muy en especial al Dr. Germánico González. Agradezco a las muchachas de Estomatología, Viri, Dulce, Erandi, Ale y Lorena. Al cirujano maxilofacial Dr. Jesús Martínez Bravo y a los ortodoncistas la Dra. Cytia Nohemí Pérez Guerrero y al Dr. José Luis Hernández Cerda. También gracias a los dentistas José Gil, Arely, Ballin y Omar. Gracias también a la banda de Edimburgo Ginni, Vicente, Gaby, Rodrigo, Edgar, Valero, Isaac, Rodrigo, Opazo, Adriana, Marcela, McGregor, Paty, Nacho, Beto, Armando, Bohle, Marita, Einar, Shane y Valery.

Índice

Resumen	I
Abstract	II
Agradecimientos	III
Índice	V
Índice de Figuras	IX
Índice de Tablas	XIII
Glosario	XIV
Publicaciones Relacionadas	XV
Introducción	1
Justificación y Planteamiento del Trabajo	3
Hipótesis	4
Objetivo General	4
Objetivos Específicos	5
Organización del Trabajo	5
1. Antecedentes y Estado del Arte	7
1.1 Realidad Virtual	7
1.1.1 Sistemas de realidad virtual	8
1.1.2 Arquitectura de los sistemas de realidad virtual.....	8
1.1.3 Descripción de los componentes de un sistema de realidad virtual	9
1.1.4 Características de los sistemas de realidad virtual	10
1.1.5 Aplicaciones de los sistemas de realidad virtual	10
1.2 Sistemas hápticos	12
1.2.1 Clasificación de los dispositivos hápticos.....	13
1.2.2 Sistemas de realidad virtual asistidos por sistemas hápticos	15
1.2.3 Aplicaciones de los sistemas hápticos	16
1.3 Cirugía Ortognática	16
1.3.1 Osteotomía sagital bilateral de rama mandibular	18
1.3.2 Corrección de mentón	20
1.3.3 Procedimiento quirúrgico.....	21
1.3.4 Planeación quirúrgica	22
1.3.5 Análisis cefalométricos	23
1.3.6 Cirugías virtuales asistidas por computadora.....	25
1.3.6.1 Consideraciones de los simuladores quirúrgicos.....	27
1.3.6.2 Ventajas de los simuladores quirúrgicos	27
1.4 Revisión bibliográfica	28
1.4.1 Simuladores quirúrgicos	28
1.4.2 Sistemas virtuales de cirugía ortognática.....	29
1.4.3 Cirugía maxilofacial virtual	30
1.4.4 Osteotomías virtuales.....	32

1.4.5	Cefalometría virtual 2D y 3D	35
1.4.6	Discusión.....	38
2	Sistema Virtual de Cirugía Ortognática.....	44
2.1	Descripción del sistema	44
2.2	Módulo de entrada de datos	49
2.2.1	Imágenes	49
2.2.2	Modelos 3D.....	49
2.3	Módulo de visualización.....	50
2.4	Módulo de cefalometría.....	51
2.5	Módulo de osteotomía virtual	54
2.5.1	Osteotomía con planos de corte.....	54
2.5.2	Osteotomía con trayectoria manual	55
2.6	Módulo plantilla de apoyo quirúrgico	56
2.7	Módulo manipulación háptica.....	58
2.8	Módulo de exportación de datos	59
2.9	Módulo para entrenamiento y evaluación.....	60
3	Implementación del Sistema	63
3.1	Interface gráfica de usuario.....	63
3.2	Descripción de la aplicación	64
3.2.1	Menús.....	64
3.2.2	Vistas	64
3.3	Vinculación entre VTK y HAPI.....	65
3.3.1	Funciones implícitas	67
3.3.2	Funciones implícitas sobre contornos.....	68
3.3.3	Operaciones booleanas.....	69
3.3.4	Espacio de trabajo.....	70
3.4	Métodos y algoritmos de osteotomía virtual.....	71
3.4.1	Disminución de los elementos del modelo	71
3.4.2	Segmentación de la mandíbula.....	71
3.4.3	Múltiples objetos de corte	75
3.4.4	Generación de la trayectoria de corte	76
3.5	Implementación de operaciones booleanas.....	77
3.6	Desempeño del sistema	77
3.7	Simulación de una osteotomía mandibular manipulada en Blender	79
3.7.1	Librerías	81
3.7.2	Objetos del escenario	82
3.7.3	Game Engine. Interacción con el usuario	83
3.7.4	Edición de modelos.....	84
3.7.5	Osteotomía virtual	86
3.7.6	Resultados	86
4	Cefalometría Virtual Háptica	89

4.1	Métodos y algoritmos de cefalometría virtual	89
4.1.1	Cefalometría 2D	91
4.1.1.1	Cálculo de distancias para la cefalometría 2D.....	93
4.1.1.2	Cálculo de los ángulos para la cefalometría 2D	93
4.1.2	Cefalometría 3D	94
4.1.2.1	Cálculo de distancias para la cefalometría 3D.....	95
4.1.2.2	Cálculo de los ángulos para la cefalometría 3D	95
4.2	Evaluación del sistema en tareas de cefalometría	95
4.2.1	Metodología de evaluación	96
4.2.2	Casos de estudio	97
4.2.3	Participantes	97
4.2.4	Metodología experimental	98
4.2.5	Evaluación del desempeño	100
4.2.6	Cuestionarios de evaluación.....	100
4.3	Resultados	101
4.3.1	Cefalometría 2D	101
4.3.2	Cefalometría 3D	105
4.4	Análisis y discusión de resultados.....	107
4.4.1	Cefalometría 2D	107
4.4.2	Cefalometría 3D	108
4.4.3	Plataforma OSSys.....	109
5	Osteotomía Virtual Háptica	111
5.1	Métodos y algoritmos de osteotomía virtual.....	111
5.2	Evaluación del sistema en tareas de osteotomía	113
5.2.1	Metodología general	113
5.2.2	Caso de estudio.....	115
5.2.2.1	Mentoplastía	115
5.2.2.2	Corte sagital.....	115
5.2.3	Participantes	116
5.2.4	Explicación de la técnica y cortes.....	117
5.2.5	Entrenamiento visual y entrenamiento háptico visual	117
5.2.6	Osteotomía visual y osteotomía háptico-visual.....	118
5.2.7	Osteotomía en un modelo físico	119
5.2.8	Obtención de las trayectorias	120
5.2.9	Contabilización del tiempo requerido.....	122
5.2.10	Comparación de resultados	123
5.3	Resultados	123
5.4	Análisis y discusión de resultados.....	124
5.4.1	Tiempo en completar la tarea	124
5.4.2	Error en las trayectorias de corte.....	130
	Conclusiones.....	134

Trabajo Futuro	137
Bibliografía.....	139
Apéndices.....	157
Apéndice A	157
Apéndice B	158
Apéndice C	159
Apéndice D	160
Apéndice E.....	162
Apéndice F.....	167
Apéndice G	168
Apéndice H	169

Índice de Figuras

Figura 1. Problemas maxilofaciales más comunes en candidatos a una cirugía correctiva: a) prognatismo, b) retrognatismo, c) mordida abierta, d) asimetría, e) sonrisa gingival.	1
Figura 2. Planeación estratégica de la cirugía maxilofacial de una sola mandíbula.	5
Figura 1.1. Componentes de los sistemas de realidad virtual.	9
Figura 1.2. Dispositivos hápticos: a) escritorio, b) tridimensionales, c) táctiles, d) exoesqueletos.	14
Figura 1.3. Diagrama general de la arquitectura de un sistema de realidad virtual – háptico.	15
Figura 1.4. Procedimiento manual de corte mandibular: a) en yeso, b) en hueso	18
Figura 1.5. Procedimiento quirúrgico de la osteotomía sagital Clase II: a) prognatismo diagnosticado, b) ortodoncia pre operatorio, c) corte de la mandíbula, d) fijación.	19
Figura 1.6. Procedimiento quirúrgico de la osteotomía sagital Clase I: a) retrognatismo diagnosticado, b) trazado de las trayectorias, c) corte de la mandíbula y fijación, d) osteointegración.	19
Figura 1.7. Procedimiento quirúrgico para corrección de mentón: a) mentón retraído b) trazo de la línea guía c) movimiento del mentón y fijación d) resultado al final de la mentoplastia.	20
Figura 1.8. Trazos cefalómetros sobre una radiografía.	22
Figura 1.9. Ubicación de los puntos cefalométricos craneales.	25
Figura 1.10. Simulación quirúrgica con realidad virtual.	26
Figura 1.11. Simulación virtual de un proceso de endoscopia.	26
Figura 2.1. Arquitectura general del sistema OSSys.	45
Figura 2.2. Interacción de los módulos de OSSys.	46
Figura 2.3. Interfaz háptica del sistema OSSys: a) Omni, b) Falcon.	47
Figura 2.4. Diagrama de flujo general de los procesos de renderizado gráfico y visual.	47
Figura 2.5. Renderizado 3D de la mandíbula y el cursor: a) visual b) háptico.	48
Figura 2.6. Proceso de actualización del sistema OSSys.	48
Figura 2.7. Radiografía lateral en OSSys.	49
Figura 2.8. Metodología para el renderizado gráfico de modelos 3D.	50
Figura 2.9. Procedimiento general para la realización de cefalometrías 2D/3D en OSSys.	51
Figura 2.10. Marcado de puntos (verde) y líneas (rojo y amarillo) del análisis cefalométrico.	52
Figura 2.11. Reporte del análisis cefalométrico de Steiner.	52
Figura 2.12. Corte longitudinal del cráneo para visualizar puntos internos: a) cuadro de diálogo para desplazar el corte, b) un corte a la mitad del cráneo, c) vista lateral del corte por mitad, d) colocación de la radiografía en el plano de la sección.	53
Figura 2.13. Herramienta para medir colocando dos puntos: a) sobre una imagen 2D, b) sobre un modelo 3D.	54
Figura 2.14. Plano para indicar el corte del modelo: a) vista frontal de la mandíbula b) vista posterior de la mandíbula.	55
Figura 2.15. Corte del modelo reconstruido después del corte: a) sección de las dos ramas de la mandíbula b) hueco generado por el corte c) recubrimiento del hueco.	55
Figura 2.16. Osteotomía virtual: a) mandíbula, b) cráneo.	56
Figura 2.17. Procedimiento de osteotomía virtual: a) antes del corte, b) modelo final cortado, c) trayectoria del corte (rojo), d) volumen cortado.	56
Figura 2.18. Diseño de la plantilla quirúrgica.	57

Figura 2.19. Plantilla de apoyo quirúrgico: a) colocación inicial de la plantilla entre los maxilares, b) modelo renderizado en pantalla con marcas dentales.	57
Figura 2.20. Dispositivos hápticos: a) SensAble Phantom Omni, b) Novint Falcon.	58
Figura 2.21. Selección de cursor háptico de la plataforma OSSys: a) pieza de mano de alta velocidad b) esfera.	59
Figura 2.22. Relación de la posición del cursor y dispositivo háptico para la manipulación háptica[273].	59
Figura 2.23. Productos exportados por OSSys: a) Modelo STL de la plantilla quirúrgica, b) archivo txt con los resultados de análisis cefalométrico.	60
Figura 2.24. Procedimiento del entrenamiento: a) primer corte, b) segundo corte, c) tercer corte.	61
Figura 2.25. Renderizado visual de todas las trayectorias.	61
Figura 2.26. Procedimiento para el entrenamiento guiado.	62
Figura 2.27. Error en el entrenamiento: a) área, b) mensaje.	62
Figura 3.1. Interfaz gráfica de usuario de OSSys.	63
Figura 3.2. Vistas ortogonales: a) Frontal, b) superior, c) lateral derecha, d) lateral izquierda.	65
Figura 3.3. Metodología para la vinculación H3DAPI -VTK.	66
Figura 3.4. Corte de mandíbula con operaciones implícitas.	68
Figura 3.5. Corte de mandíbula con funciones implícitas de contornos.	68
Figura 3.6. Algebra de Boole: a) elemento engrane (A) y esfera (B), b) algebra de Boole.	69
Figura 3.7. Aplicación de las OB: a) suma, b) intersección, c) diferencia.	70
Figura 3.8. Espacio de trabajo háptico-visual.	71
Figura 3.9. Mandíbula virtual segmentada.	72
Figura 3.10. Implementación de la segmentación.	73
Figura 3.11. Dos esferas: a) unión, b) intersección, c) diferencia.	73
Figura 3.12. Cubo y esfera: a) unión, b) intersección c) diferencia.	74
Figura 3.13. Mandíbula de alta resolución y la esfera cursor: a) unión, b) intersección, c) diferencia.	74
Figura 3.14. Creación de esferas por cada punto capturado.	75
Figura 3.15. Extrusión con una polilínea guía.	77
Figura 3.16. Procedimiento para la implementación de la osteotomía virtual en Blender.	80
Figura 3.17. Modo Scripting en la plataforma Blender.	81
Figura 3.18. Escenario de la simulación: a) modo ejecución, b) modo edición.	83
Figura 3.19. Modo Logic de Game Engine.	84
Figura 3.20. Modificador Operación Booleana.	85
Figura 3.21. Elementos edición y renderizado de la mandíbula.	85
Figura 3.22. Caso de estudio en el sistema VOSS: a) malformación, b) posición inicial de corte.	87
Figura 3.23. Proceso de corte: a) con taladro de alta velocidad, b) con sierra sagital.	87
Figura 3.24. Nuevo modelo: a) manipulación, b) reubicación, c) unión.	88
Figura 4.1. Ayuda visual indicando el punto que hay que localizar sobre la radiografía.	90
Figura 4.2. Puntos cefalométricos de acuerdo a Steiner.	91
Figura 4.3: Cefalometría en 2D: a) puntos b) puntos y líneas visibles.	92
Figura 4.4: Reporte de la cefalometría al terminar la marcación de puntos: a) en pantalla, b) en archivo de texto.	93
Figura 4.5: Marcado de puntos externos en la cefalometría 3D: a) externo, b) imagen de referencia.	95
Figura 4.6: Metodología para la evaluación de la cefalometría virtual.	96

Figura 4.7: Casos de estudio para la evaluación de la cefalometría virtual: a) caso 1, b) caso 2, c) caso 3, d) caso 4, caso 5.....	97
Figura 4.8: Participante realizando la cefalometría en OSSys: a) 3D y b) 2D.	98
Figura 4.9: Plataforma de entrenamiento háptico.	99
Figura 4.10: Metodología experimental para cefalometrías 2D y 3D.....	99
Figura 4.11. Promedio de los errores obtenidos por los novatos (N), semi expertos (S) y los expertos (E) al trazar la totalidad de los puntos, en comparación con el trazado manual.	101
Figura 4.12. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 1: a) gráficamente, b) numéricamente.	103
Figura 4.13. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 2: a) gráficamente, b) numéricamente.	103
Figura 4.14. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 3: a) gráficamente, b) numéricamente.	104
Figura 4.15 .Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 4: a) gráficamente, b) numéricamente.	104
Figura 4.16. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 5: a) gráficamente, b) numéricamente.	105
Figura 4.17: Promedio del tiempo en segundos en cada caso: a) gráficamente, b) numéricamente.	105
Figura 4.18: Cefalometría 3D: a) marcaje y calculo en el espacio 3D, b) marcaje en el espacio 3D y cálculo de los puntos proyectados en un plano 2D.	105
Figura 4.19: Valores cefalométricos obtenidos en la cefalometría 2½D: a) gráficamente, b) numéricamente.	106
Figura 4.20: Valores cefalométricos cefalometría 3D: a) gráficamente, b) numéricamente.	106
Figura 4.21. Desviaciones estándar de los datos cefalométricos en los procesos 2D, 2½D y 3D: a) gráficamente, b) numéricamente.	107
Figura 4.22: Resultados de las encuestas sobre las cefalometrías 2D y 3D.	109
Figura 4.23: Experiencia de los novatos (N), semi-expertos (S) y expertos (E), al usar el sistema háptico-virtual OSSys: a) gráficamente, b) numéricamente.	110
Figura 5.1. Metodologías implementadas en OSSys: a) Simulación de osteotomía, b) corte de hueso.	112
Figura 5.2. Corte de hueso con manipulación háptica: a) cursor háptico, b) Polilínea de corte, c) trayectoria 3D, d) mandíbula final.	113
Figura 5.3. Metodología general de pruebas de osteotomía.	114
Figura 5.4. Trayectoria ideal de la mentoplastía.....	115
Figura 5.5. Cortes ideales marcados sobre una mandíbula de hueso real: a) sagital exterior, b) sagital superior, c) sagital interior.	116
Figura 5.6. Medios visuales: a) mentoplastía, b) corte sagital, c) mentoplastía en paciente, d) corte sagital en paciente.....	117
Figura 5.7. Entrenamiento háptico: a) mover objetos, b) empujar objetos, c) trazar líneas, d) corte de hueso.	118
Figura 5.8. Cortes en el proceso de entrenamiento de la osteotomía virtual con retroalimentación háptica: a) mentoplastía, b) corte sagital exterior, c) corte sagital superior, d) corte sagital posterior.	119
Figura 5.9. Herramientas para el corte real: a) herramienta de alta velocidad, b) mandíbula real.....	120
Figura 5.10. Corte del modelo físico: a) mentoplastía, b) sagital exterior, c) sagital superior.	120

Figura 5.11. Áreas correspondientes al 100% de error: a) mentoplastía, b) sagital exterior, c) sagital superior, d) sagital posterior.	121
Figura 5.12. Trayectoria de la mentoplastía ideal (línea negra) y la hecha por el participante (línea azul): a) fotografía, b) en CAD, error en rojo.	121
Figura 5.13. Trayectoria del corte sagital exterior ideal (línea negra), y la hecha por el participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.	122
Figura 5.14. Trayectoria del corte sagital superior ideal (línea negra) y la del participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.	122
Figura 5.15. Trayectoria del corte sagital posterior ideal (línea negra) y la del participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.	122
Figura 5.16. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía y el corte sagital real, Grupo I.	125
Figura 5.17. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía, Grupo II.	125
Figura 5.18. Tiempo en segundos en realizar el corte sagital, Grupo II.	126
Figura 5.19. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía, Grupo III.	126
Figura 5.20. Tiempo en segundos en realizar el corte sagital, Grupo III.	127
Figura 5.21. Tiempo en segundos de la mentoplastía real, Grupo I, Grupo II y Grupo III.	128
Figura 5.22. Tiempo en segundos del corte sagital real, Grupo I, Grupo II y Grupo III.	128
Figura 5.23. Error de los usuarios para la mentoplastía Grupo I, Grupo II y Grupo III.	130
Figura 5.24. Error de los usuarios para el corte sagital Grupo I, Grupo II y Grupo III.	131
Figura 5.25. Promedio del error en la mentoplastía y corte sagital, Grupo I, Grupo II y Grupo III.	131
Figura 5.26. Promedio del error global Grupo I, Grupo II y Grupo III.	132

Índice de Tablas

Tabla 1.1. Software comercial para cefalometría.....	35
Tabla 1.2. Plataformas de cefalometrías.....	39
Tabla 1.3. Plataformas de cirugía maxilofacial.....	41
Tabla 1.4: Plataformas de osteotomía virtual	42
Tabla 1.5: Comparativo entre plataformas de osteotomía virtual.....	43
Tabla 3.1. Menús y submenús de la plataforma OSSys	64
Tabla 3.2. Resultados del algoritmo de segmentación.....	75
Tabla 3.3. Listado de hardware donde se evaluó el sistema OSSys.....	78
Tabla 3.4. Tiempo de Renderizado Visual (RV) y Renderizado Háptico (RH) en el sistema OSSys, segundos.....	78
Tabla 4.1: Valores cefalométricos.....	90
Tabla 4.2. Capacidades de la plataforma virtual.....	91
Tabla 4.3 Cefalometría virtual 2D: Promedio de los valores obtenidos por novatos N, semi-expertos S, expertos E, y por un experto por el método manual M.....	102
Tabla 5.1. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo I.....	123
Tabla 5.2. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo II.....	123
Tabla 5.3. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo III.....	124
Tabla 5.4. Análisis de varianza del tiempo invertido en la mentoplastía.....	129
Tabla 5.5. Análisis de varianza del tiempo invertido en el corte sagital.....	129
Tabla 5.6. Análisis de varianza del error obtenido en la mentoplastía.....	132
Tabla 5.7. Análisis de varianza del error obtenido en el corte sagital.....	132

Glosario

NHS	National Health Service
CAS	Computer Aided Systems
VR	Virtual Reality
MIS	Minimally Invasive Surgery
OSBRM	Osteotomía Sagital Bilateral de Rama Mandibular
SQ	Simulador Quirúrgico
OPS	Orthognathic Positioning System
TC	Tomografía Computarizada
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
CMF	Cranio Maxillo Facial
CASSOS	Computer-Assisted Simulation System for Orthognathic Surgery
SSRO	Sagittal Split Ramus Osteotomy
IVRO	Intraoral Vertical Ramus Osteotomy
SLO	Short Lingual Osteotomy
OSSys	Osteotomy Surgery System
MFC	Microsoft Foundation Classes
SCP	Surface Contact Point
HIP	Haptic Interface Point
GUI	Graphical User Interface
ID	Identificación
OB	Operaciones Booleanas
OBB	Oriented Bounding Box
RV	Renderizado Visual
RH	Renderizado Háptico
GE	Game Engine
VOSS	Virtual Osteotomy Simulator System
N	Novatos
S	Semi- profesionales
E	Expertos
M	Manual

Publicaciones Relacionadas

Govea-Valladares E H, Medellin-Castillo H I, Pérez-Guerrero CN, Gil-Valladares J. Use of haptics and virtual reality to enhance the accuracy of cephalometric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. Elsevier Editorial System. (Enviado)

E. Govea-Valladares, Hugo I. Medellín-Castillo, Miguel A. Rodríguez-Florido, J. Ballesteros. *Modelling Virtual Reality Scenarios for Computer Assisted Biomedical Engineering Applications*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Taylor & Francis. (Enviado).

Govea-Valladares E.H., Medellín-Castillo H.I., Lim, T., Khambay B., Rodríguez-Florido M., Ballesteros J. Development of a Virtual Simulator for Planning Mandible Osteotomies in Orthognathic Surgeries. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 33 (2), pp 147-158, 2012.

Hugo Medellín, Germánico González, Raquel Espinosa, Eder Govea, Theodore Lim. Desarrollo de Aplicaciones de Realidad Virtual y Sistemas Hápticos en Ingeniería, Medicina y Arte. Congreso Interdisciplinario de Cuerpos Académicos (CICA) 2014 Conference pp. 77-93, 2014.

Govea-Valladares E., Medellín-Castillo H.I., Fletcher C., Lim T., Ritchie J., Yan X., Arnez V., Hernandez E. Idealising mesh modelling for haptic enabled services and operands. *Proceedings of the 37th International MATADOR 2012 Conference* pp. 93-96, 2013.

Yan X.-T., Hernandez E., Arnez V., Govea E., Lim T., Li Y., Corney J., Villela V. A novel haptic model and environment for maxillofacial surgical operation planning and manipulation. *Proceedings of the 37th International MATADOR 2012 Conference* pp. 109-112, 2013.

Gonzalez G., Govea E.H., Medellin H.I. Performance evaluation of two different haptic devices in virtual assembly task, Congreso Mexicano de Robótica (COMROB 2010).

Introducción

Uno de los tratamientos quirúrgicos más comunes y complejos en la cirugía maxilofacial es la corrección de imperfecciones dental-faciales, en donde se requiere de una planeación quirúrgica precisa para lograr el éxito de la cirugía [1]. Las deformidades faciales se producen en los casos en que ha habido un exceso o falta de crecimiento del hueso que forma la cara, provocando un crecimiento anormal del rostro. Cualquier hueso facial puede verse afectado por esta alteración (nariz, pómulos, mentón, mandíbula, etc.), dando lugar a una falta de armonía funcional y estética en el rostro [2]. Los problemas más comunes de deformidades dental-faciales se ilustran en la Figura 1 se puede apreciar las afectaciones fisonómicas y la mala oclusión por diferentes problemas en los maxilares y sus afectaciones en la estética facial como el prognatismo, retrognatismo, asimetría, sonrisa gingival y la mordida abierta. Las actividades de los hospitales y cirujanos hoy en día son tan extensas que no es posible evaluar todas las estrategias para llevar a cabo la operación [3].

El modelo de planeación quirúrgica convencional implica el realizar un modelo dental del paciente el cual se monta en un mecanismo articulado [4][5], en donde todos los componentes dentales son identificados, cortados y reposicionados de acuerdo a las necesidades particulares del paciente, permitiendo de esta manera la fabricación de plantillas para asistir el proceso de osteotomía durante la cirugía. La precisión de este proceso convencional de planeación quirúrgica depende de la precisión del modelo, del mecanismo, del ajuste manual y de la fabricación de la plantilla, por lo que este proceso implica un alto riesgo de tener una mala precisión [6], afectando los resultados finales de la operación, los cuales en ocasiones pueden llegar a una segunda cirugía correctiva [4][5][6].

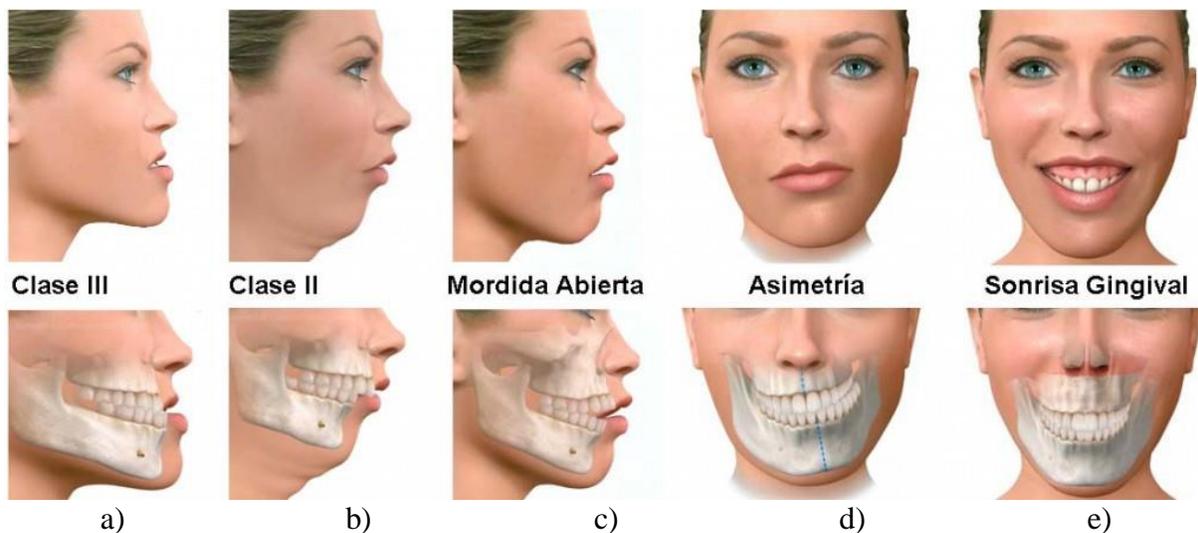


Figura 1. Problemas maxilofaciales más comunes en candidatos a una cirugía correctiva: a) prognatismo, b) retrognatismo, c) mordida abierta, d) asimetría, e) sonrisa gingival [7].

La planeación, valoración y evaluación quirúrgica por lo general representan el 69% del costo total del tratamiento, de lo cual 25% está relacionado a la manufactura de consumibles para la operación (plantillas, moldes, etc.) [3]. Una operación típica de una sola mandíbula requiere en promedio 13 horas efectivas de planeación, análisis y evaluación, y 4 horas en quirófano. Si se pudiera reducir el tiempo de la planeación quirúrgica, se podrían reducir gradualmente los costos del tratamiento. El costo promedio del tratamiento por paciente es de 2 millones de pesos, de acuerdo a cifras obtenidas del servicio de salud nacional del Reino Unido, (National Health Service, NHS). Mientras que en México el costo del tratamiento es de aproximadamente 600 mil pesos, considerando desde la primera consulta hasta la alta médica.

Entre los trabajos de investigación relacionados a la cirugía maxilofacial, se encuentra el trabajo hecho por Bohner et al [6], quien aplicó los conceptos de planeación y ensamble industrial a las cirugías cráneo maxilofaciales. Aoki et al [8] computarizó la planeación quirúrgica y predicción postoperatoria usando un modelo 3D de la cabeza y una simulación quirúrgica del corte y movimiento de segmentos de hueso utilizando el ratón de la computadora. Por su parte, Zachow et al [9] realizó la planeación de osteotomías usando líneas en 2D proyectadas sobre una superficie 3D, dándole al cirujano la impresión de estar dibujando directamente sobre el modelo 3D. Por su parte Olszewski propuso en [10] el uso de la realidad aumentada para realizar la planeación maxilofacial de manera más precisa.

A pesar de los avances en los sistemas asistidos por computadora (Computer Aided Systems, CAS)[11], el problema de planeación quirúrgica sigue siendo un problema de gran relevancia [10][12][13][14]. De hecho, todavía no es muy claro si la planeación quirúrgica virtual está bien correlacionada con los resultados clínicos postoperatorios [5][10][12][13][14]. Adicionalmente, la medición apropiada de las habilidades y riesgos quirúrgicos, así como la interactividad háptica en la planeación de osteotomías y retroalimentación cognitiva, son todavía aspectos que aún no se han incluido en los sistemas CAS actuales.

Pocos grupos de investigación se han enfocado en realizar una planeación quirúrgica integral 3D. El ambiente háptico virtual para la planeación de una osteotomía presentado por Burget et al [15] considera el tejido blando y su uso para predecir la apariencia postoperatoria. El sistema de Realidad Virtual (Virtual Reality, VR) de Eriksson [16], se enfoca en el realismo para representar de manera eficiente los efectos del desbaste de hueso. Zachow et al [17] comentaron que “todavía no existe un sistema de planeación quirúrgica que integre todos los requerimientos esenciales para ser utilizado clínicamente”, y sugirieron que la retroalimentación de fuerza proporciona el uso intuitivo del sistema.

Por su parte, Harders et al [18] hicieron una discusión de las especificaciones de los CAS (habilidad de reproducir los movimientos y fuerzas de manera precisa, rentable, plataformas de arquitectura abierta), así como las áreas en donde la retroalimentación háptica requiere ser investigada (el renderizado háptico, simulación de tejidos blandos, interacción entre cuerpos

rígidos virtuales y la exploración de datos volumétricos con características auditivas, visuales y hápticas).

Justificación y Planteamiento del Trabajo

La planeación quirúrgica en 3D hoy en día se enfoca y especializa en el uso de software para el área de la medicina [19]. Sin embargo en muchas ocasiones, el software no es la única solución debido a las deficiencias en métodos y técnicas en los procedimientos manuales. Tal es el caso de las cirugías maxilofaciales, cuya planeación depende del análisis cefalométrico durante el tratamiento de ortodoncia [20]. La cefalometría es el nombre que se da a las medidas que se obtienen del cráneo humano, por lo general realizadas por radiografías. La confiabilidad de la cefalometría es afectada por la calidad de la radiografía, experiencia del examinador, conocimientos anatómicos del ortodoncista, tiempo invertido en el análisis, complejidad anatómica de la región, técnica radiográfica, exactitud y precisión del ortodoncista en localizar el punto, ya que muchos puntos son difíciles de localizar y la opinión del observador sobre la localización exacta puede variar al azar [21].

Además, la cirugía depende fundamentalmente del sentido del tacto y la vista, en donde la coordinación de la mano y el ojo es vital; sin embargo, la interacción física en el desarrollo y adquisición de habilidades y planeación quirúrgica en los sistemas CAS todavía no han sido muy bien exploradas [19][22]. Por otro lado, la situación en hospitales a menudo presenta una característica en la cual los estudiantes y residentes jóvenes tienen papeles de observadores solamente [19]. Las habilidades quirúrgicas son generalmente evaluadas subjetivamente en relación al tiempo de actividad en quirófano que el médico tiene, especialmente cuando se evalúa la capacidad y experiencia de un cirujano [23]; algo similar a lo que pasa en aeronáutica, la experiencia de los pilotos es evaluada en términos de horas de vuelo. Sin embargo, las evaluaciones subjetivas pueden no ser totalmente equilibradas ya que en muchas ocasiones la participación en cirugías puede estar sujeta a la disponibilidad y preferencia que el cirujano pueda tener respecto al estudiante o residente joven [24]. Por lo que la práctica es muy importante para que un cirujano pueda tener éxito en sus intervenciones quirúrgicas [25], pero el costo en quirófano es demasiado alto. Hoy en día se tienen muchos problemas con los sistemas de planeación quirúrgica asistida por computadora debido a que no tienen la característica de poder transferir la información de la planeación al quirófano [26] y poco colaboran con el mejoramiento de la precisión en el adiestramiento. Poca atención se ha dado a la evaluación de las habilidades psicomotoras que con llevan las técnicas de intervención quirúrgica [22][27][28]. Estas limitantes de los sistemas CAS pueden ser tratadas e investigadas dentro de un ambiente virtual y háptico, lo cual resulta factible y económico, y así poder resolver estas dificultades actuales en la planeación quirúrgica moderna. Para afrontar estos problemas, el presente trabajo de investigación se ha encaminado al desarrollo sistemas basados en técnicas de realidad virtual y dispositivos hápticos como un medio por el cual sea posible llevar a cabo una planeación

estratégica efectiva y el mejoramiento de la técnica quirúrgica en práctica de procedimientos quirúrgicos, en particular en el área de cirugía maxilofacial.

Hipótesis

En los años 90's se creía que el realismo era crucial para llevar a cabo una planeación quirúrgica efectiva, sin embargo, recientemente se ha observado que mediante el uso de sistemas VR sencillos y herramientas inteligentes de posicionamiento, la planeación clínica se ve mejorada en comparación con los métodos tradicionales o manuales [29]. Esta filosofía de aprovechar los sistemas de realidad virtual se aplica en este proyecto. Con un enfoque de planeación quirúrgica estratégica, en lugar de un enfoque muy realista, se pretende demostrar la aplicación práctica e importancia del uso de tecnologías modernas VR y sistemas hápticos en el mundo de la cirugía.

Por tanto, la hipótesis que se pretende probar con el proyecto es que mediante la combinación de sistemas de realidad virtual, sistemas hápticos y visualización 3D las limitantes de los sistemas CAS pueden ser tratadas e investigadas de manera factible y económica, resolviendo así las dificultades actuales en la planeación quirúrgica moderna. Adicionalmente se prevé que mediante el uso de un ambiente virtual-háptico es posible realizar eficientemente el proceso de planeación y entrenamiento quirúrgico, en principio se enfocará a cirugías dental-faciales. Dicha combinación permitiría integrar el sentido de tacto (interacción física) y la intuición a la planeación y entrenamiento quirúrgico. Se pretende probar que el uso de ambientes virtual-háptico puede acelerar el proceso de adquisición de experiencia por parte de estudiantes o médicos jóvenes, incrementando su nivel de confianza al practicar sus primeras cirugías en la vida real.

Objetivo General

Por lo anterior, el trabajo de investigación doctoral tiene como principal objetivo el investigar el uso de sistemas hápticos y la realidad virtual en la planeación, evaluación y entrenamiento quirúrgico. La investigación se centrará en el caso particular de cirugías para el tratamiento de malformaciones maxilofaciales de mandíbula. En la Figura 2 se muestra un diagrama general de la metodología convencional para el tratamiento de malformaciones faciales por medio de la cirugía ortognática. Este procedimiento comienza con el diagnóstico de la malformación, la cual no puede ser solucionada y/o atendida solo con alineación y movimientos dentales. El siguiente paso consiste en la intervención de un ortodoncista, quien realizará la alineación dental superior e inferior según se requiera utilizando los *brackets* como principal herramienta. Una vez concluido el protocolo de ortodoncia se realiza al paciente un estudio cefalométrico para determinar el grado de deformación facial y la obtención de guías numéricas para mover, cortar, seccionar o alargar el hueso; información útil para corregir la malformación.

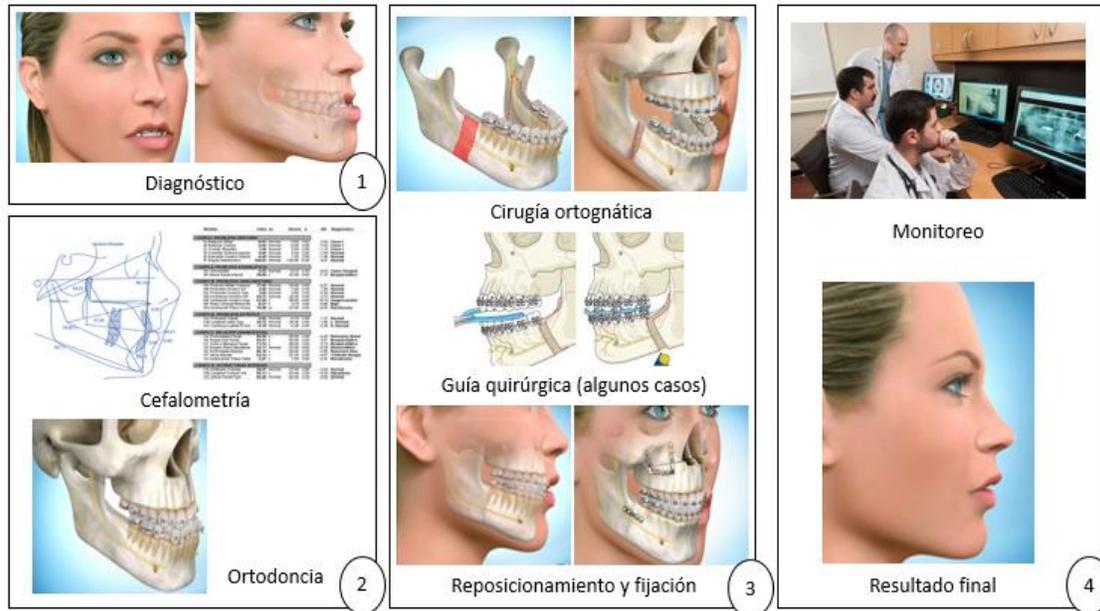


Figura 2. Planeación estratégica de la cirugía maxilofacial de una sola mandíbula.

Objetivos Específicos

Los objetivos específicos del proyecto doctoral son:

1. Revisar el estado del arte de los sistemas de cirugía asistida por computadora.
2. Desarrollar un sistema o plataforma de simulación quirúrgica VR-háptica, con capacidad para manipular modelos anatómicos 3D.
3. Realizar cefalometrías virtuales 2D/3D.
4. Realizar la manipulación y el corte preciso del hueso utilizando el sistema háptico.
5. Diseñar de plantillas o galletas intraorales para asistir la cirugía.
6. Evaluar el sistema como una herramienta para la planeación estratégica de cirugías maxilofaciales.
7. Determinar la capacidad del sistema para generar procedimientos quirúrgicos prácticos para asistir el proceso de cirugía.
8. Evaluar el sistema como una herramienta de entrenamiento quirúrgico.
9. Publicación de artículos.
10. Desarrollo de tesis doctoral.

Organización del Trabajo

El presente trabajo está organizado de la siguiente manera. En el primer capítulo se presentan los conceptos y antecedentes de la realidad virtual y los sistemas hápticos, así como una descripción de las cirugías ortognáticas y el procedimiento quirúrgico de osteotomía de rama mandibular, respectivamente. También se presenta una revisión bibliográfica sobre simulación y planeación de cirugías, así como análisis cefalométricos. En el capítulo 2 se presenta el desarrollo

del sistema asistido por computadora para cirugías ortognáticas, se enfatiza en las partes del programa, la arquitectura y la descripción de las capacidades y módulos de éste. En el capítulo 3 se presenta en detalle la implementación del CAS desarrollado. Se presentan los algoritmos, funciones y secciones de la programación resaltando los aportes tecnológicos. En el capítulo 4 se presenta la evaluación del sistema en su parte de cefalometría virtual, se describen los métodos y casos de estudio, y se analizan los resultados. En el capítulo 5 se presenta la evaluación de la plataforma como una herramienta para realizar corte de hueso con renderizado háptico. Finalmente se presentan las conclusiones obtenidas con el desarrollo del trabajo y se proponen algunas mejoras y extensiones del mismo.

Capítulo 1

Antecedentes y Estado del Arte

1.1 Realidad Virtual

La Realidad Virtual (RV) es una herramienta visual computarizada que surge a mediados de los años 60s [30] como una necesidad de estudiar fenómenos y procesos propios del entorno de la vida real. Definida como una disciplina o en algunos casos como una ciencia [31]. La RV nació como una idea concebida por Ivan Sutherland, quien visualizó a una persona en un ambiente virtual 3D que diera la sensación de ser un espacio real [32], buscando que el usuario sustituya la realidad física por un entorno ficticio generado por computadora. La RV es una tecnología que ha sido utilizada desde hace varios años, apoyando a prácticamente todas las áreas del conocimiento [33], con propósitos tan diversos como el entrenamiento físico [34], adiestramiento médico [35][36], enseñanza [37], entretenimiento y arte [38][39], industria [40], arquitectura [41], etc., la RV ha formado parte de diversos avances científicos y tecnológicos de la actualidad.

De acuerdo a Whyte [42], la RV es una disciplina que permite la visualización, manipulación e interacción con datos computacionales complejos. Kanade [43] señala que más bien es una simulación interactiva, dinámica y en tiempo real. Por su parte, Lavcaio [44] define que es una simulación tridimensional interactiva por computadora en la que el usuario se siente introducido en un ambiente artificial y que a su vez percibe el ambiente como real, esto es posible por estímulos de órganos sensoriales. Zara [45] engloba que la RV es un medio que proporciona visualización participativa en tres dimensiones y la simulación de mundos virtuales en donde los participantes pueden experimentar distintas sensaciones como la percepción de inmersión dentro del mundo virtual o espacio de la simulación. Wang [46] comenta que se puede definir como la forma más avanzada de relación entre una computadora y una persona, ya que se basa en la generación interactiva multisensorial de estímulos. El objetivo principal de un sistema de RV es la experiencia subjetiva de estar en un lugar, incluso cuando físicamente se está localizado en otro [47].

La RV es una tecnología que permite la creación de espacios tridimensionales por medios computacionales e informáticos con el enfoque de “*simular la realidad*”. Comprende la interface hombre-máquina como medio para navegar e interactuar en tiempo real, desde una perspectiva

centrada en el usuario, con la gran ventaja de que se introduce en el ambiente virtual los elementos y objetos que sean útiles, según el objetivo para el cual se creó el mundo virtual.

1.1.1 Sistemas de realidad virtual

Los elementos básicos presentes en un sistema de realidad virtual son la simulación interactiva, interacción implícita, e inmersión sensorial [48]. La simulación interactiva se refiere a que el usuario debe escoger libremente sus movimientos en la escena virtual, para que éstas afecten directamente las imágenes que se proyectan en pantalla, además de tener la posibilidad de improvisar o cambiar las trayectorias sin ser obligado o limitado en ningún instante, si así fuera la voluntad del usuario [49]. La magia de la realidad virtual en la interacción hombre-máquina radica en que el usuario deja de percibir los dispositivos para solo interactuar directamente con los objetos de la escena del escenario virtual [50].

La interacción implícita permite el vínculo hombre máquina ya que el sistema captura la voluntad del usuario, voluntad implícita dada por sus movimientos naturales hechos por el usuario. Dicho de otra manera, el usuario deja de avisarle al medio computacional qué desea, simplemente hace lo que haría en la realidad [51]. Un ejemplo es el parpadeo del ojo humano, la persona no le avisa que va a cerrar el ojo, solo ejecuta la acción.

Finalmente la inmersión sensorial se define como la capacidad de desconexión de los sentidos del mundo real y la conexión al mundo virtual. El sentido de la vista es el que proporciona la información suficiente para lograr este cometido dando una sensación de presencia completa. Por este motivo, todo sistema de realidad virtual debe proporcionar estímulos adecuados como mínimo para el sentido de la vista [52].

1.1.2 Arquitectura de los sistemas de realidad virtual

Cuatro tecnologías son cruciales para la RV en su misión por representar, de manera visual y auditiva, ambientes que sumergen al usuario en el mundo virtual y que bloquean las impresiones sensoriales contradictorias del mundo real [53] [54]:

1. El sistema de procesamiento de gráficos que genera, a 20 o 30 cuadros por segundo, las imágenes siempre cambiantes.
2. El sistema de seguimiento que informa continuamente la posición y orientación de la cabeza del usuario y las extremidades.
3. El sistema de construcción y mantenimiento de bases de datos para la construcción y el mantenimiento de los modelos detallados y realistas del mundo virtual.

Así mismo, cuatro tecnologías auxiliares son importantes, pero no tan cruciales en el desarrollo de ambientes de realidad virtual [55] [56]:

1. Audio que permitan al oído humano, captar sonidos unidireccionales simulados.

2. Despliegue de fuerzas y sensaciones hápticas a los sentidos kinestésicos.
3. Dispositivos de entrada de datos mediante los cuales el usuario especifica las interacciones con objetos virtuales.
4. Técnicas de interacción que sustituyen a las interacciones reales con el mundo físico.

1.1.3 Descripción de los componentes de un sistema de realidad virtual

Los sistemas de realidad virtual están compuestos por tres componentes principales; hardware, software y una comunicación informática entre los dos anteriores. En la Figura 1.1 se presenta un esquema general de la distribución de estos componentes y los elementos que los conforman [57][58].

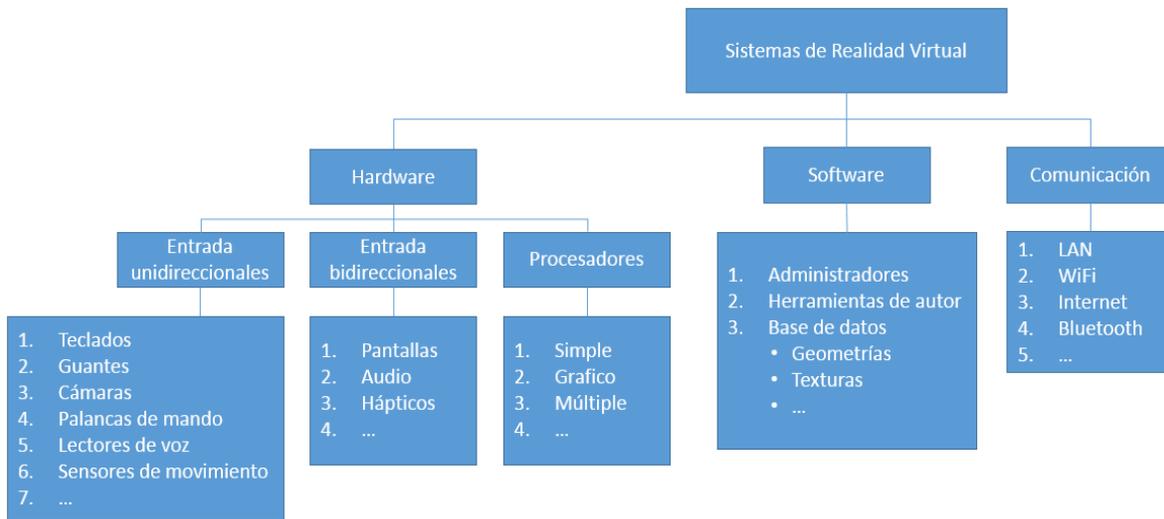


Figura 1.1. Componentes de los sistemas de realidad virtual.

- **Hardware.** Son los elementos que el usuario puede ver y tocar, son los periféricos mediante los cuales se realiza la manipulación del sistema de realidad virtual:
 - a) Entradas unidireccionales. Es una interfaz que le permite al usuario enviar información al ambiente virtual, sin recibir ningún tipo de retroalimentación.
 - b) Entradas bidireccionales. Son los periféricos que envían y reciben datos mediante audio, sonido o sensaciones táctiles, durante la simulación.
 - c) Procesadores. Es el *cerebro* de la computadora, el elemento encargado de hacer los cálculos que se llevarán a cabo durante la ejecución del sistema virtual.
- **Software.** Es una parte no tangible de la computadora, está formado por un conjunto de elementos lógicos (programas y datos) que permiten interactuar con el hardware almacenando, procesando o recuperando información.
- **Comunicación.** Es el intercambio de la información entre las personas y los sistemas de realidad virtual por medio de una red de comunicación. Esta red es un conjunto de medios, tecnologías y protocolos necesarios para el intercambio de información entre los usuarios de la red.

1.1.4 Características de los sistemas de realidad virtual

La realidad virtual coloca a un usuario en una simulación de un mundo virtual que responde a sus acciones y movimientos [33]. Los requisitos para aplicaciones de realidad virtual se definen mediante el análisis de las necesidades en términos de dispositivos de entrada y salida disponibles para el mundo virtual simulado [53]. Sin embargo, las características para ser considerado como un sistema de realidad virtual son [59]:

- *Interacción.* Existen dos tipos distintos de interacción, la interacción dinámica donde a través de dispositivos de entrada el usuario modifica el entorno virtual y recibe respuesta principalmente a través del sentido de la vista (oído en algunos casos). La interacción del tipo de navegación en donde el usuario es espectador, aunque no necesariamente pasivo, ya que puede desplazarse por la escena y contemplarla desde otro ángulo o desde otra posición [54].

- *Tridimensionalidad.* En un sistema de realidad virtual es necesario que se proporcione la dimensión de profundidad. Esto se hace posible mediante la variación del tamaño aparente de los objetos desde el punto de referencia del observador, efecto que se conoce con el nombre de perspectiva lineal [55].

- *Ilusión de realidad.* Los sistemas de realidad virtual emplean factores físicos como psicológicos para hacer creer al usuario que se encuentra en un ambiente real. Los factores físicos están relacionados con el “aspecto” del mundo virtual, por lo tanto se deben recrear representaciones con aspectos tridimensionales. Los factores psicológicos están relacionados con la manera en que el usuario percibe el ambiente virtual, es decir cuanto más parecida sea la simulación del mundo real con la manera de interactuar con los objetos, mayor será la apariencia de realidad de éstos [53].

- *Navegación y manipulación.* El usuario debe contar con la capacidad de cambiar su punto de observación para interactuar y transformar el medio ambiente virtual a voluntad. Esta operación está basada en la incorporación del usuario en el "interior" del ambiente virtual [60].

1.1.5 Aplicaciones de los sistemas de realidad virtual

En sus inicios la RV fue creada para aplicaciones militares, sin embargo, el desarrollo que ha tenido esta tecnología a lo largo de los años ha diversificado las áreas en que se utiliza, teniendo como principales aplicaciones el entretenimiento, la educación, la arquitectura y construcción, el diseño y desarrollo de productos, la medicina, etc.

El entretenimiento ha servido como el primer medio de comunicación entre las aplicaciones de realidad virtual y la sociedad. Esta industria se ha visto beneficiada con la innovación en tecnología visual y procesamiento de imágenes en video, creando sistemas de realidad virtual para juegos para PC [61][62][63], consolas [64][65], películas [66], etc.

Las técnicas de RV son un medio de entrada de información para procesos de formación y entrenamiento, por lo que han permitido el desarrollo de nuevas formas de aprendizaje basadas en la participación activa de los alumnos (competencias), utilizando el sentido de la vista y el oído al mismo tiempo [67]. Al conocer los requisitos de educación y formación, se diseñan los entornos virtuales para apoyar la plena comprensión de los conceptos y prácticas de estudio [68]. Estas técnicas resultan muy adecuadas para la formación en todas aquellas disciplinas y oficios que requieran destreza, pues facilitan la realización de prácticas en todo tipo de situaciones (incluidas, sobre todo, aquellas que puedan resultar peligrosas en el mundo físico). Una de las grandes ventajas es el nivel de sofisticación que se puede llegar a presentar en los sistemas de RV [69].

En áreas de la ingeniería y diseño, la RV permite al sector industrial especificar requisitos, escenarios y simular diseños de productos, procesos de fabricación y ensambles, etc. Además, permite analizar las necesidades del proceso industrial para crear documentos de referencia y fomentar el intercambio de información entre usuarios, empresas y proveedores e institutos de investigación, para la evaluación de las soluciones disponibles o futuras [70]. Un gran número de simuladores en 3D se han desarrollado en los últimos años para la industria de la construcción, la arquitectura y la ingeniería civil.

Estas áreas dedicadas a la construcción se han visto beneficiadas por las representaciones 3D disponibles por sistemas CAD. El empleo de la RV en estas actividades ha aumentado la eficiencia de las constructoras y los diseñadores al establecer tiempos más cortos en tareas de diseño y desarrollo [71], principalmente al crear herramientas que les permitan comprobar la eficiencia de los diseños estructurales a gran escala antes de construirlos [72]. Las aplicaciones de RV también permiten simular cuartos de control de ingeniería, planificación de la clausura de las instalaciones nucleares, así como la capacitación de tareas de operación y mantenimiento [73].

Por otro lado, la RV ha permitido establecer la base para el desarrollo de visualizadores y navegadores 3D, así como simuladores quirúrgicos en el área médica, ya que varias técnicas de realidad virtual se han adaptado a la profesión médica, por ejemplo, la navegación dentro de un cuerpo humano presentada en [74][75]. Así mismo el diseño de aplicaciones médicas de realidad virtual requiere que los investigadores generen estrategias adecuadas para que los desarrollos lleguen a la implementación en la práctica profesional médica, ya que para muchos autores estos simuladores siguen siendo solo juegos.

Sin embargo, hay autores que siguen trabajando para aplicar la realidad virtual en varias disciplinas médicas como por ejemplo la planificación preoperatoria, la cirugía asistida [76], la telemedicina, el modelado de órganos, la evaluación clínica y diagnóstico, la endoscopia [77], la salud mental y la rehabilitación [78], y radiocirugía [79].

1.2 Sistemas hápticos

Un sistema háptico es un sistema que permite a un usuario interactuar mediante fuerza con ambientes virtuales [80]. Además de provocar en el usuario esa sensación de estar dentro del ambiente virtual, los sistemas hápticos deben proporcionar la posibilidad de manipular el medio, permitiendo establecer, entre el usuario y el entorno virtual, una transferencia bidireccional y en tiempo real de información propia de cada algoritmo [82], en otras palabras, dependiendo de la necesidad que cubra el simulador [83].

Los sistemas o dispositivos hápticos proporcionan una realimentación de fuerza al usuario que interactúa con entornos virtuales o remotos, es decir trasladan una sensación de presencia al operador. La idea general es que por medio del dispositivo (como una palanca de mando, guantes o lápiz) sea posible tocar, sentir, crear, y manipular objetos tridimensionales simulados dentro de un ambiente virtual, buscando aplicar el sentido del tacto a la interacción humana con sistemas informáticos [84][85].

Un dispositivo háptico también es capaz, al realizar el operador una acción sobre él, de realimentarle un valor de resistencia a esa acción [86]. Este valor de resistencia debe representar intuitivamente la oposición verdadera a la tarea asociada al movimiento del dispositivo, no importando que estos movimientos se realicen de manera virtual o en el mundo real. Por lo que estos dispositivos tienen gran importancia en aplicaciones de realidad virtual para el entretenimiento, el entrenamiento y el diseño escultural [87]. La realidad virtual y háptica se está aplicando continuamente en el área de la tele-robótica de cara a mejorar la interacción operario-robot [88] con aplicaciones típicas en el campo de la telemedicina [89][90]. Las áreas de aplicación de los sistemas hápticos son diversas [91], entre las que destacan:

- *Didáctica*. Proporcionando a los estudiantes la posibilidad de experimentar fenómenos a escalas nano y macro, escalas astronómicas, como entrenamiento para técnicos o como ayuda para desarrollar diversas habilidades como la caligrafía.
- *Entretenimiento*. Juegos de video y simuladores que permiten al usuario sentir y manipular objetos virtuales como vehículos, choques, artefactos, etc.
- *Industria*. Integración de interfaces hápticos en los sistemas CAD de tal forma que el usuario puede manipular libremente los componentes de un conjunto en un entorno inmersivo o en aplicaciones de ensamble de diferentes piezas.
- *Artes gráficas*. Posibilidad de realizar esculturas de manera virtual, pinturas con texturas y exhibiciones de arte, museos, escultura, etc.
- *Medicina*. Simuladores quirúrgicos para entrenamiento médico [92], terapias para personas con problemas motores después de un accidente [93], micro robots para cirugía mínimamente invasiva (Minimally Invasive Surgery, MIS) [94].

La importancia de los sistemas hápticos es determinante en la realización de tareas típicamente hápticas, es decir en aquellas en las que el tacto es crucial para el éxito de la tarea [83]. Los sistemas hápticos permiten incrementar la sensación de presencia o inmersión del usuario dentro de un entorno virtual, proporcionando restricciones naturales al movimiento de objetos y efectos como la gravedad, viscosidad, colisión, texturas, peso, etc. [81][83].

1.2.1 Clasificación de los dispositivos hápticos

Los dispositivos hápticos se pueden clasificar de acuerdo a diferentes criterios [90]. De manera general y abarcando todos ámbitos comerciales y de investigación, los dispositivos hápticos se pueden clasificar [87][95][96][97] de acuerdo a:

1. El número de grados de libertad
2. Tipo de efector final
 - Lápiz
 - Guante
 - Esféricos
 - Específicos
3. Según su aplicación
 - Específicos
 - Propósito general
4. Tipo de receptor sensorial
 - Retroalimentación de fuerza
 - Retroalimentación táctil
 - Vestibulares
 - Mixtos

Los dispositivos hápticos se clasifican en pasivos y activos. En los dispositivos hápticos pasivos (sin realimentación) se programa la disipación como una función del espacio o del tiempo (lazo abierto) [98][99][100][101]. Mientras que los dispositivos hápticos activos cuentan con realimentación (lazo cerrado), que a su vez se subdivide en [101][102][103]:

- *Isotónicos*. Los actuadores actúan como una fuente de fuerza (variación de esfuerzo) en donde se mide la posición, aunque la fuerza no cambia con la posición. Corresponde al control de impedancia para producir una simulación.
- *Isométricos*. Los actuadores actúan como una fuente de posición y se mide la fuerza. La posición no cambia con la fuerza, corresponde al control de admitancia.

Las interfaces hápticas activas también pueden clasificarse en tres grandes grupos; retroalimentación de fuerza, retroalimentación táctil, o retroalimentación propioceptivo. Cada uno de ellos aporta información referente a un determinado campo en función de las características que se desea controlar en alguna determinada aplicación [104].

Las interfaces que proporcionan retroalimentación de fuerza aportan datos relacionados con la dureza, peso e inercia del objeto virtual. Las interfaces que proporcionan una retroalimentación táctil permiten adquirir datos tales como la geometría del objeto virtual, su textura y temperatura, entre otros.

Los interfaces que proporcionan retroalimentación propioceptivo dan información acerca de la posición del cuerpo del usuario o su postura [105]. De acuerdo a la configuración geométrica o construcción física, los dispositivos hápticos pueden tener cuatro configuraciones; escritorio, tridimensionales, táctiles y exoesqueletos:

- *Los dispositivos de escritorio.* Permiten la interacción puntual con el objeto virtual a través de un punto en un ambiente 2D (un lápiz, dedo virtual o un joystick sobre una superficie lisa), dando al usuario la capacidad de percibir, la dureza, la superficie, la rugosidad, los contornos, los materiales, etc. Sus aplicaciones principales son en rehabilitación para personas con debilidad visual y disfunciones sensomotrices [105][106]. En la Figura 1.2a se muestra uno de estos dispositivos para un punto de contacto.

- *Los dispositivos tridimensionales.* Por medio de estos dispositivos el usuario conoce que virtualmente existe una colisión en un ambiente 3D, su funcionamiento basado en el control de impedancia, utilizado en aplicaciones de teleoperación y/o entrenadores principalmente. En la Figura 1.2b se muestra el dispositivo 3D Phantom con retroalimentación de fuerza [107].

- *Los dispositivos táctiles.* Transmiten señales mecánicas a la piel (estimulación táctil). La característica de estos dispositivos es que en algunos casos pueden llegar a ser invasivos, al perforar la piel provocando una herida, aunque no todos. En la Figura 1.2c se muestra una aplicación de estos dispositivos para la localización de protuberancias en la cirugía torácica mínimamente invasiva [108].

- *Los dispositivos exoesqueletos.* Permiten la manipulación en múltiples puntos de contacto de objetos virtuales con retorno de fuerza. Puede ser de tipo de una mano, donde los puntos de contacto son las yemas de los dedos, ver Figura 1.2d o extremidades completas [109].

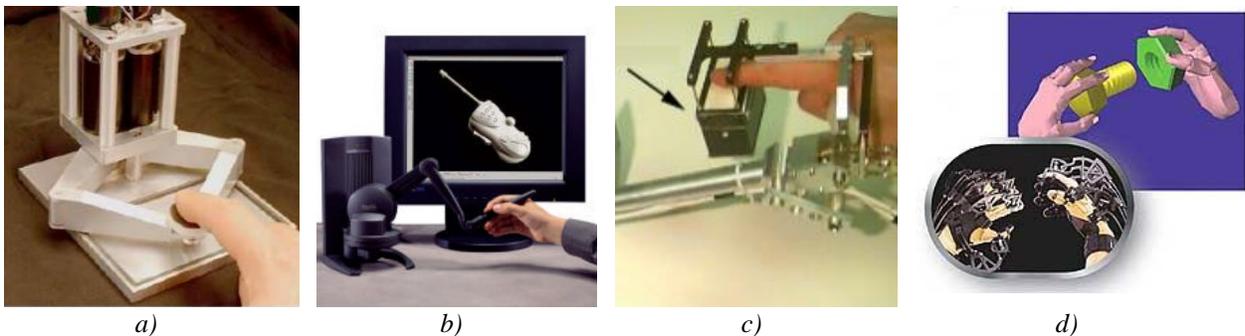


Figura 1.2. Dispositivos hápticos: a) escritorio [106], b) tridimensionales [107], c) táctiles [108], d) exoesqueletos [109].

1.2.2 Sistemas de realidad virtual asistidos por sistemas hápticos

En un sistema de realidad virtual, entre más sentidos sean utilizados la percepción de los objetos se asemeja más al mundo real. Los dispositivos hápticos tienen la función de incluir en un sistema de realidad virtual el sentido del tacto para una interacción más realista con los objetos virtuales, así como un mayor grado de interactividad [110]. El renderizado háptico es el proceso de cálculo y generación de fuerzas en respuesta a las interacciones del usuario con los objetos virtuales, las superficies de estos objetos comprenden los límites entre los dos. La percepción de la forma y los detalles de estos objetos se realizan mediante el renderizado háptico mediante el cual las superficies se palpan [111]. Un ambiente de realidad virtual asistido por sistemas hápticos debe ser capaz de representar los objetos y elementos del escenario mediante el renderizado háptico, representando la forma del objeto y propiedades de volumen de manera apropiada [13]. Además debe permitir la visualización de elementos por medio del renderizado visual [112]. Las interacciones de los objetos virtuales producen movimiento, siendo posible verlos y sentirlos durante la ejecución.

La arquitectura de un sistema virtual asistido por dispositivos hápticos se presenta en la Figura 1.3 [56][59][113][114]. El usuario cuenta con un dispositivo de salida (monitor) mediante el cual observa la simulación, realimentación visual del entorno virtual. El usuario también dispone de un dispositivo háptico mediante el cual interacciona con el entorno virtual. Este dispositivo capta las posiciones cartesianas y angulares de la palanca del háptico y las transmite al ambiente virtual donde mediante un motor de simulación físico se calcula la interacción entre los objetos. Además, se cuenta con una base de datos donde se encuentran las geometrías, las propiedades de los objetos (masa, inercia) y las propiedades de los materiales (textura, elasticidad, viscosidad, etc.) de los objetos. Con esta información el motor físico es capaz de calcular la dinámica de una forma realista. Una vez realizado esto, el motor físico envía de regreso al dispositivo háptico las fuerzas de interacción entre los objetos para recrear en el usuario la sensación de inmersión en el entorno virtual.

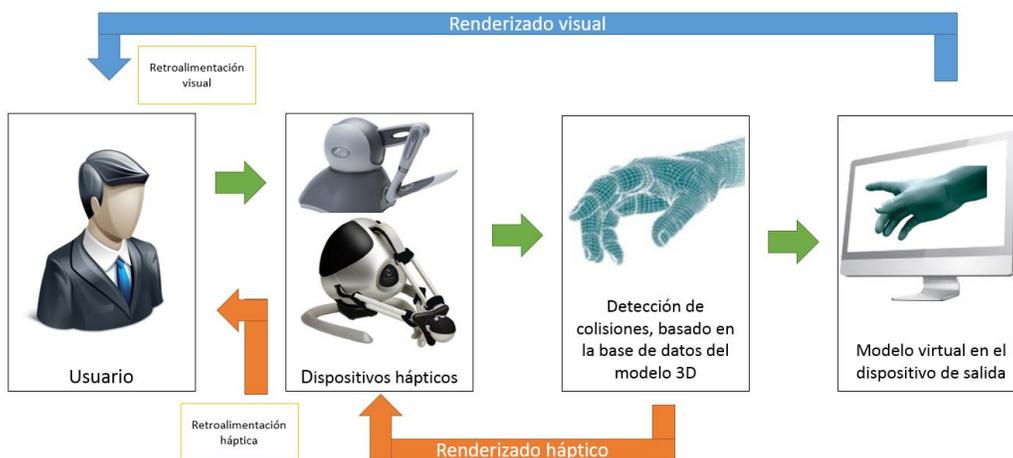


Figura 1.3. Diagrama general de la arquitectura de un sistema de realidad virtual – háptico.

1.2.3 Aplicaciones de los sistemas hápticos

Los principales campos de aplicación de los sistemas hápticos son:

- *Medicina*. Simuladores quirúrgicos para entrenamiento médico, micro robots para cirugía mínimamente invasiva, osteotomías, diseño de prótesis, implantes, etc. [115], [116].
- *Académico*. Simuladores para la enseñanza de fenómenos físicos, químicos, biológicos, así como la exploración de ambientes virtuales a diferentes escalas geométricas, y el entrenamiento en diversas tareas [117][118].
- *Entretenimiento*. Juegos de video y simuladores que permiten al usuario sentir y manipular objetos virtuales, videojuegos, etc. [119][120].
- *Industrial*. Integración de interfaces hápticas en los sistemas CAD de tal forma que el usuario puede manipular libremente los componentes de un proceso, una máquina o un producto [121][122][123][124].
- *Arte*. Exhibiciones virtuales de arte, museos, escultura virtual [125][126].

1.3 Cirugía Ortognática

La oclusión es la relación que mantienen entre sí los dientes de ambas arcadas dentarias, la maloclusión es cuando se pierde esta relación normal [127]. La cirugía ortognática se define como todo aquel procedimiento quirúrgico que moviliza estructuras relacionadas con los dientes para mejorar la oclusión y las relaciones faciales [128]. Dicho de otra manera, la cirugía ortognática es la cirugía utilizada para corregir la maloclusión [129]. La maloclusión puede ser debida a problemas de tipo:

- *Dental (intrínseco)*. Mala posición de los dientes, que se corrige con ortodoncia.
- *Esqueletal (extrínseco)*. Mala posición de los maxilares, que se corrige con cirugía ortognática (deformidad dento-facial).

Existe una estrecha relación entre la situación de los dientes y la de los huesos maxilares y faciales acompañantes. Por este motivo a estas diversas entidades clínicas se les denomina deformidades dento-faciales [127]. La evaluación clínica, dental y cefalométrica permiten realizar el diagnóstico correcto y proponer el tratamiento adecuado, donde la participación conjunta del cirujano y ortodoncista es fundamental para obtener buenos resultados. Las deformidades faciales se producen en los casos en que ha habido un exceso o falta de crecimiento del hueso que forma la cara, provocando un crecimiento anormal del rostro. Cualquier hueso facial puede verse afectado por esta alteración (nariz, pómulos, mentón, mandíbula, etc.), dando lugar a una falta de armonía funcional y estética en el rostro [130].

Las cirugías ortognáticas se pueden clasificar, de acuerdo al tipo de corrección de la malformación, en cuatro categorías que son: cirugía de avance de la mandíbula, cirugía de avance maxilar superior, cirugía de mordida abierta, cirugía del retroceso de mandibular.

La aplicación de la cirugía ortognática se enfoca en casos muy particulares de afectaciones fisonómicas, tales como la mala oclusión de los maxilares y sus deformaciones en la estética facial; tales como el prognatismo, retrognatismo, sonrisa gingival, asimetría y la mordida abierta, que se describen a continuación:

- *Retrognatismo mandibular.* Término utilizado para definir una posición retrasada de la mandíbula o de los dientes. Es una alteración que deforma la cara en donde la mandíbula es muy pequeña o le falta proyección. Esta deficiencia del hueso mandibular no permite que los dientes superiores e inferiores entren en contacto durante la masticación de los alimentos (mal oclusión) y puede afectar el habla y en algunos casos el sueño [132].

- *Prognatismo Mandibular.* Es una discrepancia entre los maxilares en diferentes circunstancias, cuando el maxilar superior es deficiente o el inferior excesivo. El tratamiento quirúrgico se realiza al adelantar el maxilar superior o adelantar el maxilar superior y retrasar la mandíbula, dependiendo del caso. Se denomina Clase III esquelética cuando la maloclusión es por un maxilar superior estrecho. Esto es así porque la mandíbula “abraza” al maxilar superior, lo constriñe y limita su desarrollo durante las etapas de crecimiento [133].

- *Mentoplastia.* Es la cirugía con el objetivo de aumentar la proyección del mentón para mejorar el aspecto estético y la armonía facial del paciente ya que el mentón es un elemento importante en el balance estético de la cara al relacionarse con la cara, la nariz, el cuello y los labios. Estos problemas mandibulares ocasionan problemas como el ronquido [134].

- *Mordida abierta.* Es una patología en la que los maxilares han crecido de forma divergente, resultando en que los dientes anteriores, y a veces los posteriores, no encajan. El diagnóstico acierta cuando los dientes anteriores no contactan por mala posición de los dientes o una mala posición de los huesos donde están los dientes, maxilar superior y mandíbula [135].

Según los estudios estadísticos mostrados en [136] las osteotomías en la mandíbula con la técnica sagital en rama ascendente, para la reducción de prognatismo mandibular tipo I-IV y mentón fueron las más empleadas con un 66% de un total de 240 cirugías ortognáticas realizadas en un periodo de 3 años (1999 al 2001) en el hospital siglo XXI en México. Mientras que otro estudio [137] realizado en el Hospital Juárez muestra que en cuatro años (2007 al 2010) se atendieron 124 pacientes con casos de prognatismo, un 76% del total. Esto muestra la necesidad incremental de atención médica por parte de la población que además de las malformaciones de nacimiento, los traumatismos presentados por accidentes y/o golpes en niños y adultos recaen principalmente en la mandíbula. En la actualidad las lesiones más frecuentes en los niños cuando empiezan a caminar, son los golpes en el mentón. Como consecuencia se tiene una afectación directa en el crecimiento del menor ya que la energía del trauma se transmite a los cóndilos de la mandíbula, que es el área donde se encuentra el centro de desarrollo mandibular [138]. Mientras que en los adultos, las causas más frecuente de traumas en la cara son los accidentes automovilísticos, violencia social, accidentes en el hogar, etc., estas crean heridas faciales que frecuentemente ocasionan, además de las deformaciones de nacimiento, la intervención quirúrgica en mandíbula [139].

1.3.1 Osteotomía sagital bilateral de rama mandibular

La Osteotomía Sagital Bilateral de Rama Mandibular (OSBRM) representa la técnica más común en cirugía ortognática [127][128]. Desde 1947, cuando el Dr. Richard Trauner y su ayudante el Dr. Hugo Obwegeser realizaron las primeras cirugías con anestesia local, poca instrumentación y realizando los cortes con una sierra de gigli. Hasta el día de hoy, ésta técnica ha sido modificada tanto en diseño, extensión e instrumentación [129]. En la Figura 1.4 se muestra la comparación entre un modelo y la cirugía real de osteotomía, en donde se puede apreciar que la fresa tiene que desgastar completamente el borde inferior de la mandíbula. La forma del desgaste permite que la sierra sagital entre fácil y directa sobre el borde inferior [130].

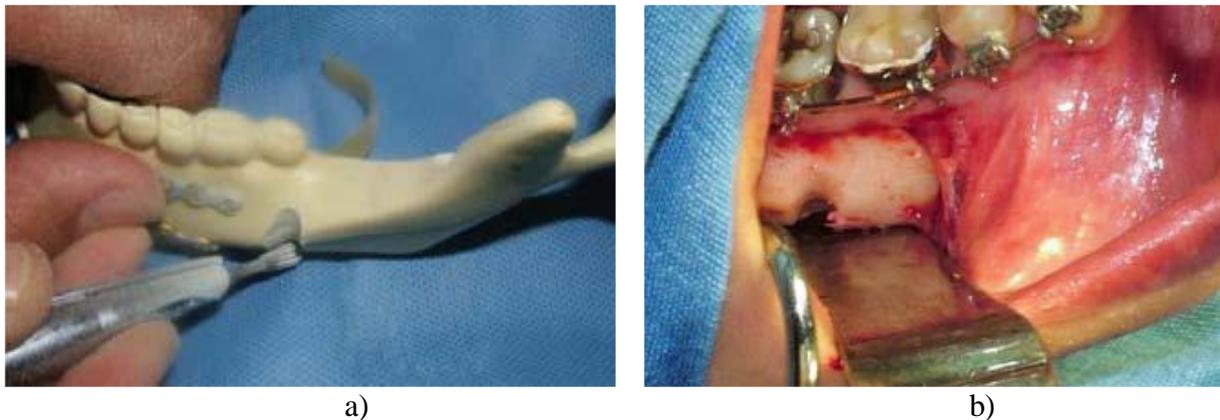


Figura 1.4. Procedimiento manual de corte mandibular: a) en yeso, b) en hueso [130].

La cirugía ortognática es la cirugía ósea de los maxilares cuya función es lograr una oclusión correcta a la vez que una armonía facial con un beneficio estético asociado. Típicamente el paciente candidato es valorado inicialmente por un ortodoncista y un cirujano maxilofacial [140]. La osteotomía sagital de mandíbula es muy versátil ya que permite la reposición sagital anterior o posterior y pequeñas correcciones verticales para clases II (retrognatismo) como III (prognatismo) esqueléticas [141]. El corte abarca desde la rama horizontal de la mandíbula, hasta el espesor medio de la rama ascendente, para tomar una dirección descendente y oblicua hasta el distal del segundo molar, entonces sigue con una dirección paralela al borde inferior de la mandíbula hasta el primer molar, donde se dirige de forma perpendicular hasta el borde inferior de la mandíbula [142]. Una vez completada la osteotomía de forma bilateral, el nervio dentario debe quedar en el fragmento distal. El fragmento proximal se reposiciona empujando el cóndilo de forma que quede bien asentado en la fosa condílea. La osteotomía es rígidamente fijada, auxiliado por la plantilla quirúrgica, mediante tornillos de fijación y/o mini placas. Ambos sistemas de fijación son válidos y no han demostrado mejores resultados en comparación [129]. A continuación se muestra el maxilar inferior (mandíbula) en un movimiento hacia delante, en caso de deficiencia del maxilar inferior, ver Figura 1.5 y hacia atrás en caso de un maxilar inferior grande Figura 1.6. No existe hueco en el hueso que deba ser llenado, no es necesario alambrear los dientes durante el período de recuperación postoperatorio [130].

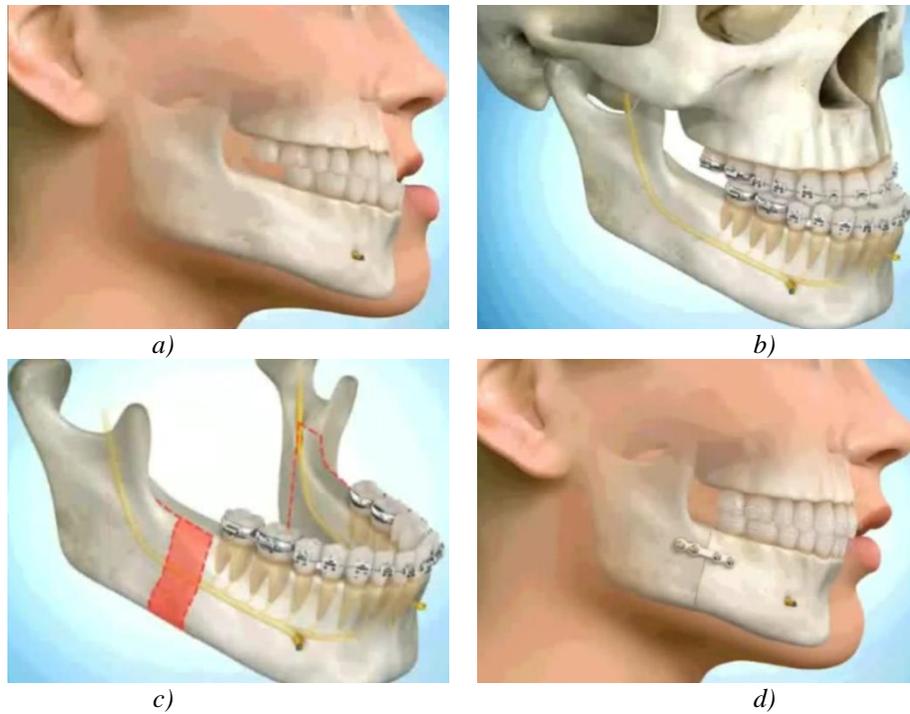


Figura 1.5. Procedimiento quirúrgico de la osteotomía sagital Clase II: a) prognatismo diagnosticado, b) ortodoncia pre operatorio, c) corte de la mandíbula, d) fijación [7].

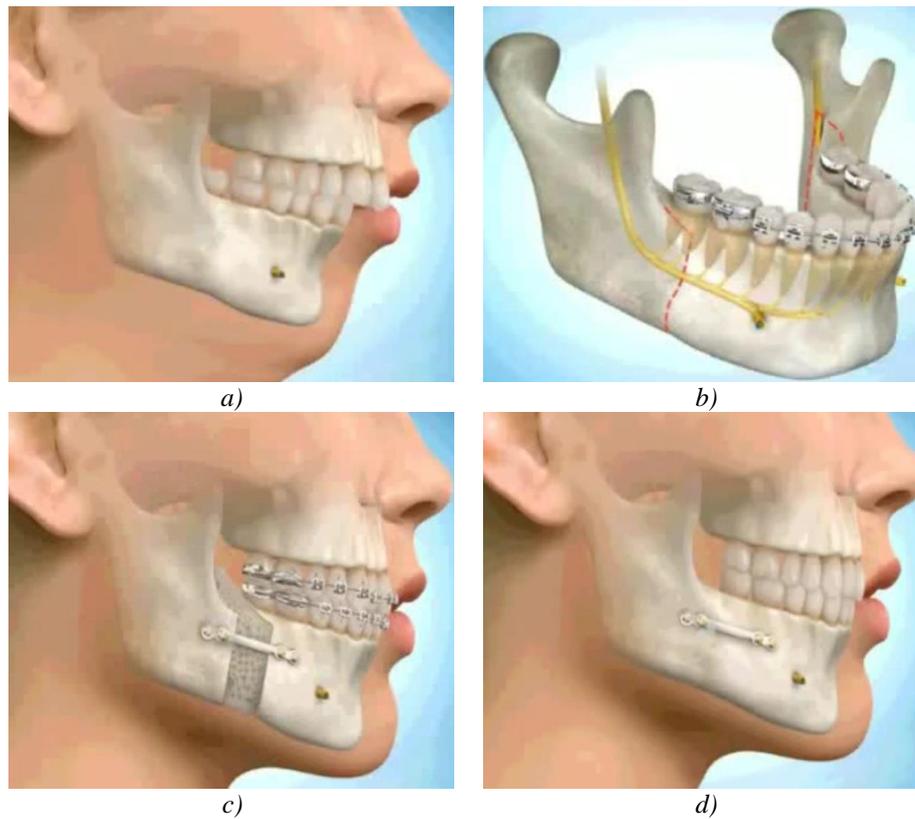


Figura 1.6. Procedimiento quirúrgico de la osteotomía sagital Clase I: a) retrognatismo diagnosticado, b) trazado de las trayectorias, c) corte de la mandíbula y fijación, d) osteointegración [7].

1.3.2 Corrección de mentón

Para la realización de esta técnica quirúrgica, se efectúa una incisión de primer premolar a primer premolar en la encía libre del labio inferior, a unos 5 mm del pliegue vestibular [143]. La disección se lleva a cabo en el plano subperióstico, llega al borde inferior de la sínfisis y prolonga el bolsillo lateralmente todo lo posible, identificando la emergencia de los nervios mentonianos. Una vez obtenida una buena exposición, se realiza el corte con una sierra recíproca, previamente se marca la línea media y el límite superior a este nivel, el cual no debe sobrepasar el nivel del doble de la longitud de la corona anatómica de los incisivos mediales para evitar dañar las raíces dentarias [144].

El corte ha de atravesar las dos corticales y dejar el segmento distal completamente despegado del resto de la mandíbula y pediculado únicamente por la musculatura del suelo de la boca. Con los 2 segmentos separados, procedemos a colocar la placa de titanio de avance mandibular en el segmento proximal, fijándola con tornillos de titanio monocorticales. Tras fijar la placa proximalmente, se fija el segmento distal, empleando tornillos bicorticales [145]. En la Figura 1.7 se puede apreciar el procedimiento quirúrgico para la Mentoplastia en cuatro fases principales.

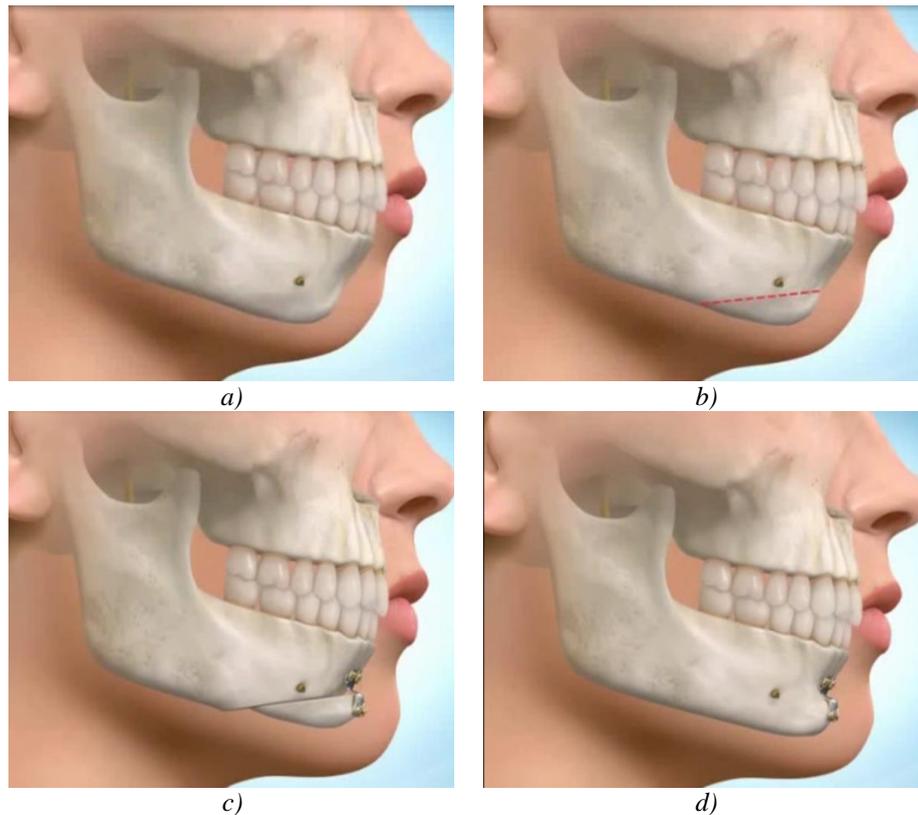


Figura 1.7. Procedimiento quirúrgico para corrección de mentón: a) mentón retraído b) trazo de la línea guía c) movimiento del mentón y fijación d) resultado al final de la mentoplastia [7].

1.3.3 Procedimiento quirúrgico

La técnica OSBRM se realiza bajo anestesia general con intubación nasotraqueal que permite manipular libremente los maxilares y llevarlos a fijación en el transoperatorio [146]. Puede utilizarse anestesia local con vasoconstrictor previo a realizar un abordaje sub perióstico del borde anterior de la rama y del triángulo retro molar [147], con disección de la parte interna de la rama, hasta identificar la línula mandibular y alojar el separador que protegerá al paquete vascular nervioso mandibular al momento de realizar el corte horizontal interno [148][149].

La osteotomía se realiza con hoja de sierra recíproca para el corte horizontal interno. Se debe colocar la sierra alrededor de 5 mm por encima de la línula mandibular, de manera que pueda penetrar la sierra en 45° hacia la medular y luego continuar directamente por el borde anterior de la rama, donde se realiza el verdadero corte sagital [150]. Este corte es completo desde el borde anterior hasta por detrás de la espina y de todo el espesor de la cortical interna [151]. En todos los pacientes se colocan campos quirúrgicos tipo Minnesota, incisión con bisturí, pinza con cadena para retraer tejidos en la rama ascendente, abrebocas de goma y abate lenguas unidos con alambre dos cerros, retractor de rama ascendente (Picot), sierra sagital y separador metálico de carrillos [151][152].

Se inicia con la osteotomía en la zona superior de la rama ascendente. Por encima de la espina de Spix con una fresa de bola, núm. 8, la longitud del corte no rebasa los 12 mm, y sólo corta la pared interna. La muesca que deja el corte sirve como receptáculo a la punta de la sierra [152]. El corte continúa en línea recta atravesando el triángulo retromolar hacia fuera, donde igualmente recto se continua por la cara externa del cuerpo mandibular hacia el borde inferior, evitando dejar cortes angulares [153]. La sierra ha de penetrar completa en profundidad, en la zona del triángulo retro molar desde que se inicia el trazo vertical y en forma perpendicular [154]. Al alcanzar la zona distal del último molar en la boca, la sierra debe retirarse lo suficiente para no dañar el paquete vascular nervioso mandibular, y la angulación se va haciendo más tangencial al hueso en la medida de la progresión del corte a la pared lateral del cuerpo [155], donde ha de llegar aproximadamente a un impacto en 50° al nivel del borde basilar. Al llegar a este punto se invierte la sierra para abordar desde abajo hacia arriba, manteniendo los 50° de inclinación y asegurándose de cortar totalmente el borde, de manera que permita guiar la fractura quirúrgica para abrir la rama.

Una vez abierta las ramas, es importante recordar la necesidad de despegar la inserción del músculo pterigoideo en la cara interna de la rama, como lo sugiere Epker, y asegurarse de evitar causas de daño neurológico al reponer los fragmentos entre sí [156]. Habiendo completado la separación de los segmentos se verifica que la parte proximal tenga el cóndilo mandibular y que la parte distal tenga el componente dental [157]. Cuando se ha realizado la osteotomía del lado contralateral el paciente se lleva a una nueva posición oclusal por medio de una férula

quirúrgica preformada y de elásticos o alambrado. Esto hace que el procedimiento sea altamente predecible [158].

La separación de los segmentos óseos se realiza con la utilización de los osteótomos de manera manual, realizando empuje del superior al inferior, así como realizando ligeros movimientos de lateralidad. Una vez que está en la nueva posición, se realiza la fijación interna rígida con mini placas de titanio y la utilización de tornillos monocorticales o el uso de tornillos bicorticales; para una inmovilización adecuada de los segmentos, especialmente para los efectos de la posición del cóndilo mandibular en la fosa articular [159]. La técnica de fijación debe cumplir con importantes requisitos, como el uso de las herramientas adecuadas, materiales de fijación biocompatibles con el hueso y proveer una inmovilización adecuada de los segmentos, para evitar alteraciones en la articulación témporo mandibular. Además del procedimiento en quirófano, el cirujano debe realizar una planificación de ortodoncia quirúrgica, la cual implica el uso de articuladores semi ajustables y manejo de técnicas de desprogramación neuromuscular y la toma de registros en relación céntrica [155]. Para planificar, realizar cirugía de modelos y confeccionar sus plantillas quirúrgicas en relación a la oclusión y el centro de la mandíbula, que es el punto de partida de todas las referencias geométricas. [158].

1.3.4 Planeación quirúrgica

La planeación quirúrgica en un caso real se basa en el análisis cefalométrico o cefalometría, que es el nombre que se da a las medidas que se obtienen del cráneo humano, por lo general realizadas mediante radiografías o tomografías. Esta cefalometría tiene utilidad en la elaboración de diagnósticos y evaluaciones de control y pos-tratamiento en odontología [159]. A través de los estudios cefalométricos, el ortodoncista logra un conocimiento más profundo de las estructuras involucradas, sus medidas y sus interrelaciones [160]. En la Figura 1.8 se muestra un ejemplo de un estudio cefalométrico realizado sobre una radiografía lateral.

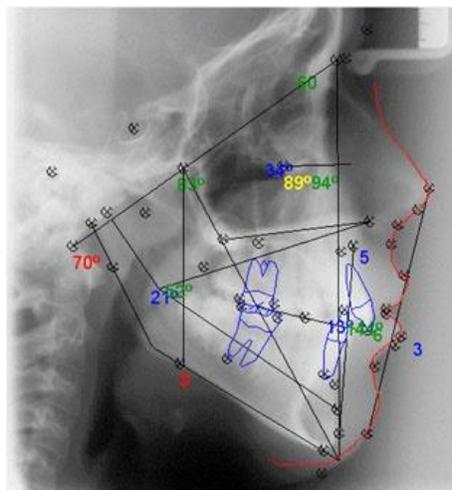


Figura 1.8. Trazos cefalómetros sobre una radiografía.

1.3.5 Análisis cefalométricos

El análisis cefalométrico es una técnica de medición sobre radiografías que permite estudiar el complejo cráneo-facial, mediante la medición de las estructuras óseas, dentarias, tejidos blandos y la relación entre ellas. El principio del análisis cefalométrico consiste en comparar al paciente con un grupo de referencias normales para detectar cualquier diferencia entre las relaciones dento-faciales del paciente y las esperadas en su grupo étnico o racial [161]. La cefalometría radiológica surgió en 1934 por Hofrath en Alemania y Broadbent en Estados Unidos. Ésta significó la posibilidad de utilizar una nueva técnica en el estudio de la maloclusión y las discrepancias esqueléticas. En un principio, la cefalometría tenía como objetivo el estudio de los patrones de crecimiento cráneo-facial, después se comprobó que la cefalometría podía emplearse para valorar las proporciones dento-faciales y bases anatómicas de la maloclusión.

El objetivo del análisis cefalométrico es estudiar las relaciones horizontales y verticales de los cinco componentes funcionales más importantes de la cara; el cráneo y la base craneal, el maxilar óseo, la dentición y los procesos alveolares superiores, la mandíbula ósea y la dentición y los procesos alveolares inferiores. Un análisis cefalométrico es un procedimiento ideado para obtener una descripción de las relaciones que existen entre estas unidades funcionales [162]. Para realizar el trazado cefalométrico se utilizan puntos de referencia, que al unirse entre sí forman líneas, que a su vez representan planos.

Un dato a considerar es el hecho de que la imagen bidimensional de la radiografía se obtiene de la proyección de estructuras tridimensionales. Los estudios cefalométricos tradicionales consisten en el trazado de estos puntos en papel, a partir de estos puntos se miden los valores angulares y lineales deseados para obtener una descripción concisa y comprensible del patrón craneofacial, para posteriormente clasificar al paciente y así identificar cuáles serán los objetivos del tratamiento, escoger la modalidad de tratamiento y predecir su éxito [163]. Los principales puntos cefalométricos [163] en tejidos duros (Figura 1.9) son:

1. *Punto A* (subspinal). Es el punto más profundo de la concavidad del hueso alveolar superior. La localización de este punto puede cambiar con el movimiento de la raíz del incisivo maxilar. Normalmente se encuentra por delante del ápice radicular del incisivo central superior.

2. *Espina Nasal Anterior* (ANS). Corresponde al punto de la espina nasal anterior en el margen inferior de la apertura piriforme en el plano medio sagital. Es usado para definir el final del plano palatal.

3. *Articular* (Ar). Representa la intersección de tres imágenes radiográficas. la superficie inferior de la base de cráneo y la línea posterior de la rama ascendente y los cóndilos mandibulares.

4. *Punto B* (supramental). Es el punto más profundo de la concavidad del hueso alveolar inferior.

5. *Basion* (Ba). Es el punto más posterior e inferior del hueso occipital y el borde anterior del foramen mágnum.

6. *Bolton* (Bo). Punto más superior de la fosa retrocondilar en el hueso occipital en su límite posterior, aproximándose al centro del foramen mágnum.

7. *Condylion* (Co). Punto más superior y posterior de la cabeza del cóndilo (en promedio a las 11 horas cara de un reloj en el cóndilo).

8. *Glabella* (G). Punto más prominente del contorno anterior del hueso frontal en el plano mediosagital.

9. *Gnation* (Gn). Punto más anterior e inferior de la sínfisis mandibular.

10. *Gonion* (Go). Punto más inferior, posterior y externo del ángulo mandibular.

11. *Incisivo Inferior* (Ii). Intersección del eje axial del incisivo central inferior con el borde incisal.

12. *Incisivo Superior* (Is). Intersección del eje axial del incisivo central con el borde incisal. *Infradental* (Id). Punto más superior y anterior del proceso alveolar mandibular entre los incisivos centrales.

13. *Mentón* (Me). Punto más inferior de la sínfisis mandibular.

14. *Nasion* (Na). Punto más anterior de la sutura fronto-nasal. Representa la unión de la cara con el cráneo.

15. *Opisthion* (Op). Punto más posterior e inferior del margen del foramen mágnum.

16. *Orbital* (Or). Punto más inferior del margen orbital (donde se interceptan las dos orbitas).

17. *Pogonion* (Pg). Punto más anterior en el contorno de la sínfisis.

18. *Espina Nasal Posterior* (PNS). Punto más posterior del paladar duro en el plano

19. mediosagital.

20. *Prosthion* (Pr). Punto más inferior y anterior del proceso maxilar alveolar entre los incisivos centrales.

21. *Punto R* (punto de registro). Es una referencia cefalométrica para registrar los trazados superimpuestos. Es el punto medio en el cruce perpendicular en la intersección de Silla a la línea Bolton - Nasion.

22. *Sella* (S). Centro geométrico de la fosa pituitaria (silla turca), en el hueso esfenoides.

Existen una gran variedad de procedimientos cefalométricos los cuales se diferencian principalmente en la medida y la base para adquirir las medidas. Entre los principales análisis cefalométricos se encuentran [164]:

1. Análisis de Tweed.
2. Análisis de Downs.
3. Análisis de Steiner.
4. Análisis Esqueletal.
5. Análisis Dental.
6. Análisis Estético.
7. Análisis de Sassouni.
8. Análisis de Ricketts.

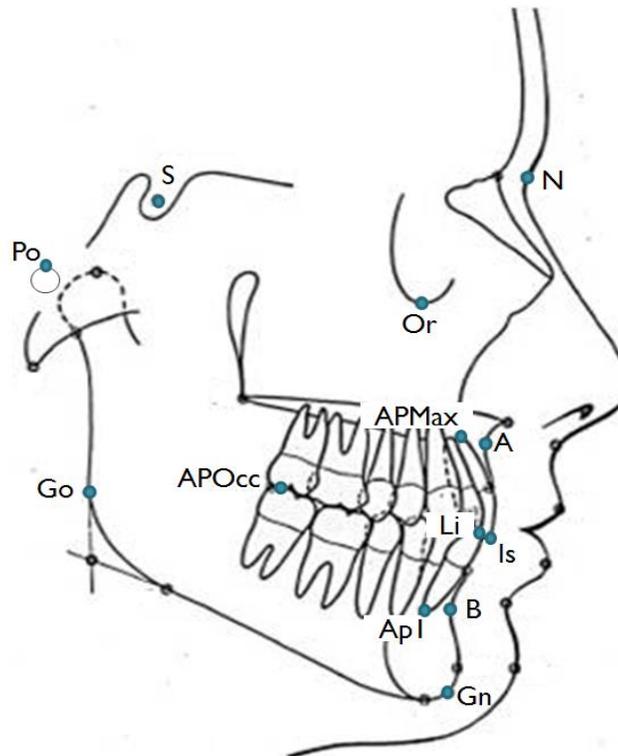


Figura 1.9. Ubicación de los puntos cefalométricos craneales.

1.3.6 Cirugías virtuales asistidas por computadora

Un Simulador Quirúrgico (SQ) es un entorno virtual hecho con el propósito de entrenar cirujanos [165]. Los simuladores quirúrgicos han sido propuestos para mejorar las técnicas quirúrgicas y tareas de adiestramiento, enfocándose en puntos particularmente críticos. De esta manera es posible capacitar al personal médico en intervenciones quirúrgicas complejas o de alto riesgo para el paciente. La generación de simuladores que aborden circunstancias de la práctica médica real, es esencial para la evaluación de los estudiantes en etapa de adiestramiento, así como permitir validar los simuladores. La eficiencia de estos simuladores depende de la capacidad de interacción con los objetos virtuales, el nivel de realismo de manipulación y la reacción de los órganos virtuales al modificarlos [166]. Los requerimientos principales de los simuladores quirúrgicos son:

1. Todos los objetos mostrados en la simulación deben ser lo más parecido a la realidad.
2. El comportamiento de los objetos en la plataforma virtual debe estar en acuerdo con las leyes físicas, o lo más cercano a éste, y con una capacidad de respuesta en tiempo real.
3. Permitir la interacción con un usuario mediante algún dispositivo.
4. Los objetos deben responder a la acción de los instrumentos quirúrgicos, y las acciones que éstos provocan [167].

En la Figura 1.10 se muestra una simulación con realidad virtual que cumple con los requerimientos principales de estos sistemas de visualización 3D [168]. En la Figura 1.11 se

muestra una simulación virtual de un tratamiento de una superficie 3D que muestra un árbol segmentado de las vías respiratorias, en donde se aprecian los ejes centrales (líneas finas) y puntos generados por la planificación de la biopsia (apuntada por flechas). Se hace evidente las ventajas visuales del uso de la simulación virtual para explorar la anatomía del paciente y recopilar información clínica.



Figura 1.10. Simulación quirúrgica con realidad virtual[168].

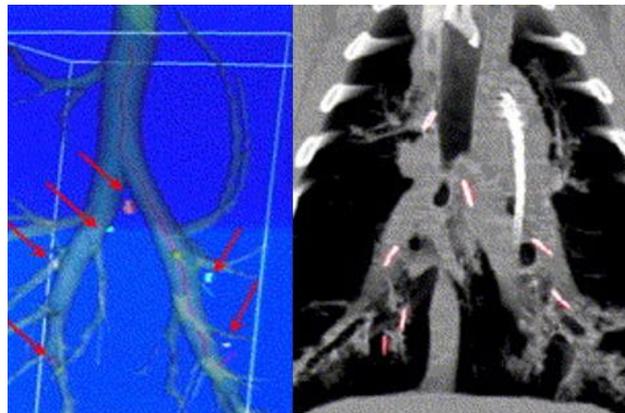


Figura 1.11. Simulación virtual de un proceso de endoscopia [169].

En función de los avances tecnológicos y la manera en que se aplican en el desarrollo de simuladores quirúrgicos, éstos se pueden agrupar en tres generaciones cronológicamente secuenciales [170][171]:

1. *Primera generación.* Solo consideran la naturaleza geométrica de la anatomía humana.
2. *Segunda generación.* Permiten la interacción física la geometría de las estructuras anatómicas adicional a las capacidades de los SQ de primera generación.
3. *Tercera generación.* Tienen en cuenta la naturaleza funcional de los órganos, además de las características de las dos generaciones anteriores.

Actualmente, la mayoría de los SQ desarrollados, se encuentran dentro de la segunda generación. A su vez, en este grupo se distinguen cuatro niveles de simuladores de acuerdo con su complejidad [166][172]:

a) *Simuladores de tipo aguja*. Usa objetos visuales simples y únicamente simula el movimiento a lo largo de un eje.

b) *Simuladores de tipo exploración endoscópica o instalación de catéteres*. En los que la imagen que muestra el monitor cambia en función de los movimientos de control que ejerce el usuario.

c) *Simuladores orientados al entrenamiento*. Disponen de uno o dos instrumentos de interacción con el entorno virtual, enfocados a una tarea en particular.

d) *Simuladores completos*. Permiten el entrenamiento en determinados tipos de cirugía. Dentro de estos se encuentran los simuladores de laparoscopia, ginecología endoscópica, artroscopia o cirugías de ojo, entre otros.

1.3.6.1 Consideraciones de los simuladores quirúrgicos

El grado de inmersión en un entorno virtual depende en gran medida de la fidelidad con la que éste reproduce la realidad. Se deben tomar en cuenta las siguientes consideraciones al desarrollar simuladores quirúrgicos [172]:

1. Los sentidos que están implicados en la percepción del entorno virtual.
2. Los sensores que se necesitan para interactuar con el entorno y que éste realimente al usuario.
3. Los componentes que posee el entorno y sus propiedades.
4. Los tipos de interacciones que se pueden realizar con el entorno y cómo se espera que el entorno se comporte en base a dichas interacciones.

1.3.6.2 Ventajas de los simuladores quirúrgicos

En comparación con los métodos tradicionales como el uso de animales o cadáveres, simuladores físicos de algunas partes del cuerpo (hechas con plásticos y polímeros), la práctica con un paciente con supervisión, etc., los simuladores quirúrgicos presentan las siguientes ventajas [173] [174] [175] [176]:

1. Reducen el costo de materia prima utilizada para el entrenamiento
2. Proveen de experiencia al utilizar una variedad amplia de patologías
3. Permiten realizar varias veces el mismo proceso.
4. Proporcionan información de procedimientos complicados o de difícil acceso
5. Permiten la planeación y práctica quirúrgica sobre la anatomía de un paciente específico antes de la intervención quirúrgica
6. Aumentan y mejoran el intercambio de opiniones entre colegas médicos, y con el paciente.

1.4 Revisión bibliográfica

1.4.1 Simuladores quirúrgicos

Un Simulador Quirúrgico es un sistema que permite una imitación, lo más real posible, de gestos necesarios para la realización de algún procedimiento de cirugía específico. Para conseguir el realismo los órganos presentes en el escenario virtual se han de mostrar lo más similar posible a la realidad. Además deben responder en tiempo real, es decir la respuesta a los estímulos del usuario debe ser dentro de un plazo de tiempo de 15 Hz [177], no basta con que las acciones del sistema sean correctas, sino que además tienen que ejecutarse dentro de un intervalo de tiempo determinado. Respecto al realismo háptico, el simulador necesita una frecuencia de 1 KHz [177], ya que el sentido del tacto del ser humano presenta una muy elevada resolución.

Hay muchos tipos de simuladores para entrenar a los cirujanos y formar estudiantes de medicina, por ejemplo el simulador de parto diseñado por Beyer [178], en donde el sistema muestra el vientre de una mujer embarazada que esta por dar a luz. El usuario teniendo en cuenta la morfología de los órganos, busca calcular de la trayectoria real del feto. Daily et al [179] presentan el desarrollo de un SQ de RV para un procedimiento de cirugía de catarata, muestran un ojo e instrumentos quirúrgicos 3D en un escenario como en un quirófano real de cirugía. El sistema está equipado con un par de dispositivos hápticos para proporcionar sensación táctil.

El desarrollo de cirugías mínimamente invasivas dio lugar a que la laparoscopia fuera una de las técnicas más socorridas por pacientes y médicos hoy en día. La investigación y la creación de simuladores laparoscópicos son muy comunes en las diferentes ramas de la medicina. Las aplicaciones de los simuladores para laparoscópicas son muy diversas, dentro de las que destacan los simuladores para cirugías de corazón [180], colonoscopia [181], los simuladores para entrenamiento y adiestramiento [182].

Además, existen reportados en la literatura simuladores quirúrgicos dentales como el desarrollado por Wu [183], en donde se simula la boca de un paciente y las herramientas utilizadas durante los tratamientos dentales. Los dentistas que utilizaron el simulador señalan que durante esta operación la sensación es suave y se siente como si al taladrar los dientes fuera real. Otro simulador dental con base en dispositivos hápticos y RV, pero con enfoque periodontal, para el entrenamiento de estudiantes es presentado por Luciano et al [184], en donde presentan un sistema háptico-virtual desarrollado para enseñar a los alumnos el diagnóstico y tratamiento de enfermedades periodontales mediante la visualización de un modelo 3D de una boca humana, en donde se pueden apreciar las superficies de los dientes, las encías y se pueden manipular los instrumentos dentales con retroalimentación háptica.

También se han desarrollado otros simuladores quirúrgicos en donde se busca que la experiencia no solo se guie por el tacto y la vista, sino también se agreguen otras sensaciones

importantes para el usuario como el oído. Como en el caso del simulador desarrollado por Kim [185], donde el estudiante dentista puede ver, oír, y sentir el entorno virtual en el mismo espacio, mientras que realiza una perforación dental. El sonido del contacto físico entre el taladro virtual y el diente puede aumentar significativamente el realismo. Este simulador combina un mundo de sensaciones que permiten al usuario transportarse a la realidad, generando todos los sentimientos que se pueden percibir durante la cirugía, como el tacto, la vista y el oído.

1.4.2 Sistemas virtuales de cirugía ortognática

Como una especialidad en los simuladores dentales, se encuentran en la literatura sistemas desarrollados para apoyar a los cirujanos en fase de entrenamiento para obtener la experiencia en cirugía sin paciente. Particularmente en la rama ortognática, se encuentra el trabajo de Olszewski [10]. En este trabajo se desarrolló un prototipo de un sistema integrado basado en computadora para ayudar a los cirujanos maxilofaciales en la planificación, la simulación y la asistencia previos a la cirugía. Esta integración la realizan en la plataforma llamada Medical Studio en donde manipulan las imágenes DICOM del cráneo del paciente y mediante algoritmos de marching cubes renderizan un cráneo de 3.000,000 elementos triangulares. Mediante un dispositivo de 6 GDL (Grados De Libertad) capturan la mordida del paciente, para realizar una cefalometría con 22 puntos que a su vez generan planos que se visualizan en pantalla, para el diagnóstico de la asimetría. Yu et al [186] publicó un trabajo en el que reconstruyeron un cráneo a partir de tomografías computarizadas y realizaron una cirugía ortognática sobre ese modelo 3D generado. El sistema consta de un sistema inmersivo por un visor que permite visualizar un entorno 3D y un paciente virtual, además del movimiento dentro del quirófano. Concluyen que este simulador puede ayudar en la planeación y entrenamiento de la cirugía. Un trabajo similar se presentó en [187], en donde se incluye un casco completo para el usuario y se hace énfasis en que la realidad aumentada permite incrementar el nivel de conocimiento de los estudiantes por medio de una inmersión de los usuarios en tareas de osteotomía de faciales.

Además de realizar trabajos para entrenamiento, se encuentran investigaciones sobre desarrollo de simuladores para la planeación de cirugías ortognáticas como es el caso de trabajo publicado por Nadjmi en [188], donde ataca el problema de la maloclusión, que en la práctica se realiza manual con moldes. El autor realiza una propuesta para obtener una oclusión óptima mediante un planificador 3D implementado en un software comercial de nombre Maxilim [189], útil para el tratamiento de imágenes médicas. Esta herramienta de oclusión virtual calcula una interacción entre maxilar superior e inferior. Se evaluó el sistema con 11 pacientes y comentan el error mínimo que existe entre el procedimiento manual y el virtual. Proponen que el sistema se puede utilizar en la práctica clínica. Polley, et al en [190] desarrollan un sistema de posicionamiento ortognático (Orthognathic Positioning System OPS [191]) diseñado por medios computacionales utilizando técnicas de estereolitografía CAD y 3D. El uso del OPS puede eliminar las inexactitudes comúnmente asociados con la planificación de la cirugía ortognática tradicional y simplificar la ejecución mediante la eliminación de etapas quirúrgicas tales como la

medición intraoperatoria, la determinación de la posición condilar, el uso de férulas intermedios voluminosos, y el uso de alambre de fijación intermaxilar. Otra herramienta de planeación quirúrgica es presentada por Chapuis [192]. Este autor presenta un software que permite simular la corrección quirúrgica en modelos virtuales en 3D del esqueleto facial generada a partir de la Tomografía Computarizada (TC). La planificación de la cirugía y la simulación incluyen cefalometría dinámica, corte semi-automático de hueso y reposicionamiento. También el sistema muestra las posiciones de la mandíbula y guías de posicionamiento actualizados en tiempo real durante el procedimiento quirúrgico virtual.

Swennen et al en [193] muestran un trabajo mucho más técnico que los anteriores, basando un experimento, en el que se adquiere un modelo virtual 3D del cráneo el cual se utiliza para la planificación de la cirugía ortognática sin el uso de modelos dentales de yeso y sin deformación de la máscara de los tejidos blandos de la cara. Mediante una TC de haz cónico (Cone-Beam Computed Tomography CBCT), obtienen el modelo 3D del cráneo y lo manipula en un ambiente virtual mediante píxeles 3D llamados vóxel. La implementación se realiza en un software comercial, Maxilim [189]. Los autores argumentan que la representación basada en vóxel es muy precisa y robusta, por lo que la promueven como un método apropiado para la planificación de la cirugía ortognática. Una ligera variación en los planeadores virtuales se presenta en [194], donde realizan una comparación entre estrategias computacionales para el modelado de la deformación de los tejidos blandos en planeadores que intentan predecir el comportamiento de los músculos faciales en una cirugía ortognática. Los cuatro algoritmos se implementaron, elemento finito lineal, elemento finito no-lineal, masa-resorte y masa tensor, mediante mallas tetraédricas y un algoritmo de segmentación en un software comercial llamado Amira [195]. Los mejores resultados corresponden al modelo lineal de elementos finitos y el modelo masa-tensor según el tiempo de simulación y costo computacional.

1.4.3 Cirugía maxilofacial virtual

La cirugía virtual es una herramienta eficaz, útil y objetiva para la reconstrucción y la corrección de las deformidades faciales [196]. El uso de cirugía virtual mejora el diagnóstico y la planificación del tratamiento. También puede simular los resultados después de realizar la cirugía. En la literatura existe una amplia variedad de investigaciones y desarrollos en el área de la cirugía maxilofacial virtual. Como es el caso de Trucker en [197], quien presenta una comparación entre resultados quirúrgicos virtuales y reales utilizando la base del cráneo con la construcción de modelos. Esta comparación incluye datos durante la pre-cirugía, durante cirugía y post- cirugía en un entorno 3D. La implementación computacional para la segmentación de los modelos 3D se llevó a cabo con modelos virtuales ITK-SNAP con vóxel en una plataforma experimental nombrada Cranio Maxillo Facial (CMF). El uso de plantillas quirúrgicas para realizar cirugía de reconstrucción de mandíbula de acuerdo con la simulación preoperatoria fue presentado en [198]. La precisión se evaluó por medio de la cirugía de cadáver en un entorno 3D.

Las mandíbulas reconstruidas mostraron una alta similitud con la planificación quirúrgica, la desviación angular y la rotación de los segmentos de las mandíbulas reconstruidas.

Otro análisis comparativo entre los resultados quirúrgicos obtenidos con la simulación quirúrgica asistido por computadora y los métodos tradicionales fue presentado en [199], donde se generó un modelo 3D del cráneo de doce pacientes. Se sometieron a dos cirugías virtuales: 1) basada en la CASS (grupo experimental) y 2) basada en métodos tradicionales (tratamiento con duración de un año). Este trabajo muestra que los resultados quirúrgicos obtenidos con CASS son significativamente mejores que los obtenidos con el método tradicional de planeación con radiografías. La implementación se llevó a cabo en CASSOS (Computer-Assisted Simulation System for Orthognathic Surgery), un software desarrollado por SoftEnable [200] .

El desarrollo de un software llamado SurgiCase [201] que sirve como herramienta a los cirujanos realizar la planificación quirúrgica ortognática virtual en 3D fue presentado en [202]. Este software permite la realización de un pronóstico de la apariencia facial del paciente basada en una evaluación de los movimientos de maxilares. El sistema de planificación quirúrgica consta de cuatro etapas; reconstrucción de datos CT; generación de modelos 3D de hueso y de tejidos blandos, planificación y simulación virtual de cirugía y finalmente la visualización de los tejidos blandos en postoperatorio. La comparación de resultados de la simulación con datos TC postoperatoria muestra un 91% de certeza en el pronóstico de la apariencia facial del paciente después de la cirugía.

Un simulador virtual para odontología con retroalimentación háptica llamado Voxel-Man, es presentado en [203]. En este trabajo un grupo de 53 estudiantes de odontología realizaron tareas de taladrado de hueso y posteriormente evaluaron el sistema al finalizar la simulación virtual. Se desarrollaron algoritmos basados en la técnica *volume sculpting* misma que utiliza un conjunto de datos volumétricos que almacenan una estructura jerárquica tipo octree [204]. El sistema incorpora la retroalimentación háptica mediante el dispositivo háptico Phantom. Durante la simulación el usuario puede controlar un taladro virtual, al mismo tiempo que siente las fuerzas resultantes del proceso de perforación. Los resultados mostraron que 51 de los 53 estudiantes recomendaron la simulación virtual como una modalidad de formación complementaria en la educación dental. También reportan que para los usuarios la retroalimentación de fuerza, la percepción espacial en 3D y la resolución de la imagen del simulador son suficientes para la formación virtual de procedimientos quirúrgicos dentales. Una herramienta de RV para la cirugía asistida por computadora, llamado Hollowman, se presentó en [205]. Este software fue utilizado en la cirugía ortognática para controlar el desplazamiento del maxilar después de una osteotomía bimaxilar Le Fort I. La herramienta ha demostrado ser muy valiosa especialmente en translocaciones complejas no lineales del maxilar superior, ya que el cirujano visualiza directamente la posición del hueso movilizado en relación con la situación antes de la operación planificada.

El uso y la combinación de la tomografía volumétrica y programas de software dental 3D como herramientas para la cirugía oral y maxilofacial, particularmente en la colocación de implantes se discute en [206]. Los resultados sugieren que la combinación de estas tecnologías, dadas las capacidades de visualización de precisión y exactitud en el manejo de los modelos 3D, es de utilidad para los cirujanos. Resaltan la capacidad del sistema para auxiliar en la planeación, diagnóstico y el manejo quirúrgico de herramientas en distintos casos quirúrgicos como la reconstrucción ortognática cráneo-facial y la colocación de implantes estéticos.

Un simulador quirúrgico háptico-visual para la reducción del ángulo mandibular, procedimiento popular y eficaz ampliamente utilizado para alterar el contorno facial, fue diseñado e implementado en [207]. Esta plataforma se manipula con el Phantom Premium 1.5, y se emplearon algoritmos hápticos para incrementar la eficiencia en la simulación de fuerzas y torques durante el renderizado háptico. Los autores proponen métodos en tiempo real para la osteotomía y la reconstrucción durante el procedimiento de corte de hueso. Las fuerzas de contacto simuladas fueron verificadas mediante la comparación con los datos reales extraídas de pruebas mecánicas. Se presenta también un estudio, basado en datos específicos de pacientes, para validar la capacidad del sistema como una herramienta en la formación de los cirujanos con varias experiencias.

1.4.4 Osteotomías virtuales

Se ha desarrollado software cuyo objetivo es simular osteotomías que incluyen corte con sierra o taladro, como Swennen en [208] quien describe las etapas de la planificación virtual en 3D para el tratamiento de cirugía ortognática. Enlistando que la primera fase es la adquisición de imágenes para la cirugía ortognática virtual en 3D. La segunda, el procesamiento de datos de imagen adquiridos hacia un modelo de cráneo 3D. El diagnóstico virtual del paciente y la planificación de tratamiento de la cirugía ortognática virtual 3D, definidos por los autores como la tercera y cuarta etapa respectivamente. La quinta etapa es la exportación de los datos obtenidos en el proceso de planeación. La fabricación de una férula por medios de modelado virtual es la etapa seis. La etapa siete es la transferencia de la información generada en el sistema virtual hacia el quirófano. Finalmente la evaluación del resultado del tratamiento virtual en 3D mediante la cirugía real.

La perforación del hueso con el uso de interfaz háptica se presenta en [209], donde se muestra un sistema para la simulación de una osteotomía con una herramienta giratoria para el taladrado de hueso. El cráneo 3D usado viene de imágenes TC, el renderizado visual se hace una técnica de visualización propuesta basada en vóxel, el renderizado háptico con OpenHaptics [210] y la manipulación mediante un Phantom 1.0. En [211] se muestra un sistema que manipula hápticamente datos volumétricos para simular los cambios de la geometría del hueso durante la cirugía ortopédica. También implementan un modelo para el cálculo de la fuerza y del par de torsión, tangencial y radial, centrados en el borde de la herramienta de corte para simular las

respuestas hápticos en el proceso de perforación. Los pares calculados se utilizan para evaluar el trabajo requerido para la perforación, la curva de perforación y la oscilación de la pieza de mano durante el proceso de perforación. La implementación del corte se realiza mediante operaciones booleanas, el renderizado visual con librerías OpenGL [212] y el renderizado háptico con OpenHaptics [210].

En [213] realizan una evaluación de un sistema 3D virtual - háptico para tareas de entrenamiento en la perforación de dientes (preparación de la corona) con un dispositivo háptico tipo Phantom Omni. El objetivo es identificar las habilidades clínicas adecuadas para la práctica dental con una comparación entre novatos y expertos. El renderizado visual se implementa con librerías OpenGL [212] y el renderizado háptico con OpenHaptics [210]. Los autores comentan que el simulador de realidad virtual es una herramienta útil ya que permite la práctica adecuada en la perforación dental con un rendimiento aceptable en respuesta de la interfaz háptica y visual. El trabajo presentado en [214] Eriksson muestra el desarrollo de un simulador de entrenamiento quirúrgico para el fresado de hueso. Los huesos del cráneo son representados mediante los datos obtenidos a partir de TC que ofrece imágenes de alta calidad de las estructuras óseas, por lo que simulador admite la importación de datos en formato DICOM. En el artículo se discute el renderizado visual que se realiza a 30Hz con las librerías OpenGL [212] mediante algoritmos basados en marching cubes y el algoritmo para optimizar cambios dinámicos durante el proceso de taladrado. También presenta un algoritmo para el renderizado háptico estable que funciona a 1000Hz implementado con las librerías SenseGraphics [215] usando un dispositivo háptico Phantom Omni.

Un simulador virtual-háptico de escultura dental se presenta en [216]. Este simulador puede ser utilizado para la práctica en procedimientos dentales para moler, perforar, o el lavado de superficies. El modelo dental se extrae de un escáner láser dental 3D comercial y se renderiza visualmente por medio de mallas triangulares. Los autores proponen un algoritmo de reducción de modelo para grandes datos de mallas triangulares. El renderizado háptico se basa en el modelo resorte-amortiguador. En el trabajo [217] se presenta un sistema de simulación para la formación de estudiantes en odontología, con el objetivo realizar corte de dientes basado en modelos con formato STL de humano, obtenidos por TC. El sistema consta de cuatro partes, interfaz humana por MFC (Microsoft Foundation Classes), parte visual por OpenGL [212], parte táctil por OpenHaptics con manipulación se lleva a cabo con el Phantom Omni, y parte del sonido OpenAL. Mediante el uso de algoritmos Gilbert, Johnson y Keerthi (GJK) se calculan la profundidad de penetración entre la barra y los dientes.

Un simulador maxilofacial para corte, separación, y reordenamiento de hueso durante la cirugía ortognática por medio de un dispositivo háptico es presentado en [218]. En este trabajo, se realiza el análisis de la oclusión después de la reposición de hueso, mediante un plano ubicado entre los maxilares superior e inferior. La implementación se lleva a cabo en el software FreeForm de Sensable [219] previo la digitalización en STL del modelo del cráneo en VG Studio 1.1 [220]. Debido a la versatilidad y funcionalidad, los autores exaltan la utilización de un

dispositivo háptico al realizar diversos procedimientos para la cirugía ortognática. Una plataforma implementada con librerías hápticas Chai3D [221] para un dispositivo háptico Omega 6, y un renderizado visual controlado por VTK [222], se presenta en [223]. La llamada VR-MFS es usada como una plataforma para entrenamiento de osteotomía con alto nivel de realismo, en particular para una cirugía Le Fort I. La evaluación muestra que las personas sin experiencia aceptan de buena manera esta tecnología para la formación quirúrgica. Sin embargo estas plataformas presentan una limitación ya que solo se realiza cortes con trayectorias regulares y si se desea realizar cortes en zigzag o espirales, estos sistemas no podrían renderizarlos fielmente.

El uso de la planificación quirúrgica 3D asistida por computadora en la reconstrucción del cóndilo mandibular mediante osteotomía de rama vertical, se describe en [224]. Los resultados mostraron que la combinación entre el sistema de planificación quirúrgica y la simulación hace que la cirugía sea más precisa y conveniente, evitando el daño a estructuras vitales. Por otro lado en [225] se evaluaron tres métodos de osteotomía por medio de simulación 3D: osteotomía sagital de rama (Sagittal Split Ramus Osteotomy, SSRO), osteotomía intraoral de rama vertical (Intraoral Vertical Ramus Osteotomy, IVRO) y osteotomía corto lingual (Short Lingual Osteotomy, SLO). El objetivo fue determinar la cantidad de interferencias óseas entre los segmentos proximal y distal de la mandíbula en pacientes con prognatismo mandibular asimétrica. Se utilizaron 20 pacientes y se generaron modelos 3D de estos 20 casos con el software de cirugía virtual V-Works 4.0 [226]. Como resultado, los autores dicen que para el prognatismo mandibular y los casos de asimetría facial, el método SLO mostró un resultado más favorable que IVRO, a pesar de que la cantidad de interferencia ósea fue similar entre SLO y el método IVRO en casos severos.

Un simulador para la técnica de osteotomía de rama fue desarrollado por Troulis en [227] desarrolla una plataforma virtual, desarrollada en el laboratorio de planificación quirúrgica de Harvard, donde usan un cráneo 3D y lo renderizan visualmente con las librerías de VTK [222] y 3D Slicer [228]. Para la cefalometría, se identifican puntos de referencia reconocidos automáticamente por algoritmos programados, para obtener mediciones de ángulos y distancias. Una herramienta de corte se utiliza para segmentar la mandíbula y mover los segmentos del hueso virtual a sus posiciones predichas. Una herramienta de colisión avisa al usuario de las interferencias encontradas en el proceso de manipulación del hueso. Entre los resultados más importantes obtenidos, se encuentran que la planificación 3D puede evitar errores producidos por el mal dimensionamiento de la mandíbula en las mediciones, normalmente producidos con los métodos 2D tradicionales, por lo que permite al cirujano planificar con precisión el tratamiento y evaluar los resultados de la cirugía cráneo-maxilofaciales.

Algunas herramientas virtuales se han diseñado para ayudar a la osteotomía sagital, antes o después de la intervención quirúrgica. En [229] se evaluó el riesgo de lesión del nervio dentario inferior en la osteotomía sagital, basada en la proximidad del canal mandibular en el hueso

cortical externo, se propusieron técnicas quirúrgicas alternativas utilizando la cirugía asistida por computadora. El uso de análisis de elementos finitos 3D para comparar la estabilidad biomecánica de osteotomías sagitales bilaterales de rama dividida fijadas por tornillos de cabeza cuadrada con una configuración lineal y triangular fue presentado en [230]. Se simuló cargas posteriores oclusales para calcular los campos de esfuerzos, tanto en los segmentos y los dispositivos de fijación. También se encuentra en la literatura, diseños de dispositivos hápticos para estas tareas de simulación de corte de hueso, como el prototipo publicado en [231].

1.4.5 Cefalometría virtual 2D y 3D

La cefalometría ha sido utilizada por más de 70 años ya que es una de las herramientas esenciales en el diagnóstico de ortodoncia y cirugía cráneo-maxilofacial. Las medidas cefalométricas bidimensionales de cefalogramas laterales y/o frontales fueron ampliamente estudiadas en varios grupos étnicos y de esta manera se generaron los métodos de medición. La inclusión de las tomografías computarizadas han permitido el desarrollo de los análisis cefalométricos 3D, mismos que se han ido introduciendo poco a poco en la ortodoncia. La digitalización de las cefalometrías permite un análisis de las medidas del cráneo mucho más rápido y más fácil. Por lo tanto el uso de software para la cefalometría computarizada para la planificación y la predicción de los resultados del tratamiento ortognático, ha sido tema de desarrollos tecnológicos y de investigación. Existe software comercial para realizar medidas craneales directamente en la pantalla mediante las imágenes digitales, Tabla 1.1. Estos “asistentes” guían paso a paso a los ortodoncistas en el proceso de realización de los trazados, y cuentan con la capacidad de marcar los puntos cefalométricos sobre radiografías digitales y mostrar, de diferentes maneras, la información adquirida a partir de la colocación de esas marcas sobre una imagen de radiografía 2D.

Tabla 1.1. Software comercial para cefalometría.

Software Cefalometría	
1	Oris Ceph Rx [232]
2	FACAD [233]
3	Digital Cef [234]
4	Dolphin [7].
5	Carmen Dental UX [235]
6	VistaDent ON[236]
7	Radiocef Studio[237]
8	CephaloMetrics AtoZ [238]
9	NemoCeph [239]
10	AxCeph [240]
11	OnixCeph [241]
12	Fyitek [242]
13	Ortomed [243]
14	Quick Ceph [244]

También es importante mencionar que el uso de estos programas computacionales ha dado lugar a la reducción de costos en los tratamientos de planeación, pero obliga el uso de radiografías computarizadas. La principal consecuencia es el incremento en la exposición a la radiación para el paciente, por lo que su uso es responsabilidad del médico en conjunto con el mismo paciente.

Numerosas investigaciones han sido publicadas en los últimos años, como el trabajo presentado en [245], en donde realizan una comparación entre los resultados de un análisis cefalométrico hecho por procedimientos manuales y un software para cefalometría 2D nombrado Quick Ceph [244]. También realizan un estudio para validar la eficiencia de este software como herramienta para la predicción del post tratamiento de ortodoncia. Este estudio arroja que el método tradicional y el software no presentan una diferencia significativa en cuanto a la predicción del comportamiento en tejidos blandos, marcando como ventaja que el software agiliza el estudio. En el trabajo [246] se realizaron cefalometrías laterales comparando, el trazado manual utilizando una tableta y pantalla digitalizadora y el trazado manual por medio de un ratón de computadora. Hacen énfasis en las ventajas al usar herramientas tecnológicas, sin embargo, prevén que el trazado manual seguirá siendo popular por ser menos costoso y de fácil acceso.

En [247] se presenta un estudio comparativo sobre los valores de las mediciones cefalométricas digitales en comparación con las obtenidas a partir de radiografías laterales usadas en el método convencional. Estos valores se compararon para cuantificar el valor absoluto de la diferencia de la medición y los errores entre estos dos métodos. Reportan que los resultados obtenidos mediante el procedimiento digital, están en tolerancia con los datos generalmente encontrados en las mediciones realizadas sobre las radiografías. Los autores argumentan que la cefalometría digital presenta beneficios en términos de confiabilidad de los datos cefalométricos arrojados. La cefalometría 2D es una proyección de estructuras en 3D [248], lo cual genera ciertas desventajas, incluyendo la ampliación no homogénea y la distorsión de las estructuras laterales debido a una posición desalineada al momento de tomar la placa y/o la asimetría ósea del paciente. Lo anterior provoca referencias inexactas que puede originar fallos en el diagnóstico [249]. Además, el uso de mediciones promedio de las estructuras de izquierda y derecha en cefalometrías 2D, asumiendo que ambos lados de la cara son simétricos, no es realista ya que la cara humana es rara vez simétrica [250].

Debido a esto, los investigadores se han dado a la tarea de desarrollar sistemas para realizar cefalometrías en 3D y evaluar las ventajas y la posible incursión de estos a la práctica en ortodoncia. Tal es el caso de [251] en donde desarrollan un procedimiento para evaluar y diagnosticar a los pacientes con asimetría facial, mediante puntos en 3D. Para este estudio se seleccionaron puntos de referencia anatómicos que no son precisamente los mismos puntos que en los cefalogramas laterales y coronales. Los puntos marcados se encuentran en el espacio 3D y se pueden utilizar en cualquier vista, manteniendo su perspectiva, ubicación y referencias. En este estudio se utilizan técnicas digitales para la obtención de la estructura ósea de los pacientes

mediante TC, la cual es una técnica muy utilizada en el tópic de la cefalometría 3D al utilizarla varios autores como en [252], donde evalúan la precisión en la medición de modelos 3D extraídos de TC. Este estudio arroja que la medición del cráneo 3D reconstruido es cuantitativamente precisa para la planificación quirúrgica y la evaluación del tratamiento de las fracturas cráneo-faciales.

También se encontraron en la literatura trabajos en donde se evalúan y/o proponen modificaciones a los procedimientos cefalométricos al introducir cefalometrías 3D. Tal es el caso de [253] en donde realizan una adaptación del análisis cefalométrico en 2D a una cefalometría en 3D mediante el uso de planos y puntos. Se hizo una comparación de las medidas cefalométricas realizadas en 26 cráneos entre radiografías de perfil y en las representaciones de superficie 3D. Además se evaluó la precisión de las mediciones realizadas por el software nombrado Craniofacial Cephalometric Analysis 3D (ACRO3D) y el instrumento de medición, determinando que las diferencias entre ambos no son significativas, por lo que sugieren y recomiendan el software como una herramienta fiable para el desarrollo de análisis cefalométricos en 3D.

Trabajos en los que el objetivo es la comparación entre cefalometría 2D y 3D con CT y radiografías se presentan en [254][255][256][257][258][259][260]. La comparación la realizan mediante varias pruebas en donde efectúan el proceso de colocación de marcas en repetidas ocasiones y calculan el error entre la cefalometría 3D y 2D. El primer punto de comparación por donde comienzan los estudios llevados a cabo, es el contraste de cefalometría en 2D y 3D en las que se evalúa si las mediciones en las radiografías cefalométricas convencionales son comparables con las mediciones en modelos 3D. Las mediciones en las radiografías cefalométricas convencionales pueden diferir significativamente de las mediciones en modelos 3D del mismo cráneo. Algunos autores recomiendan utilizar cefalometrías 3D para la investigación longitudinal y no cuando sólo hay registros 2D. Sin embargo, el software de planificación cefalométrica de 2D sigue siendo útil para la predicción de los resultados de tejido duro en la osteotomía. También existen versiones basadas en la experimentación virtual que la transferencia de datos de 2D a 3D puede dar lugar a errores, por lo que las dos técnicas de planeación, siguen encadenadas mutuamente.

Los comentarios sobre las ventajas de la cefalometría 3D no se hacen esperar en la literatura, principalmente argumentando que la precisión, la generación de modelos 3D de tamaño real, sin distorsión y con gran nitidez, permitiendo fácilmente la identificación de los puntos anatómicos y referencias estructurales. Sin embargo, los investigadores comentan que la principal desventaja es el costo de adquisición de las tomografías y la obtención del modelo cráneo 3D. En general hay una tendencia clara acerca de que la tendencia de la ortodoncia tiene miras a la cefalometría 3D, pero el costo del tratamiento mismo ya es de considerar, por eso el procedimiento manual sigue siendo el más utilizado en la práctica profesional.

1.4.6 Discusión

Los trabajos científicos y de investigación en simulación de cirugías médicas y sus planeaciones son bastos y extensos, como se puede observar en la sección anterior. De entre la revisión se encuentran una gran cantidad de procedimientos quirúrgicos en donde la RV tiene oportunidad de colaborar como una herramienta para la mejora de la formación técnica y del protocolo quirúrgico utilizado por los médicos, cirujanos, residentes, estudiantes, etc.

Sin embargo, la mayoría de los usuarios potenciales dependen de que estos simuladores estén disponibles en el mercado local o internacional. Como es el caso de los simuladores para planeación en ortodoncia útiles en la elaboración de cefalometrías virtuales. Los especialistas que tienen la oportunidad de adquirir y usar un software para análisis cefalométrico se evitan el trazado manual, el cálculo de ángulos y distancias, como tradicionalmente se hace, además de realizarlo en menor tiempo. Entre las principales desventajas que se pueden mencionar es el hecho de los altos costos de estos simuladores ya que oscilan entre los \$35,000.00 pesos, los más modestos, hasta los \$400,000.00 pesos los programas que cuentan con opciones más avanzadas.

Es claro que al paso de los años y el avance tecnológico de la actualidad, los sistemas de realidad virtual quirúrgicos que comenzaron siendo simulaciones para la cirugía, después eran herramientas para la evaluación de la planificación por lo que se desarrollaron sistemas para validar los simuladores. La siguiente transición fue la formación basada en el criterio, en donde se intentaba dejar a un lado el proceso de entrenar por un tiempo determinado o el número de ensayos. Finalmente se muestra en la literatura que la generación actual de los simuladores intenta ser más inteligentes, es decir que incluyen evaluación del juicio dependiendo los casos y pacientes, la predicción de los resultados y de las habilidades psicomotoras.

Por esto los investigadores se han enfocado en desarrollar sistemas quirúrgicos virtuales que incluyan pruebas virtuales y evaluación, la planificación preoperatoria, y el ensayo quirúrgico. En la Tabla 1.2 se muestran una comparación entre las plataformas cefalométricas más representativas encontradas en la literatura, mostrando algunas de sus características.

La revisión bibliográfica en cefalometría arroja que existen simuladores para cefalometría 2D, que dependen de la habilidad del operador para acomodar de manera precisa los contornos de líneas dibujadas automáticamente por el software, sobre la radiografía digital. Además de que la función de predicción para ubicar los puntos cefalométricos no contempla la experiencia del ortodontista. Sumando este error al generado por la radiografía misma, provoca errores durante la planeación de las cirugías ortognáticas.

Tabla 1.2. Plataformas de cefalometrías.

Desarrollador	Aplicación	Características
Cangialosi et al. (1995) [245].	Evaluación de software comercial para predicción del crecimiento de hueso facial.	Con un software comercial, Quick Ceph II [244], realizan cefalometrías 2D automáticas sobre radiografías.
Cavalcanti (1999) [252].	Evaluación la precisión en la medición de modelos 3D.	En imágenes volumétricas 3D realiza mediciones lineales con un software comercial, Cemax VIP versión 1.4 con base en TC.
Naini (2001) [246].	Comparación entre cefalometría manual y digital 2D.	Sobre radiografías y procesamiento de imágenes ubican puntos sobre el cráneo para calcular la cefalometría en un software comercial, OTP.
Adams (2004) [256].	Comparación entre cefalometría 2D y 3D.	Localizan puntos en una radiografía 2D manualmente y en un modelo 3D automáticamente (desde 3 puntos de vista diferentes) con interpolaciones lineales en el software Sculptor 3D.
Katsumata (2005) [251].	Diagnóstico de asimetría con planos 3D sobre imágenes 2D.	Localizan puntos clave sobre radiografías frontales, laterales y superiores, se procesan en Photoshop 5.5 para trazar planos en un espacio 3D y calcular la asimetría.
Olszewski (2007) [253].	Adaptación de cefalometría 2D a una 3D por medio planos y puntos.	Se marcan puntos sobre una radiografía 2D manualmente con el mouse y se calcula la cefalometría. En Acro3D con VTK, Marching Cubes y cálculos euclidianos se obtienen la cefalometría 3D.
AxCeph® [240]	Obtención de cefalometría computarizada 2D.	Sobre radiografía digital, realiza el trazado automático de puntos cefalométricos que se acomodan manualmente con el mouse. Calcula los valores cefalométricos y entrega reporte
Facad® [233]	Obtención de cefalometría computarizada 2D.	Sobre radiografía digital se realiza la marcación de puntos y la adecuación de contornos como los dientes y el rostro con el mouse. Calcula los valores cefalométricos y entrega reporte.
Dolphin® [7]	Obtención la cefalometría y predicción facial 2D/3D.	Trazado automático de cefalometría por varios métodos con manipulación manual por mouse para acomodo fino de puntos. Superposición de fotografías y la cefalometría y predicción de movimientos óseos.

Los sistemas desarrollados que implementan la cefalometrías 3D en su mayoría, realizan una validación del uso de las técnicas establecidas en la realización de cefalometrías 2D y su posible traslado a un ambiente 3D, como se aprecia en la Tabla 1.2. Adicionalmente se realizan investigaciones para averiguar la precisión en el uso de cráneos 3D y obtener medidas de la estructura ósea desde esta fuente. Sin embargo no se han realizado estudios para establecer algún método en el que la cefalometría 2D no tenga injerencia en la realización de análisis cefalométricos directamente en modelos 3D, y por consiguiente tampoco se han aplicado en la práctica profesional, aunque claramente se puede apreciar que la tendencia está dirigida a migrar a los medios computacionales.

Si bien es cierto que en la práctica en ortodoncia la cefalometría 3D no es una actividad frecuente, los estudios realizados reportan que la tendencia es migrar del 2D al 3D ayudado de la tecnología actual y futura. Por lo que es necesario que se comience a realizar en la práctica profesional las cefalometrías 3D, aunque la accesibilidad por parte de estos sistemas hacia los

ortodoncistas depende del costo, de la facilidad de manejo, versatilidad del software, tiempo invertido en el uso del programa y confiabilidad. No se han desarrollado sistemas para la elaboración de cefalometrías virtuales asistidas por sistemas hápticos, y prácticamente ninguno incluye las opciones de realizar cefalometrías 2D y 3D en el mismo software como un medio de planeación y así complementar el método tradicional.

La incorporación de simuladores como medio complementario de formación en cirugía se ha demostrado que es una herramienta que ayuda a la adquisición de conocimientos y habilidades por parte de no sólo cirujanos sino también para anestesistas, pediatras, etc. Algunos de los simuladores para cirugía ortognática más representativos de la revisión de la sección anterior, se muestran en la Tabla 1.3. En donde se puede apreciar que varios trabajos se centran en la predicción del resultado post operatorio de los pacientes, antes incluso de realizar la cirugía. Además se realizan evaluaciones de confiabilidad y precisión de software que se encuentra disponible comercialmente. También se perciben los esfuerzos en intentar desarrollar plataformas que integren herramientas para la planeación de cirugías ortognáticas, para obtener información útil en quirófano y/o para utilizarlos como medios de entrenamiento en los cirujanos inexpertos.

Sin embargo los autores y grupos de investigación comentan que estos simuladores aún no han alcanzado la eficiencia requerida, ya que los métodos de visualización y la inclusión de más sentidos como el uso de dispositivos hápticos, siguen representando una limitante derivada por los recursos computacionales. Lo anterior a pesar de que se han hecho esfuerzos significativos como el utilizar técnicas de visualización para aumentar la calidad en pantalla, aumento de la resolución de los elementos del escenario virtual, la inclusión de dispositivos particulares para simulaciones de operaciones poco frecuentes, el uso de herramientas táctiles para predicción del comportamiento de los tejidos blandos, etc., que en conjunto pretende aumentar el realismo de los simuladores. Pero en muchas ocasiones la necesidad de presentar un software atractivo a la vista, deja a un lado detalles importantes como la facilidad del uso del software o la necesidad de utilizar varios paquetes computacionales para la planeación completa de cirugías.

La literatura reporta simuladores para osteotomías con y sin el uso de dispositivos hápticos para realizar el corte en modelos 3D, aunque la mayoría de los simuladores que lo incluyen, se enfocan en el taladrado de mandíbula y dientes enfocados en tareas de entrenamiento y en pocos casos en la planeación. En la Tabla 1.4 se muestra el compendio de los principales desarrollos reportados, en donde se puede apreciar la variedad de opciones para enfrentar la necesidad de realizar corte de hueso en simuladores.

Algunos de estos trabajos enfocados en el corte con sierra usan planos para generar la osteotomía en la rama de la mandíbula, otros permiten el trazando de trayectorias de corte manualmente. Otros sistemas presentados son enfocados para el taladrado en superficies sólidas, simulando el hueso de la mandíbula, cráneo o los dientes. La integración de elementos, técnicas y

opciones destinadas para que el usuario realice planeación cada vez más completa, es una constante en el desarrollo de estas plataformas virtuales conforme pasan los años, como se puede apreciar en la Tabla 1.5.

Tabla 1.3. Plataformas de cirugía maxilofacial.

Autor	Aplicación	Características
Chapuis et al (2006), [192].	Simulador de cirugías ortognáticas para planeación y entrenamiento.	Integran en un sistema la osteotomía virtual (segmentan el hueso con bloques), cefalometría 3D, digitalización de la oclusión, plan de reposicionamiento y crean un plan de transferencia quirúrgico.
Mollema et al (2007), [194].	Predicción de tejidos blandos en cirugía, para planeación.	Aplicaron cuatro estrategias de cálculo para predecir la perspectiva facial después de la osteotomía. También simulan el corte de hueso dividiendo en secciones el cráneo los maxilares en un software comercial, Amira [194].
Olszewski et al (2008),[10].	Simulador e Integración de métodos para para planeación quirúrgica y entrenamiento.	Sobre un modelo 3D (marching cubes) generan una guía para la cirugía. Esta guía nace de movimientos manuales del usuario trazando una trayectoria sobre una mandíbula real y con procesamiento de imágenes capturan la trayectoria trazada. Integrado en software Acro 3D.
Yu et al (2009), [186].	Simulador de cirugías ortognáticas para planeación y entrenamiento.	Desarrollo e implementación propia.
Swennen et al (2009), [193].	Simulador para planeación de cirugía ortognática virtual 3D basado en marching cubes.	Realizan una marcación de puntos de referencia sobre un cráneo 3D para simular osteotomías con planos y realizar el reposicionamiento de los huesos, con detección de colisiones en el software Medical Studio.
Nadjimi et al (2010), [188].	Predicción de la oclusión óptima usada para para planeación.	En 11 pacientes, mediante técnicas 3D y el software comercial Maxilim, calculan la oclusión óptima entre dientes que se puede generar con cirugía.
Tucker et al. (2010), [197].	Simulador quirúrgico para planeación usando ITK-SNAP y renderizado con vóxel.	Para 14 pacientes, generan un modelo 3D de un cráneo, lo segmentan y simulan una cirugía cráneo maxilo-facial. Comparan los resultados de ambas cirugías.
Xia et al (2011), [199].	Simulador cirugía ortognática virtual, para planeación y comparación métodos 2D contra 3D.	Realizan una cirugía virtual con el software CASSOS y una real a 12 pacientes, verifican los resultados quirúrgicos para validar y comparar el programa.
Marchetti et al (2011) [202]	Planeación de cirugía maxilofacial, para pronóstico visual de tejidos blandos	Reconstruyen el hueso de un cráneo humano y mediante cálculos matemáticos y técnicas de elemento finito entregan un pronóstico visual posoperatorio con un software comercial SurgiCase [201].
Polley (2013), [190]	Simulador quirúrgico para planeación de implantes	Mediante un software comercial OPS [191], diseña soportes para usarlos osteotomía, Además, simula los cortes ideales lineales y taladrado mediante mouse.

Tabla 1.4: Plataformas de osteotomía virtual

Desarrollador	Aplicación	Plataforma	Cef	ManH
Keeve et al. (1996) [261]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Desarrollo e implementación propia, marching cubes.	No	No
Aoki et al. (2001) [262]	Planeación y predicción mediante mediciones computacionales	Software comercial MAGICS [263], modelado de polígonos 3D.	Si	No
Zachow et al. (2001) [264]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Desarrollo e implementación propia, voxel, malla tetraédrica, método de elemento finito.	Si	No
Pflesser et al. (2002) [209]	Simulación de taladrado sobre hueso	Desarrollo e implementación propia, vóxel y OpenHaptics [210].	No	Si
Sohmura et al. (2004) [218]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante corte manual	Software comercial. Free Form [219] VG Studio 1.1 [220].	No	Si
Yeshwant et al. (2005) [265]	Planeación de osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Software comercial. 3D Slicer [227].	Si	No
Eriksson (2006) [214].	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante corte manual	Desarrollo e implementación propia, marching cubes, OpenGL [212] y OpenHaptics [210].	No	Si
Noborio et al (2008) [217]	Simulador quirúrgico para corte de diente y hueso	Desarrollo e implementación propia, OpenGL [212] y OpenHaptics [210].	No	Si
Tsai (2007) 217	Simulación de taladrado sobre hueso	Desarrollo e implementación propia, OpenGL [212] y OpenHaptics [210].	No	Si
Shendel et al. (2009) [266]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Software comercial 3dMD [267].	Si	Si
Siriwan (2009) [213]	Simulación de taladrado sobre diente	Desarrollo e implementación propia, OpenGL [212] y OpenHaptics [210].	No	Si
Ullah et al. (2012) [29]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Desarrollo e implementación propia, OpenGL [212] y OpenHaptics [210].	No	Si
Wang et al. (2012) [207]	Simulador para el taladrado y corte de hueso.	Desarrollo e implementación propia, mallas triangulares y vóxel.	No	Si
Wu et al. (2014) [223]	Osteotomía en cirugía maxilofacial mediante planos de corte.	Desarrollo e implementación propia marching cubes, VTK [222], Chai3D [221].	No	Si

ManH (Manipulación Háptica), Cef (Cefalometría)

Sin embargo, algunas plataformas, aun incluyendo manipulación háptica, corte manual y realismo visual, presentan limitantes en cuanto a la similitud del comportamiento del corte y los efectos de la herramienta con la que se realiza la osteotomía, en comparación con el procedimiento quirúrgico real, pues solo se realiza cortes en forma de líneas rectas o líneas curvas poco pronunciadas y/o con un una sola trayectoria de corte manipulada por el usuario, se desprende la sección del modelo de lado a lado. Estas simulaciones representan una desventaja que disminuye el impacto en la aplicación de estos sistemas en la práctica profesional médica, ya que en los procedimientos quirúrgicos reales los cortes pueden no ser tan sencillos, por ejemplo en el tratamiento de malformaciones craneales o cirugías reconstructivas.

Tabla 1.5: Comparativo entre plataformas de osteotomía virtual.

Plataforma	ManH	OstL	OstP	Rep	Cef	Ent
Keeve et al. (1996) [261]			X			
Aoki et al. (2001) [262]					X	
Zachow et al. (2001) [264]			X		X	
Pflesser et al. (2002) [209]	X	X				
Sohmura et al. (2004) [218]	X	X		X		
Yeshwant et al. (2005) [265]			X		X	
Chapuis et al (2006), [192].			X	X	X	
Eriksson et al. (2006) [214].	X	X				X
Noborio et al (2008) [217]	X	X				X
Shendel et al. (2009) [266]	X		X		X	
Ullah et al. (2012) [29]	X	X				X
Wang et al. (2012) [207]	X	X				X
Wu et al. (2014) [223]	X	X		X		X

ManH (Manipulación Háptica), OstL (Osteotomía Libre), OstP (Osteotomía con Plano), Ent (Entrenamiento) Rep (Reposicionamiento del modelo).

Capítulo 2

Sistema Virtual de Cirugía Ortognática

2.1 Descripción del sistema

El sistema Orthognatic Surgery System (OSSys), propuesto y desarrollado en este trabajo doctoral, es una plataforma virtual diseñada para el entrenamiento y planeación de cirugías ortognáticas, en particular en la osteotomía de maxilar. La arquitectura del sistema OSSys se muestra en la Figura 2.1, mientras que en la Figura 2.2 se muestra la interacción entre los módulos que lo conforman. El sistema OSSys consta de ocho módulos:

1. Módulo de entrada de datos, para leer imágenes de las radiografías y modelos 3D a partir de imágenes médicas.
2. Módulo de visualización, responsable de llevar a cabo el renderizado gráfico de todos los objetos y ambientes virtuales.
3. Módulo de cefalometría, para realizar análisis cefalométrico 2D/3D.
4. Módulo de osteotomía, para realizar el corte virtual de hueso.
5. Módulo plantilla de apoyo quirúrgico, para generar un modelo que capture la oclusión después de la osteotomía
6. Módulo de manipulación, para permitir la manipulación y movimiento 3D de los objetos y herramientas virtuales de una manera libre.
7. Módulo de exportación de datos, para exportar cualquier información relacionada a la planeación de la osteotomía (por ejemplo. modelos STL).
8. Módulo para el entrenamiento y evaluación, para ayudar en la enseñanza de la osteotomía.

El sistema OSSys está programado en el lenguaje C++ por medio de MFC (Microsoft Foundation Classes) y el compilador Visual Studio 2010. El sistema OSSys está basado en dos funciones básicas; el renderizado gráfico mediante las librerías VTK [222], y el renderizado háptico mediante dispositivos hápticos Phantom Omni y las librerías H3D-API [268]. La interfaz háptica del sistema se muestra en la Figura 2.3. En la Figura 2.4 se muestra el diagrama de flujo general de los procesos de renderizado gráfico y visual.

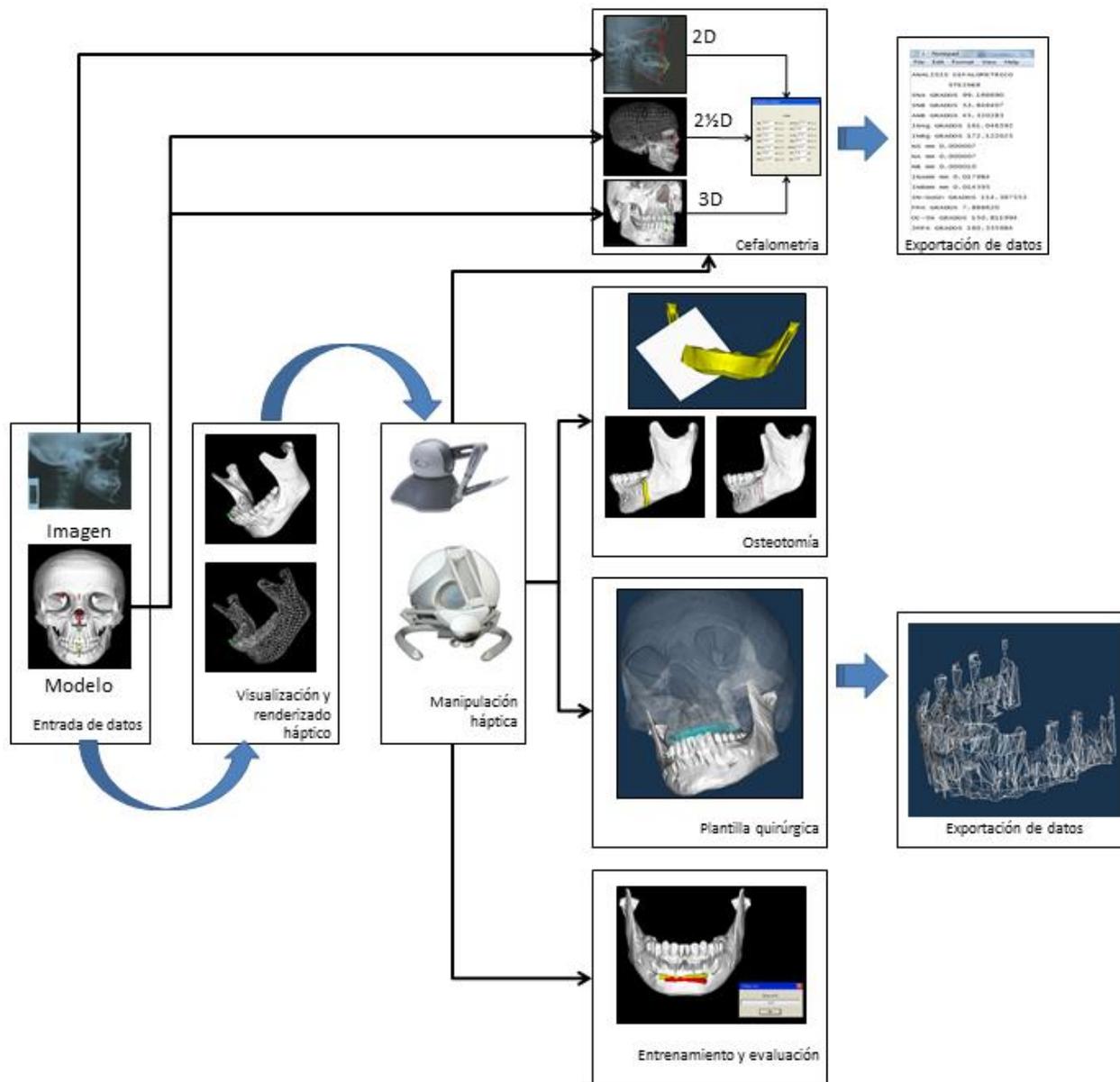


Figura 2.1. Arquitectura general del sistema OSSys.

OSSys

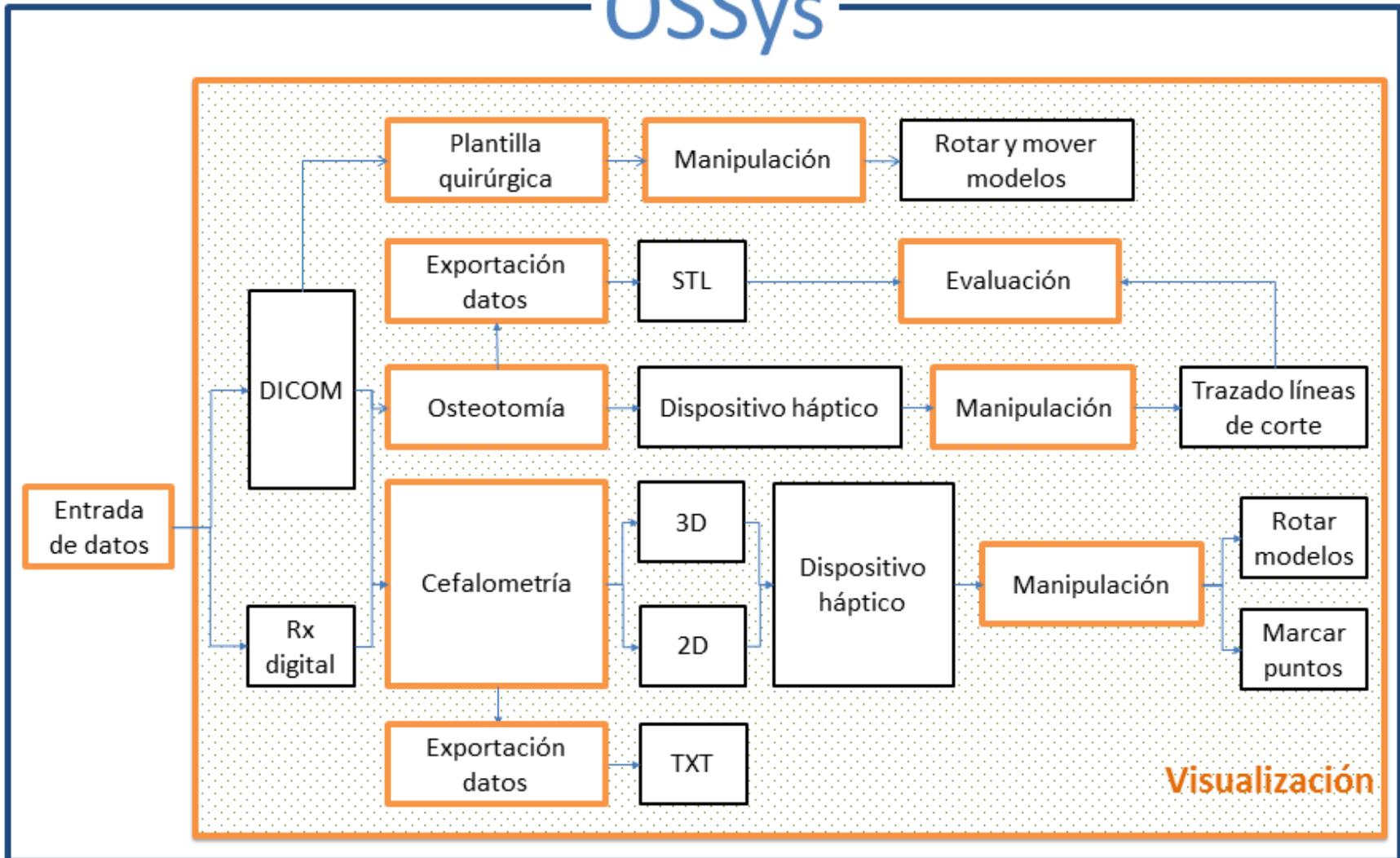


Figura 2.2. Interacción de los módulos de OSSys.



a) b)
 Figura 2.3. Interfaz háptica del sistema OSSys: a) Omni, b) Falcon.

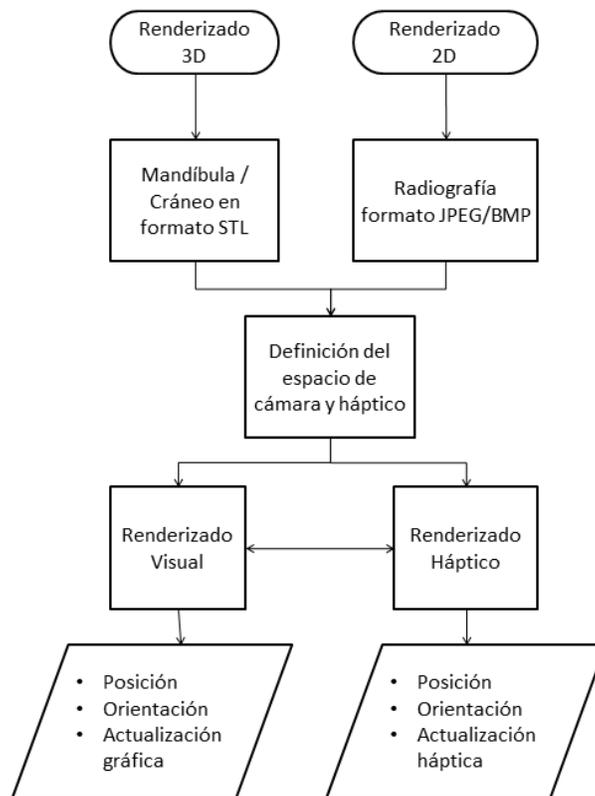


Figura 2.4. Diagrama de flujo general de los procesos de renderizado gráfico y visual.

El renderizado gráfico (módulo de visualización) se encarga de “pintar” o colocar en la escena los objetos virtuales necesarios para realizar las tareas de cefalometría y/u osteotomía virtual. Esta función se realiza mediante las librerías de VTK [222] versión 5.61. El sistema OSSys permite el renderizado en 2D y 3D, según sea la necesidad del usuario. En la Figura 2.5a se muestra el renderizado 3D de un modelo de mandíbula y en verde el cursor háptico. Por su parte el renderizado háptico es responsable de generar la información necesaria para retroalimentar al usuario, mediante un cursor háptico, una colisión virtual entre este cursor y el bio modelo 3D. Para llevar a cabo el renderizado háptico, el sistema OSSys utiliza las librerías de

código abierto H3D-API [268] versión 2.2.0., con las que se realiza la programación del dispositivo háptico. En la Figura 2.5b se muestra el conjunto de puntos y elementos triangulares que genera una superficie háptica con las librerías H3D-API de dos modelos 3D, mandíbula y cursor. Uno de las principales dificultades cuando se utiliza el renderizado gráfico es su sincronización con el procesamiento del CPU y el renderizado gráfico [269][270][271]. El renderizado háptico trabaja a una velocidad ligeramente menor a los 1000 Hz, mientras que el renderizado gráfico trabaja muy cerca de los 60 Hz. Dada esta necesidad, se establece un ciclo de actualización gráfica y háptica acorde a las necesidades de los sentidos humanos, dándole prioridad al módulo háptico, Figura 2.6.

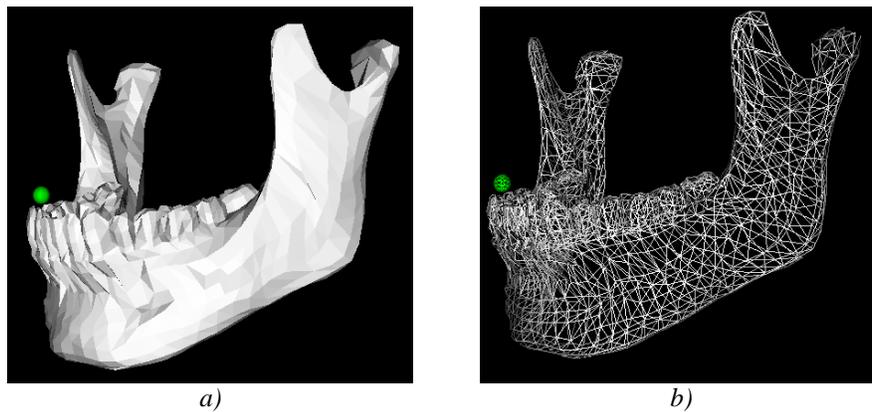


Figura 2.5. Renderizado 3D de la mandíbula y el cursor: a) visual b) háptico.

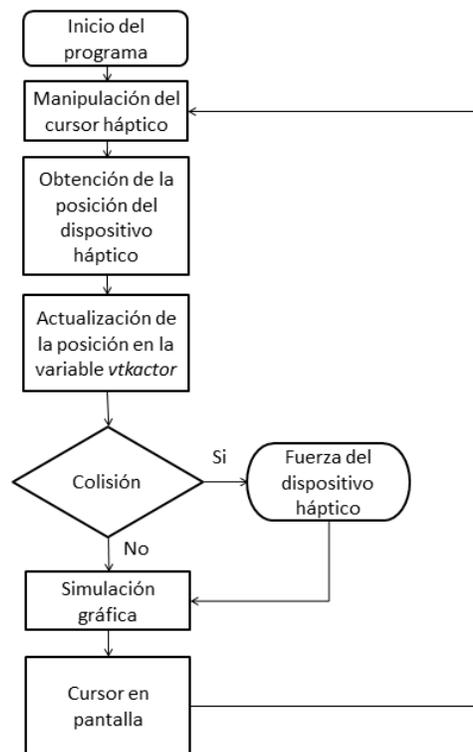


Figura 2.6. Proceso de actualización del sistema OSSys.

2.2 Módulo de entrada de datos

El módulo de entrada de datos comprende la entrada de información al sistema, la cual consiste de imágenes médicas o modelos anatómicos 3D. En el caso de las imágenes médicas, como radiografías, éstas pueden ser cargadas en formato bmp, jpg, jpeg y png, para el caso de los modelos anatómicos 3D, éstos pueden ser cargados en formato STL.

2.2.1 Imágenes

Para realizar la cefalometría 2D se requiere la imagen de la radiografía, la cual se puede cargar al sistema con la opción *Load Rx* del menú *Planning 2D*, en la Figura 2.7 se muestra una imagen de la plataforma OSSys al cargar una radiografía lateral de cara. Una vez seleccionada la imagen, el sistema OSSys crea una variable interna con el tamaño original de la imagen, y después realiza un escalamiento de la misma de acuerdo al espacio de trabajo háptico. Este ajuste permite que sin importar la procedencia de la imagen, siempre se realicen las mediciones en el mismo espacio de trabajo. Posteriormente se crea un plano como un objeto primitivo de VTK y se triangulariza para enviarlo a la función del renderizado háptico. Este plano se coloca en la misma posición que la imagen, aunque este no tiene representación gráfica.

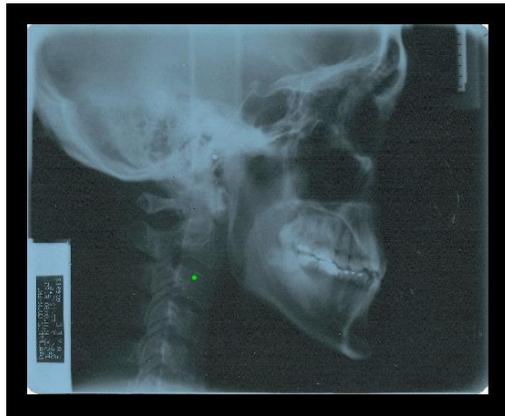


Figura 2.7. Radiografía lateral en OSSys.

2.2.2 Modelos 3D

Por otro lado, la cefalometría 3D y el proceso de osteotomía virtual se realizan sobre modelos 3D de las partes anatómicas en cuestión. Los modelos de mandíbula o cráneo son originados a partir de imágenes médicas como las tomografías, las cuales se reconstruyen mediante un proceso de filtración para obtener un modelo CAD de los tejidos duros o huesos. La reconstrucción de modelos 3D anatómicos se realiza fuera de la plataforma, en programas específicos de reconstrucción.

Los modelos 3D pueden ser importados en la plataforma OSSys como un archivo en formato STL. Este archivo STL se carga en la plataforma mediante el menú *Load STL* del menú *Planning 3D* para cefalometría o *Load STL Model* del menú *Osteotomy 3D* para la osteotomía. El formato STL contiene la información geométrica de los modelos en forma de vectores, por lo que se realiza una conversión de estos datos vectoriales y se forman triángulos. La unión de estos triángulos, crean una malla y esta malla el modelo 3D. Las coordenadas de los vértices de los triángulos por los que está compuesta la malla y la conectividad entre ellos son enviados a las librerías H3DAPI para el renderizado háptico, es decir habilitar la capacidad de sentir los objetos 3D con el dispositivo háptico. Este renderizado generando una superficie háptica de dimensión n x 3, donde n son la cantidad de puntos que tiene la malla.

2.3 Módulo de visualización

El módulo de visualización es responsable de la representación gráfica de los objetos virtuales en pantalla mediante las librerías VTK [222]. El renderizado gráfico se realiza siguiendo la metodología mostrada en la Figura 2.8, misma que se describe continuación:

- *Lectura del archivo STL.* Se genera una variable tipo *source* del modelo a partir de la lectura del modelo 3D en formato *stl*.
- *Mapeado de los puntos para formar triángulos.* Se genera una variable tipo *mapper* que realiza un acomodo de la información obtenida del *source* para generar triángulos cuyos vértices forman una nube de puntos alrededor del modelo 3D cargado en el punto anterior.
- *Unión de los triángulos para formar una malla con superficie.* Se realizan conexiones de los vértices formando triángulos, estos triángulos a su vez, una malla cerrada con la misma geometría exterior que el modelo 3D *source*.
- *Dibuja en pantalla el objeto 3D.* Se genera la variable *actor*, la cual permitirá colocar en la pantalla de OSSys la malla que forma el nuevo modelo 3D.

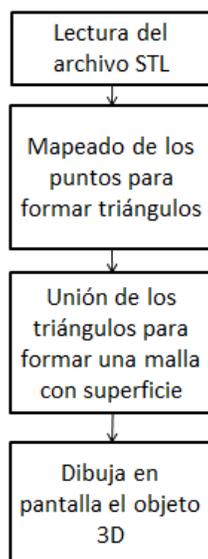


Figura 2.8. Metodología para el renderizado gráfico de modelos 3D.

2.4 Módulo de cefalometría

Como parte del proceso de planeación quirúrgica, el módulo de cefalometría del sistema OSSys permite la realización de cefalometrías en 2D y 3D. Mediante el dispositivo háptico el usuario puede marcar los puntos sobre una imagen de una radiografía digital para la cefalometría 2D, o sobre un modelo 3D para la cefalometría 3D. El orden y la ubicación de estos puntos corresponden a la técnica de Steiner, Figura 1.10.

El procedimiento general para realizar la cefalometría se muestra en la Figura 2.9. , el cual comienza con la importación de la imagen radiográfica o modelo 3D. Posteriormente el usuario debe marcar los puntos requeridos y en el orden indicado. La marcación de estos puntos se realiza colocando el cursor háptico sobre la imagen, o el modelo del cráneo, en la posición en donde desea marcar el punto, y se presiona el botón 1 del dispositivo háptico. Una vez colocados todos los puntos, el sistema realiza los cálculos de magnitudes y ángulos propios del análisis cefalométrico, ver Figura 2.10 Como resultado final se genera un reporte con la información generada como se muestra en la Figura 2.11.

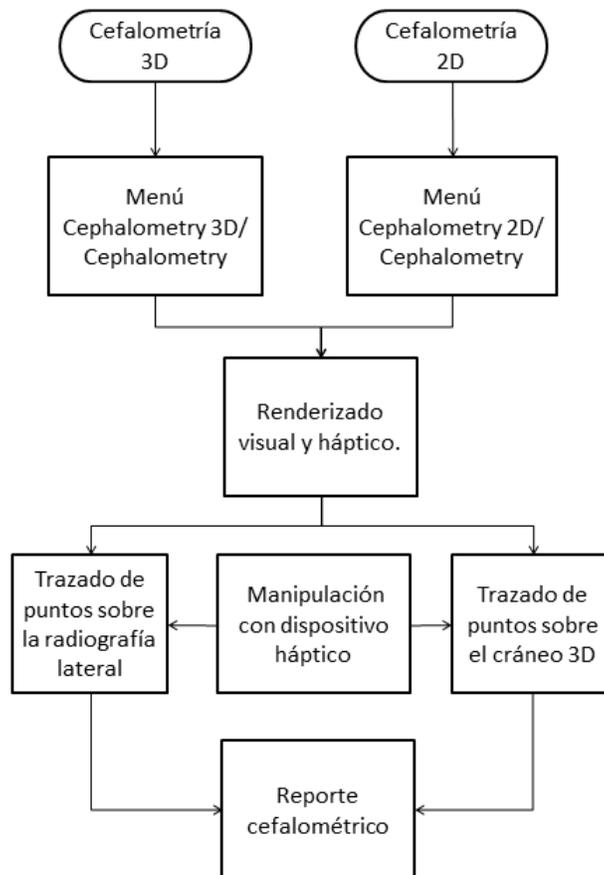


Figura 2.9. Procedimiento general para la realización de cefalometrías 2D/3D en OSSys.

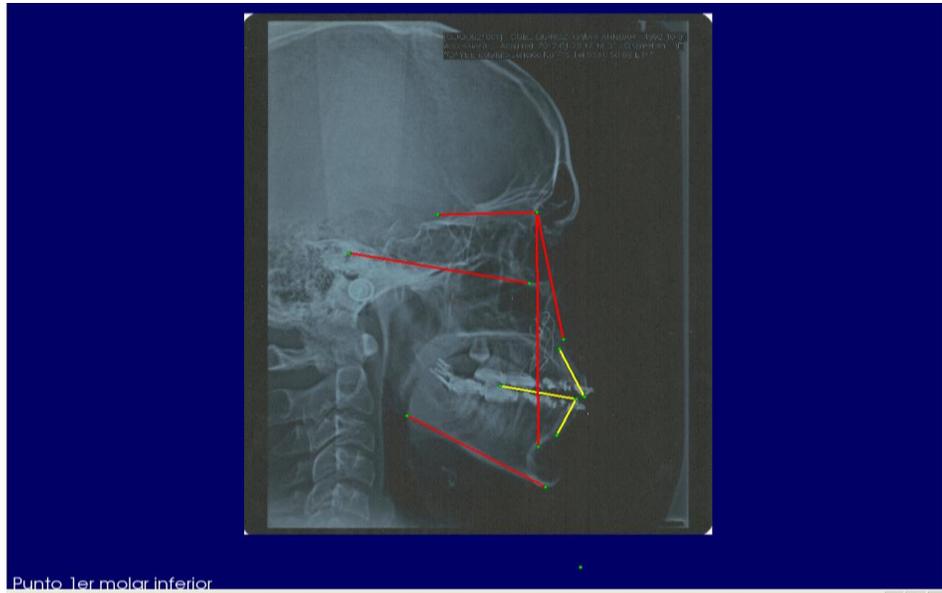


Figura 2.10. Marcado de puntos (verde) y líneas (rojo y amarillo) del análisis cefalométrico.

STEINER				RICKETTS				
SNA	99.00	82° +/- 2	SN-GoGn	31.57	32° +/- 2	PROF Mx	111.19	90° +/- 3
SNB	88.78	80° +/- 2	FMA	19.38	25° +/- 2	PROF Md	100.97	88° +/- 3
ANB	10.22	2° +/- 2	OC-SN	12.39	14° +/- 2	P. FACIAL		87° +/- 3
INA°	14.48	22° +/- 2	IMPA	85.19	90° +/- 3	EJE FACIAL		90° +/- 3
INA mm	4.44	4mm +/- 2	INTERIN	129.76	131 +/- 2	PLANO Md		26° +/- 4
INB°	25.54	25° +/- 2	SMV	0.00	mm	L.E.-SUP		0mm +/- 2
INB mm	19.09	4mm +/- 2	SMH	0.00	mm	INF		-2mm +/- 2

Figura 2.11. Reporte del análisis cefalométrico de Steiner.

En el caso de la cefalometría 3D, la marcación y análisis se realiza sobre un modelo 3D del cráneo, el cual puede ser seccionado sagitalmente para darle al usuario la capacidad de visualizar los puntos internos requeridos en el análisis. Mediante el dispositivo háptico el usuario puede tocar y sentir la superficie del modelo 3D, para llevar a cabo la marcación de los puntos. El procedimiento para marcar los puntos internos se observa en la Figura 2.12. La cefalometría 3D en el sistema OSSys está basada en el método y parámetros de Steiner. Dado que en el renderizado 3D no se tiene acceso visual a las referencias ósea en el marcaje de puntos internos, el sistema OSSys tiene la capacidad de poder cargar una imagen radiográfica y colocarla sobre la

sección del modelo 3D, Figura 2.12d. La imagen radiográfica sirve como guía para marcar los puntos internos.

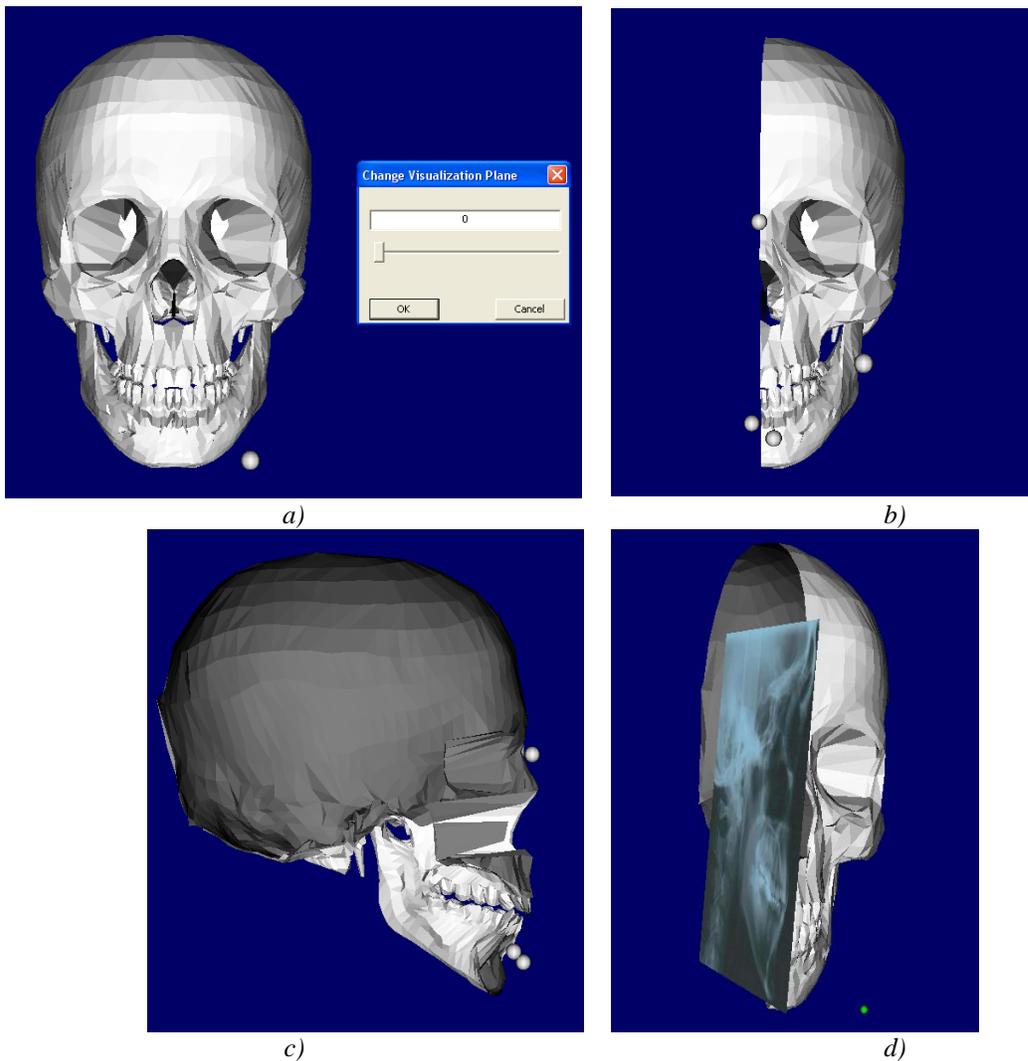


Figura 2.12. Corte longitudinal del cráneo para visualizar puntos internos: a) cuadro de diálogo para desplazar el corte, b) un corte a la mitad del cráneo, c) vista lateral del corte por mitad, d) colocación de la radiografía en el plano de la sección.

Como una función adicional, el módulo de cefalometría permite medir distancias sobre la imagen o el modelo 3D. Con el cursor háptico el usuario marca dos puntos y el programa determina la distancia entre esos puntos. En la Figura 2.13 se muestra una medición realizada en el sistema sobre una radiografía y sobre un modelo 3D.

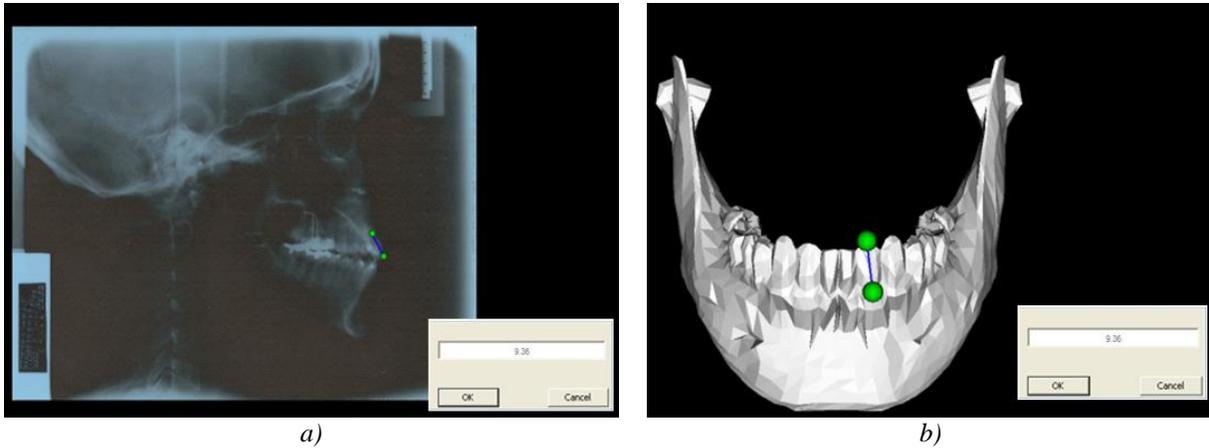


Figura 2.13. Herramienta para medir colocando dos puntos: a) sobre una imagen 2D, b) sobre un modelo 3D.

2.5 Módulo de osteotomía virtual

La plataforma OSSys permite realizar osteotomías virtuales mediante dos técnicas diferentes; corte con planos y corte con trayectorias manuales.

2.5.1 Osteotomía con planos de corte

El algoritmo para el corte de hueso mediante planos inicia con la localización de un plano virtual de corte, el cual puede ser creado de varias maneras, por ejemplo tomando como fuente un archivo STL o un plano con las librerías de VTK [222] (*plane source*), definiendo orientación y posición a partir de líneas, puntos, etc. Posteriormente el usuario debe ubicar este plano en la zona donde se desea cortar. En la Figura 2.14 se muestra un ejemplo del uso de planos de corte. Las ventajas principales de usar planos de corte es la facilidad para hacer un plano para indicar la zona de corte. El plano no dificulta la visibilidad de otras partes del modelo debido a que no tienen espesor. Adicionalmente el plano puede ser utilizado como puntero, con capacidad para moverlo y rotarlo mediante el dispositivo háptico. Además, el uso de un plano de corte requiere poca cantidad de memoria, se pueden insertar todos los planos que se necesiten.

El resultado del corte por planos se muestra en la Figura 2.15a, en donde se aprecia la eliminación de una sección del modelo 3D. La implementación del corte mediante un plano deja un hueco en la mandíbula después de finalizar el corte, ya que la geometría del modelo 3D está compuesta por una malla triangular, es decir no es un cuerpo sólido. En la Figura 2.15b se muestra a detalle este hueco el mallado formado por triángulos. Para rellenar el hueco del modelo cortado, se desarrolló un algoritmo el cual recorre y extrae los bordes de los elementos cortados, de tal manera que encuentra toda una periferia creando una polilínea. Posteriormente esta polilínea se transforma en polígonos, generando un “*parche*” o una superficie la cual se adhiere a los bordes del hueco. En la Figura 2.15c se muestra el resultado de aplicar ahora las funciones de “*rellenar*” la parte hueca después del corte. Así mismo se aprecia que, al no existir este hueco, el

modelo renderizado sigue siendo una malla triangular pero la sensación de tener un “hueso sólido” es posible de manera visual y háptica.

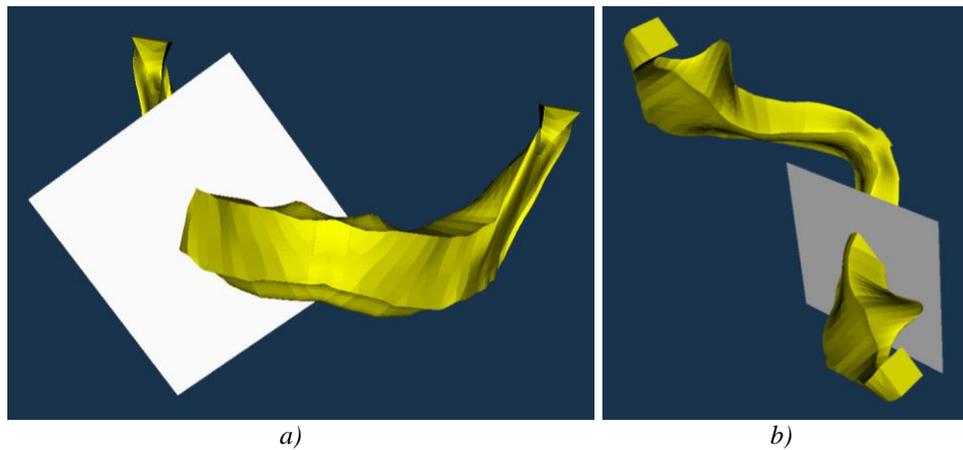


Figura 2.14. Plano para indicar el corte del modelo: a) vista frontal de la mandíbula b) vista posterior de la mandíbula.

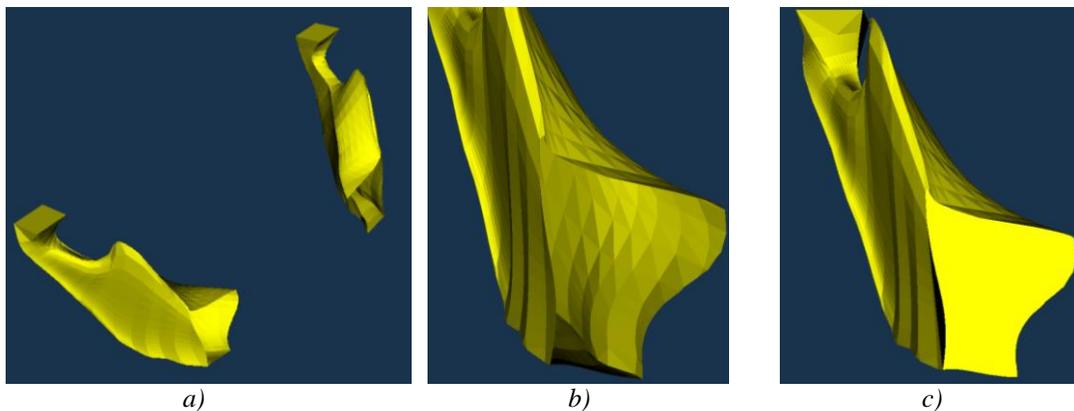


Figura 2.15. Corte del modelo reconstruido después del corte: a) sección de las dos ramas de la mandíbula b) hueco generado por el corte c) recubrimiento del hueco.

2.5.2 Osteotomía con trayectoria manual

El algoritmo de osteotomía con trayectoria manual permite realizar corte de hueso sobre el modelo 3D, que en el caso específico de la osteotomía de rama se puede utilizar solo la mandíbula, Figura 2.16a o todo el cráneo Figura 2.16b. Para llevar a cabo el corte el usuario utiliza el dispositivo háptico como herramienta de corte, la cual puede ser una sierra neumática frecuentemente utilizada en cirugía. Mediante el sistema háptico el usuario recibe la retroalimentación de fuerza que le permite sentir y tocar los objetos cuando realiza el corte. Las trayectorias del corte son libres, “*free cutting*”, es decir el usuario tiene libertad de mover la herramienta de corte en cualquier dirección en el espacio tridimensional.

Para realizar el corte el usuario presiona el botón 2 del dispositivo háptico y traza la trayectoria por donde se efectuará el corte. Al finalizar el trazado, se suelta el botón del háptico y se realiza el renderizado visual y háptico del modelo 3D. En la Figura 2.17 se presenta el proceso de corte virtual. El módulo de osteotomía virtual, incluye herramientas para mostrar en pantalla el resultado del corte, la trayectoria de corte y el volumen cortado o eliminado. Además la plataforma tiene la capacidad de seguir cortando las veces que sean necesarias y en todas estas ocasiones, se genera una polilínea, de la cual se toman los puntos de los vértices de cada segmento, para generar un archivo de texto y almacenar las coordenadas de estos puntos.

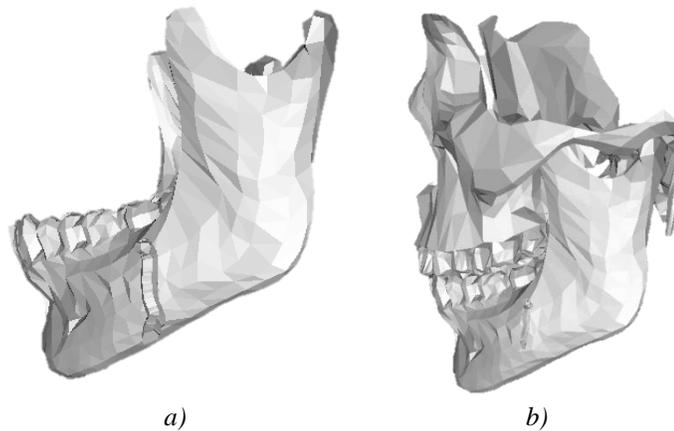


Figura 2.16. Osteotomía virtual: a) mandíbula, b) cráneo.

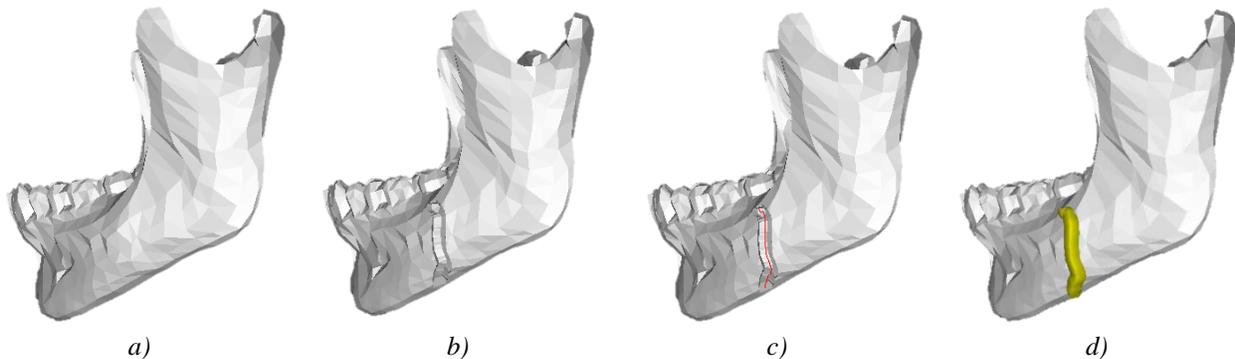


Figura 2.17. Procedimiento de osteotomía virtual: a) antes del corte, b) modelo final cortado, c) trayectoria del corte (rojo), d) volumen cortado.

2.6 Módulo plantilla de apoyo quirúrgico

En la cirugía ortognática de mandíbula se requiere una plantilla bucal para mantener en su posición final el maxilar y la mandíbula una vez concluido el corte y la localización final del hueso cortado. Para garantizar una localización adecuada es necesario mantener el hueso alineado en su posición final para luego proceder a la fijación de la mandíbula. La plantilla bucal sirve de guía para mantener en posición la mandíbula y evitar el movimiento del maxilar durante la cirugía y durante el proceso de desinflamación de los tejidos blandos en el post operatorio. Para

el diseño de esta plantilla quirúrgica que se realiza en OSSys, se cuenta con una *wafer* generado en un sistema CAD que es manipulado con el dispositivo y cursor háptico, para que mediante operaciones booleanas sea posible capturar la oclusión del modelo del cráneo al finalizar la planeación virtual. Posteriormente es posible exportarlo a un formato STL y fabricarlo en una máquina de prototipado rápido. En la Figura 2.18 se muestra las tres piezas requeridas para el diseño de la plantilla, mandíbula (blanco), plantilla quirúrgica (verde) cráneo (transparencia).

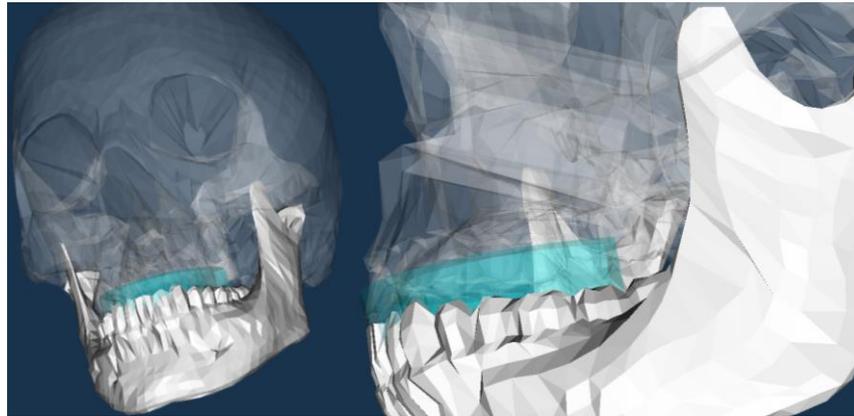


Figura 2.18. Diseño de la plantilla quirúrgica.

Para la captura de la colusión entre los maxilares se carga el modelo prediseñado de un *wafer* y se coloca en una posición que permita el contacto con la mayor cantidad de dientes posible. Las operaciones booleanas con las que se realiza la edición de la plantilla quirúrgica se realizan con funciones VTK [222]. En la Figura 2.19 se muestra el diseño final del modelo de la plantilla después de haber finalizado el procesamiento de la operación booleana diferencia entre los maxilares y el *wafer*.

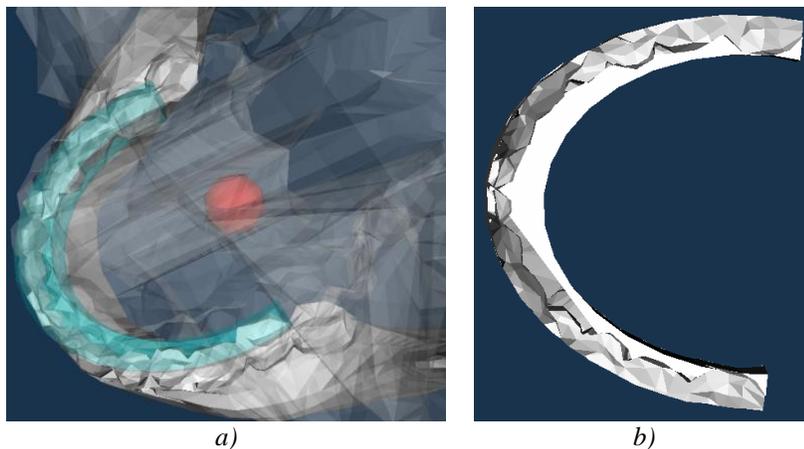


Figura 2.19. Plantilla de apoyo quirúrgico: a) colocación inicial de la plantilla entre los maxilares, b) modelo renderizado en pantalla con marcas dentales.

2.7 Módulo manipulación háptica

El sistema OSSys permite al usuario la manipulación de todos los modelos en pantalla mediante un dispositivo háptico. El usuario puede mover, rotar, orientar y trasladar los objetos 3D mediante el dispositivo háptico. La manipulación háptica está programada con las librerías de código abierto H3DAPI [268], las cuales son las encargadas llevar a cabo la detección de colisiones y el cálculo de retroalimentación de fuerza. Las librerías H3DAPI [268] al ser *open source* permiten trabajar con diversos dispositivos hápticos, teniendo como principal ventaja la versatilidad de ajustarse a las capacidades propias del usuario y al no estar obligado a adquirir un dispositivo háptico en particular.

El sistema OSSys ha sido desarrollado con dos dispositivos hápticos; el Phantom Omni de la marca Sensable mostrado en la Figura 2.20a y el Falcon de la marca Novint, en la Figura 2.20b. El dispositivo Phantom Omni® de SensAble Technologies, Inc., es una interfaz háptica tipo joystick de configuración serial con 6 GDL y realimentación de fuerzas nominales de 3.3N en tres ejes. X, Y y Z. Las características principales de este dispositivo se muestran en el apéndice A. Por otro lado, el Novint Falcon™ es un dispositivo con realimentación de fuerzas de configuración paralela, con 3 GDL fabricado por Novint Technologies Inc., el cual permite la interacción en escenarios tridimensionales 3D. La versión utilizada en los experimentos desarrollados fue HDAL SDK v.2.1.3. Las características principales de este dispositivo se muestran en el apéndice B.



Figura 2.20. Dispositivos hápticos: a) SensAble Phantom Omni, b) Novint Falcon.

Los botones del dispositivo háptico ejecutan funciones como el trazado de la trayectoria en la osteotomía 3D, la colocación de puntos para la cefalometría 2D/3D, y/o el cambio de la herramienta o cursor virtual. En la Figura 2.21a se muestra un cursor háptico tipo *drill* con una mandíbula 3D y en la Figura 2.21b un cursor háptico tipo esfera con un cráneo 3D.

La representación del cursor del dispositivo háptico en el entorno virtual se realiza mediante un solo punto con coordenadas en los ejes (X, Y y Z), denominado SCP (Surface Contact Point), HIP (Haptic Interface Point), proxy (para el Phantom Omni) o hdlTool (para el

Novint Falcon) [272]. A partir de este punto se efectúan las transformaciones de la geometría que representan la herramienta táctil o cursor háptico, el cálculo de colisiones y la realimentación de fuerzas, ver Figura 2.22.

Mientras no exista colisión entre el cursor háptico y una superficie (con la cual se desea interactuar en el entorno tridimensional), coincidirán las posiciones del efector final con el proxy, teniendo en cuenta las transformaciones necesarias para relacionarlo con la escena virtual. Cuando exista un contacto entre el proxy y el sólido, el efector final podrá penetrar en el objeto, sin embargo el proxy se mantendrá en su superficie. La fuerza que se enviará entonces al dispositivo puede ser calculada siguiendo el modelo masa-resorte, basado en la distancia existente entre el punto de contacto y el dispositivo háptico, o determinada por medio de una proporcionalidad con la superficie colisionada [273].

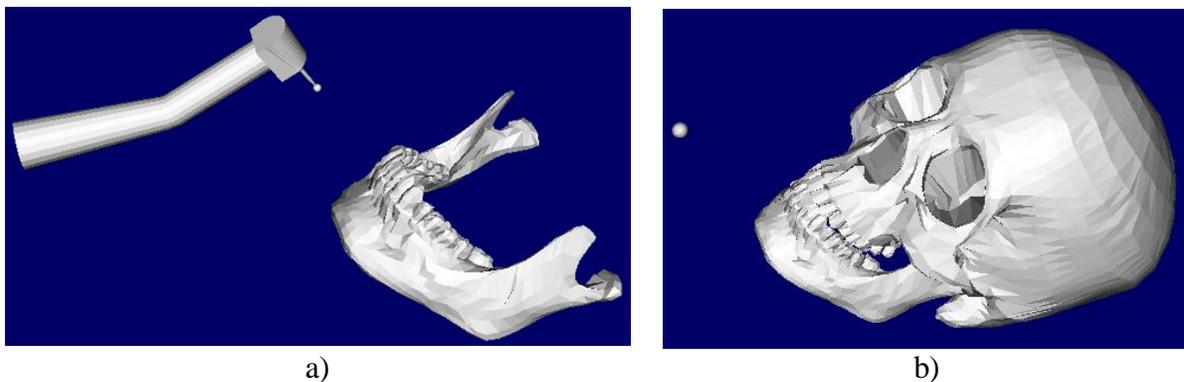


Figura 2.21. Selección de cursor háptico de la plataforma OSSys: a) pieza de mano de alta velocidad b) esfera.

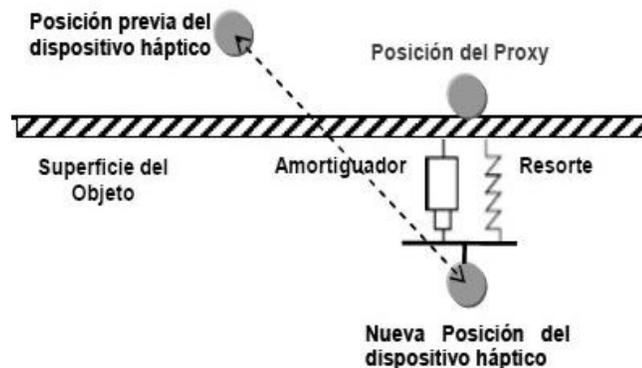


Figura 2.22. Relación de la posición del cursor y dispositivo háptico para la manipulación háptica[273].

2.8 Módulo de exportación de datos

El módulo de exportación de datos de la plataforma virtual-háptica OSSys, para el caso de la osteotomía virtual 3D y la generación de la plantilla quirúrgica, genera un archivo STL con el modelo del cráneo o la mandíbula final. En el caso de cefalometría, los resultados del análisis cefalométrico se exportan como un archivo de texto.

En este archivo de texto se escribe el resultado de las medidas y ángulos resultantes del análisis cefalométrico. En la Figura 2.23 se muestran el *wafer* y el archivo de texto, como productos de la capacidad de exportación de OSSys.

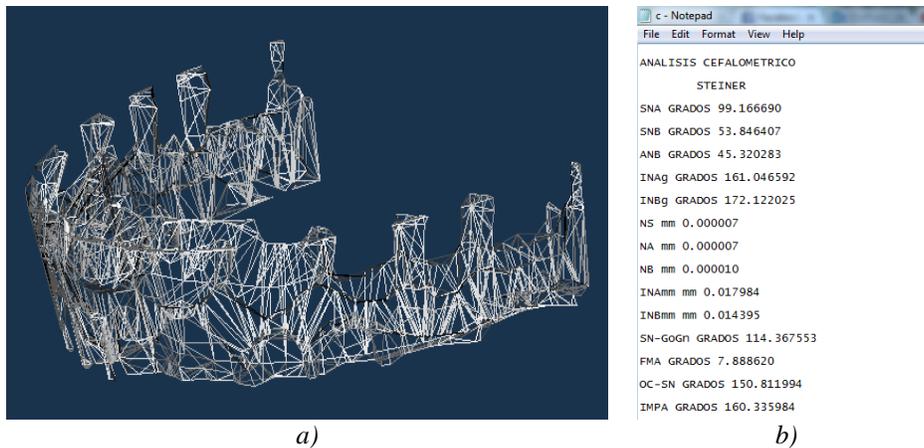


Figura 2.23. Productos exportados por OSSys: a) Modelo STL de la plantilla quirúrgica, b) archivo txt con los resultados de análisis cefalométrico.

2.9 Módulo para entrenamiento y evaluación

El módulo de entrenamiento es una herramienta que permite observar y evaluar el proceso de aprendizaje del estudiante mediante la evaluación del error obtenido durante el proceso de osteotomía y al ser comparado con el desempeño del experto, quien realiza los trazos de manera virtual en OSSys antes de iniciar la evaluación. Este procedimiento se realiza de acuerdo a la siguiente metodología:

1. *Captura.* Inicialmente el estudiante realiza el trazado de la línea de corte sobre el modelo 3D (mandíbula o cráneo) en OSSys, al finalizar se guarda esta trayectoria como una polilínea y se extraen las coordenadas de cada uno de los vértices, en un archivo de texto.
2. *Visualización.* El usuario observa el trazo realizado sobre el modelo en forma de línea o de volumen (segmentos cilíndricos siguiendo la trayectoria) y la huella del corte generado por la trayectoria marcada.
3. *Comparación.* Se leen los archivos con las coordenadas de los puntos que forman las trayectorias trazadas por el experto y el estudiante, para ser mostradas en la pantalla de la plataforma OSSys. Se realiza una comparación geométrica de las líneas de trayectoria, es decir que tan similares son ambas líneas.
4. *Resultado.* Finalmente se muestra en un cuadro de diálogo el resultado de la comparación, mostrando el grado de no concordancia entre las trayectorias trazadas por el estudiante y el experto, en porcentaje.

El protocolo de entrenamiento en el software OSSys se basa en la realización del corte de manera repetitiva e ir registrando esos movimientos cada vez; es decir, el operador realiza un

corte y se registran los movimientos del dispositivo háptico, para después visualizar en pantalla la trayectoria generada. Este proceso se realiza todas las veces que se necesite y se pueden visualizar tantas trayectorias como el usuario desee, así puede ir observando su propia evolución.

En la Figura 2.24 se muestra un corte realizado en la rama de la mandíbula en una repetición de tres veces. Lo que muestra la Figura 2.24a es el primer corte en la rama sobre la superficie del modelo 3D y el renderizado de la trayectoria, permitiendo visualizarlo desde varios ángulos. El segundo procedimiento de corte se muestra en la Figura 2.24b en donde se aprecia la trayectoria actual y la anterior, a manera de comparación. Por último en la Figura 2.24c se puede ver un tercero y todas las trayectorias previas. Finalmente se cargan las tres trayectorias en un mismo modelo, de esta manera es posible visualizar el progreso del aprendizaje en el proceso de osteotomía mandibular, Figura 2.25. Para llevar a cabo la evaluación del entrenamiento es necesario que se haya realizado primeramente la osteotomía virtual por parte del experto, el siguiente paso, de acuerdo al protocolo teórico, el novato deberá repetir el mismo proceso sin observar lo realizado por el experto, el corte de mandíbula. Cuando el estudiante finalice el trazo de la trayectoria de corte, la trayectoria del experto se carga usando el comando *Load Path*, y se sobreponen las dos trayectorias diferenciadas automáticamente por colores (amarillo experto y rojo novato), como se puede observar en la Figura 2.26.

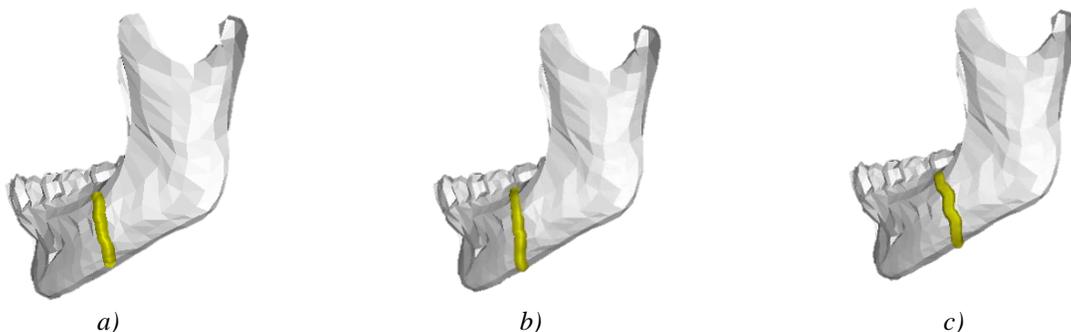


Figura 2.24. Procedimiento del entrenamiento: a) primer corte, b) segundo corte, c) tercer corte.

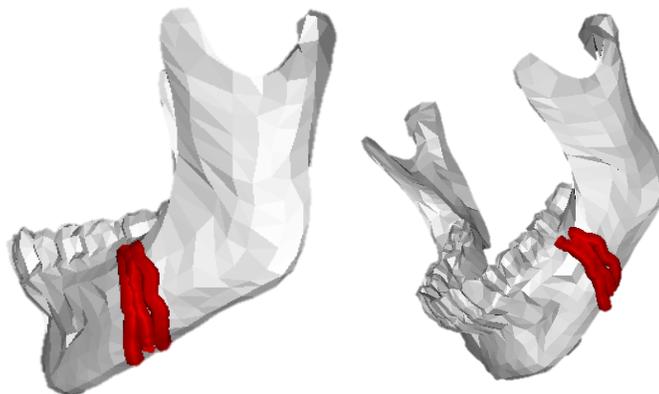


Figura 2.25. Renderizado visual de todas las trayectorias.

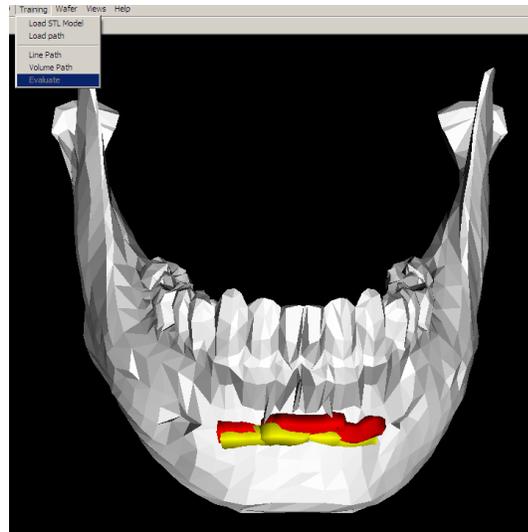


Figura 2.26. Procedimiento para el entrenamiento guiado.

Finalmente se realiza la evaluación con el comando *Evaluate*, el cual determina el error de la trayectoria del aprendiz en comparación con la trayectoria del experto cirujano maxilofacial. Para el cálculo del error se unen los extremos de ambas trayectorias, obteniendo un polígono y se calcula el área, como se puede ver en la Figura 2.27. El error es proporcional al área del polígono, entre mayor sea el área, más grande es el error. En la se muestra el resultado de la evaluación del error, que en este caso es 16.43%.

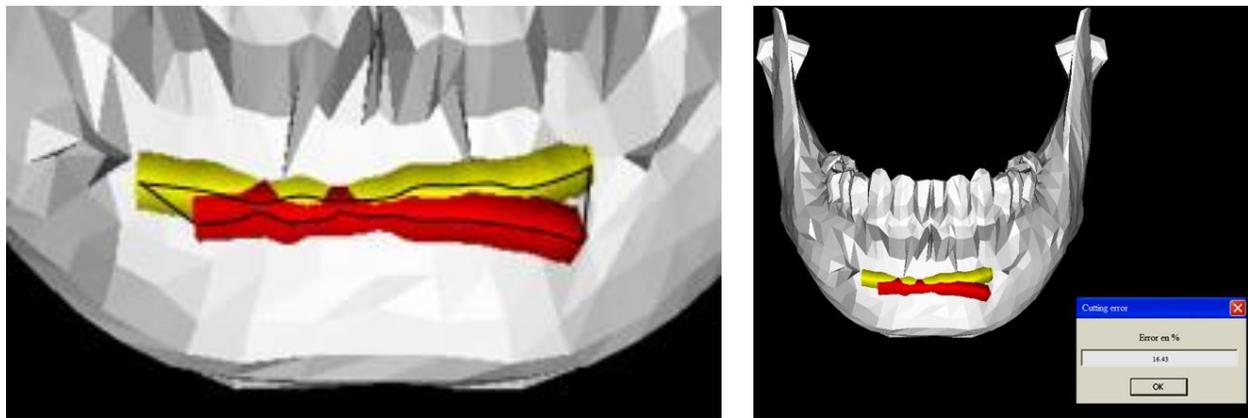


Figura 2.27. Error en el entrenamiento: a) área, b) mensaje.

Capítulo 3

Implementación del Sistema

3.1 Interface gráfica de usuario

La interfaz gráfica de usuario, también conocida como GUI (Graphical User Interface), de la plataforma OSSys está basada en MFC con programación en lenguaje C++ y el compilador Visual Studio 2010. MFC permite la generación de GUI en ambiente Windows con botones, ventanas, menús, iconos, e imágenes. El código de programación del sistema OSSys se encuentra en una forma estructurada y clara para que los desarrolladores posteriores puedan continuar con la adición de más herramientas auxiliares para la cirugía ortognática. En la Figura 3.1 se muestra la GUI de la plataforma OSSys.

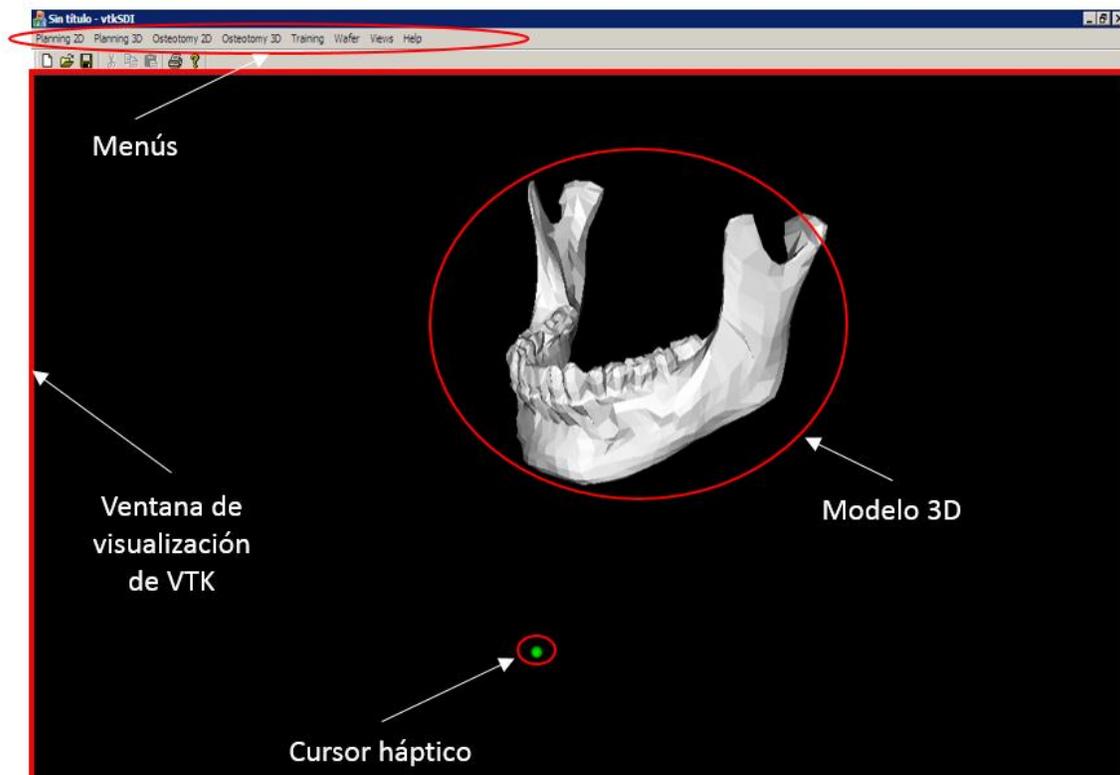


Figura 3.1. Interfaz gráfica de usuario de OSSys.

3.2 Descripción de la aplicación

3.2.1 Menús

El acceso a los diferentes comandos que permiten interactuar con OSSys se lleva a cabo por medio de la barra principal de menú ubicada en la parte superior de la GUI. Cada opción del menú principal tiene una serie de submenús; en la Tabla 3.1 se listan los menús y submenús de la plataforma OSSys con una descripción breve de su función.

Tabla 3.1. Menús y submenús de la plataforma OSSys

Menú	Submenú	Descripción
Planning 2D	Load Rx	Carga una radiografía digital
	Measures	Comando para realizar mediciones
	Cephalometry	Comando para realizar cefalometrías 2D
Planning 3D	Load Skull	Carga un modelo 3D en formato STL
	Measures	Comando para realizar mediciones
	Cephalometry	Comando para realizar cefalometrías 3D
Osteotomy 2D	Load STL Model	Carga un modelo 3D en formato STL
	Measures	Comando para realizar mediciones
	Cutting plane	Comando para realizar la osteotomía con un plano
Osteotomy 3D	Load STL Model	Carga un modelo 3D en formato STL
	Measures	Comando para realizar mediciones
	Free cutting	Comando para realizar la osteotomía de corte libre
	Line path	Comando para mostrar/ocultar las trayectorias
Training	Volume path	Comando para mostrar/ocultar el volumen cortado
	Load STL Model	Carga un modelo 3D en formato STL
	Load Path	Cargar de un archivo de texto, una trayectoria
	Line Path	Comando para mostrar/ocultar las trayectorias
Wafer	Volume Path	Comando para mostrar/ocultar el volumen cortado
	Load Skull	Carga un modelo 3D de un cráneo
	Load wafer model	Carga un modelo 3D de una plantilla
Views	Export STL	Genera un archivo STL de la plantilla creada
	Top	Vista superior del modelo
	Front	Vista frontal del modelo
	Left	Vista lateral derecha del modelo
Help	Right	Vista lateral izquierda del modelo
	About OSSys...	Ayuda sobre la plataforma

3.2.2 Vistas

Una vez cargado el modelo, una herramienta útil para la exploración o interacción con el modelo es el uso de vistas ortogonales, una opción muy utilizada en los sistemas CAD. En la plataforma OSSys se implementaron las vistas ortogonales y se encuentran disponibles mediante el menú *View*. En la Figura 3.2 se muestra un ejemplo de las opciones de vistas de cada modelo.

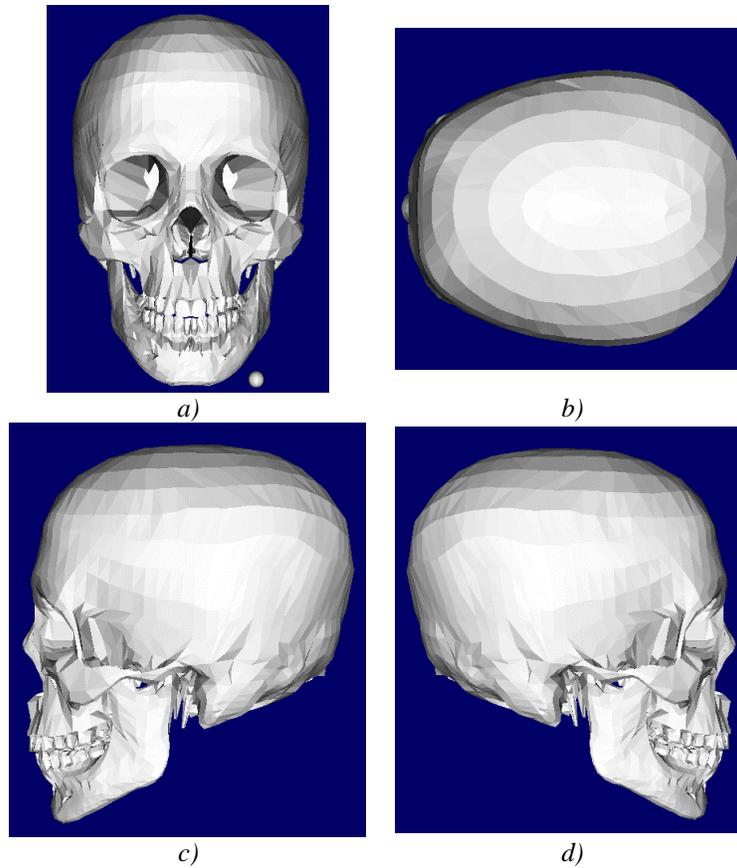


Figura 3.2. Vistas ortogonales: a) Frontal, b) superior, c) lateral derecha, d) lateral izquierda.

Adicionalmente en el sistema OSSys es posible realizar acercamientos o alejamientos con el botón *scroll* (girar la rueda central) del mouse de la PC, así como con movimiento horizontal y vertical (Pan/Tilt) con el botón izquierdo del mismo periférico de entrada y al dar clic en la pantalla la cámara gira en dirección al puntero. En general se puede comentar que el ratón es una herramienta para la manipulación libre de la cámara en la plataforma OSSys.

3.3 Vinculación entre VTK y HAPI

Para vincular el renderizado visual con VTK y el renderizado háptico con H3DAPI, se obtiene la matriz de conectividad y las coordenadas de todos los puntos por los que está compuesta la malla fuente, en este caso un archivo STL [274]. El algoritmo utilizado para esta vinculación se muestra en la Figura 3.3, mismo que se describe a continuación:

1. Se obtiene el número de puntos totales de la malla.
2. Se obtiene el número de elementos totales de la malla.
3. Se genera un vector de tamaño $1 \times$ número de elementos y se genera un número de identificación (ID), que es el mismo que el dato ocupa en el vector en el que se almacena cada elemento en el arreglo.
4. Se obtienen las coordenadas de cada uno de estos puntos

5. Se generan tres arreglos cada uno con una variable computacional tipo Vec3 (vector con capacidad para las tres componentes X, Y, Z) y se llenan con las coordenadas de los tres puntos encontrados, es decir las coordenadas de cada punto en un arreglo Vec3 para tener una matriz de 3x3.
6. En otro arreglo tipo “*HAPI.Collision.Triangle*” (librerías hápticas) se vacían las tres matrices de 3x3 generadas en el paso anterior.
7. Se proporcionan las propiedades físicas de la superficie háptica

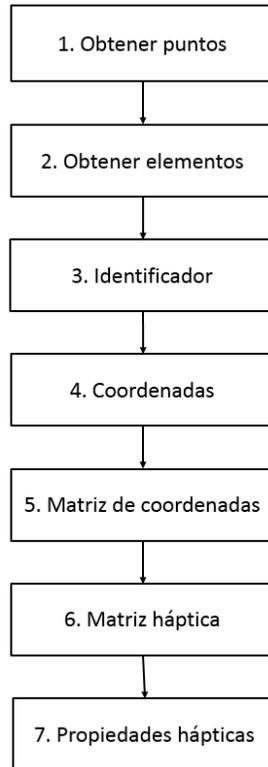


Figura 3.3. Metodología para la vinculación H3DAPI -VTK.

El trabajo siguiente que se realizó fue una optimización del código que permitiera la obtención de un modelo 3D desde el archivo STL y generar una copia internamente para utilizar el mismo modelo en los dos procesos por separado; modificación de la malla y renderizado háptico-visual, necesario para hacer el corte. Posteriormente se obtienen las matrices de conectividad y las coordenadas de los puntos para generar el nuevo modelo.

Mientras que a nivel de renderizado visual con VTK, la manipulación geométrica es posible solo en la variable *vtkactor*, que en esencia es el objeto que se “*pinta*” en la pantalla, se desarrolló un código para extraer las matrices de conectividad y de elementos pero ahora tomando como fuente este actor *vtkactor* y no el archivo STL.

Con esta nueva información es posible hacer el renderizado háptico. La manipulación y generación de la variable *vtkactor* tiene un proceso de construcción sencillo, como se muestra en el siguiente algoritmo para el renderizado de un objeto a partir de un archivo fuente STL:

1. Se lee el archivo STL.
2. Se crea una variable de tipo *vtkPolyDataMapper* y se le pasa la información del archivo STL. Este proceso es básicamente una traducción entre los vectores del STL y la forma en que VTK interpreta la información geométrica de cualquier objeto.
3. Se crea una variable *vtkActor* y se le pasa la información de la variable *vtkPolyDataMapper*. En este punto se obtiene el objeto que se presenta en pantalla, y en el cual es posible modificar algunos aspectos físicos como la orientación, el color, la escala, el origen, etc., sin modificar la geometría. El archivo STL queda intacto ya que estos cambios surten efecto solo en la ventana de VTK.
4. Se genera una variable *vtkRenderer* en la cual se agregan todos los actores que van a estar en la escena de VTK, así como alguna manipulación de ésta como el color del fondo, etc. En este punto es en donde se “pintan” los objetos.
5. Se genera una variable *vtkRenderWindow* que permite agregar las escenas que ya estén listas y/o se van a utilizar, ya que también es posible tener varias ventanas en la misma escena y se abre la ventana de visualización que es la interacción con el mundo real.
6. Se genera una variable *vtkRenderWindowInteractor* que permite tener un ciclo de actualización visual y captar la manera en que el ratón interactuará con los objetos y la ventana.

3.3.1 Funciones implícitas

El primer código que se probó para la tarea de corte fue uno compuesto por funciones implícitas, las cuales toman elementos de la malla de superficie que están en contacto con elementos de otro objeto tipo malla. A estos objetos se les aplican las clases *vtkImplicitDataSet* y *vtkClipPolyData*. La primera tiene la función de encontrar un elemento y sus coordenadas X y Y, para después utilizar funciones de interpolación y calcular un valor escalar en el eje horizontal y determinar si está “afuera o adentro”. La clase *vtkClipPolyData* recorre los valores que entrega la *vtkImplicitDataSet* y elimina los que están afuera. El resultado es que se elimina todos los elementos de la esfera que están en contacto con alguno o varios elementos del cubo. Además, se puede apreciar que el contorno de la intersección de ambos modelos, pierde resolución al verse “escalones” muy pronunciados.

Al aplicar estas clases a un corte con una mandíbula y una mini esfera se observa que estas funciones tienen algunas desventajas, ya que al aplicar el corte son eliminados todos los elementos que están en contacto entre ambos objetos, es decir que sin importar si el contacto es parcial o total, son extraídos de la mandíbula todos los elementos que la mini esfera toca y por lo tanto el hueco que deja el corte es un contorno impreciso, impidiendo obtener una “huella” de la herramienta sobre el hueso. En la Figura 3.4 se muestra el resultado de aplicar la operación de

corte sobre la mandíbula con una herramienta de geometría esférica. Se puede apreciar que el corte no respeta la geometría del objeto cortante al eliminar todos los elementos en contacto.

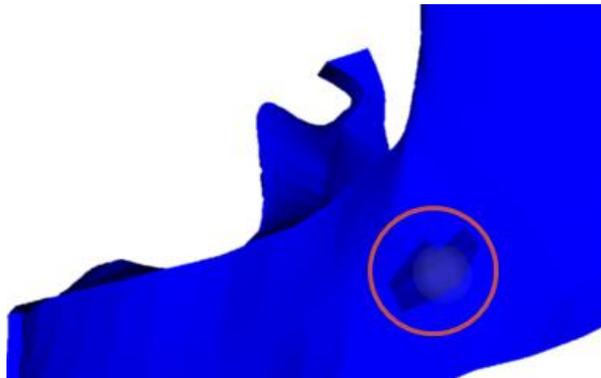


Figura 3.4. Corte de mandíbula con operaciones implícitas.

3.3.2 Funciones implícitas sobre contornos

Para intentar resolver el inconveniente de usar funciones implícitas, se optó por analizar estas funciones desde su código fuente e intentar modificar la manera en que se toman los elementos. La idea fundamental es modificar los elementos en contacto parcial con el cursor háptico, para modificar el elemento de acuerdo al contorno de la herramienta. Es decir, se busca que al momento del corte se modifiquen los puntos que lo componen el elemento triangular. Para esta tarea se optó por modificar la clase *vtkFeatureEdges* que es una clase que trabaja con contornos. La modificación del código consistió en ajustar el rango de selección de elementos, es decir si el elemento está en su totalidad dentro del otro objeto, entonces seleccionarlo, así se elimina una cantidad menor de elementos en el proceso de corte. El modificar el código fuente de esta clase permitió ajustar los elementos que están en la intersección con el cursor háptico al momento del corte. En la Figura 3.5 se muestra el resultado de aplicar la segunda fase de las funciones implícitas al modificar los elementos y no eliminarlos por completo. Como se puede apreciar, si fue posible modificar algunos elementos pero no es suficiente ya que el contorno hueco que deja el corte no es lo suficientemente preciso al no dejar la huella exacta de la herramienta.

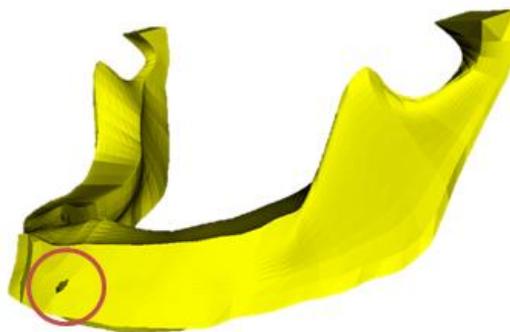


Figura 3.5. Corte de mandíbula con funciones implícitas de contornos.

3.3.3 Operaciones booleanas

Una alternativa que se encontró para solucionar el problema con las funciones implícitas fueron las Operaciones Booleanas (OB), las cuales permiten obtener volúmenes complejos a partir de la suma o resta de otros volúmenes usados como fuentes [274]. Por ejemplo, sean A (engrane con una malla M_A) y B (esfera con una malla M_B) dos conjuntos mostrados en Figura 3.6a, una OB para definir un tercer grupo C (una malla M_C) puede ser utilizada de acuerdo al álgebra de Boole Figura 3.6b.



Unión

$$C = A \cup B = \{x | x \in A \text{ o } x \in B\}$$

Intersección

$$C = A \cap B = \{x | x \in A \text{ y } x \in B\}$$

Diferencia

$$C = A - B = \{x | x \in A \text{ y } x \notin B\}$$

a)

b)

Figura 3.6. Álgebra de Boole: a) elemento engrane (A) y esfera (B), b) álgebra de Boole.

En el modelado geométrico, una malla cerrada, orientable a otra superficie 3D M_A puede ser considerado como el límite de un conjunto finito de puntos 3D. Teniendo en cuenta una segunda superficie de la malla M_B con las mismas propiedades, una operación booleana se puede aplicar para obtener una tercera superficie de la malla M_C que delimita el conjunto finito de puntos C resultantes de la operación booleana entre A y B. Se utiliza la frase "operación booleana en las superficies" para referirse al proceso de determinación de M_C a partir de M_A , M_B , y una operación booleana [274].

Al sumar dos volúmenes, el volumen total es inferior a la suma de sus volúmenes, ya que hay una parte común entre los elementos. Si se suman la esfera y el engrane de la Figura 3.6, el objeto resultante ocupará el espacio que ocupan los dos elementos; los puntos interiores a alguno de ellos serán por lo tanto puntos del objeto resultante de la suma. La Figura 3.7a muestra el resultado de la operación suma, creando un modelo con malla M_C a partir de la combinación del engrane y la esfera [277]. La intersección de dos objetos se conoce también como "parte común" y está formada por los elementos comunes entre dos objetos. Al efectuar la intersección el resultado es la eliminación de todo lo que no está en contacto entre los dos objetos, ver Figura 3.7b.

Las dos operaciones anteriores se realizan independientemente del orden en que se definan los elementos. Sin embargo la diferencia no tiene esta propiedad conmutativa; no es lo

mismo quitarle el volumen A al cuerpo B, que quitarle B al A. En la Figura 3.7c se muestra el resultado de aplicar la operación diferencia al engrane (objeto cortado) y la esfera (objeto cortante). Uno de las principales desventajas de usar OB es el costo computacional requerido. Las OB son de las técnicas de modelado que mayor consumo computacional demandan. Lo anterior representa una desventaja para el sistema OSSys el cual requiere procesamiento en tiempo real de la operación de corte u osteotomía virtual.

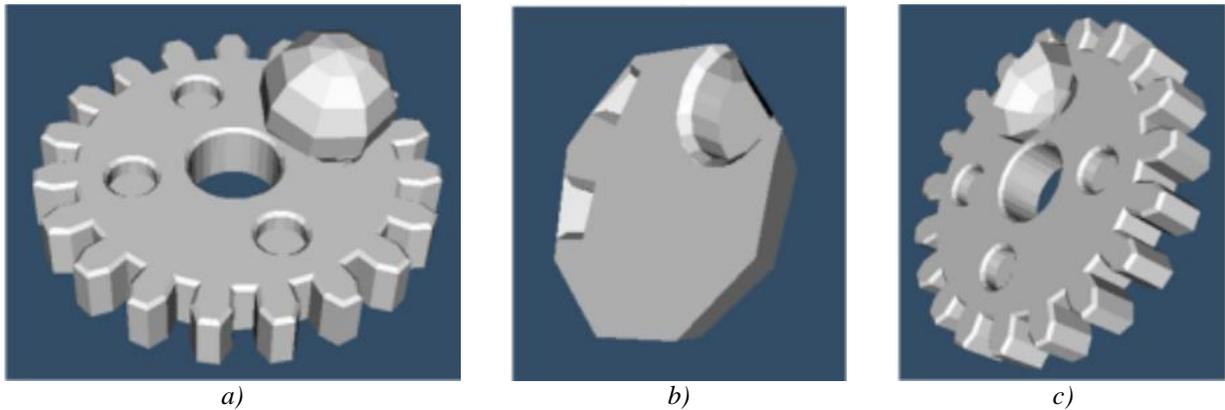


Figura 3.7. Aplicación de las OB: a) suma, b) intersección, c) diferencia.

3.3.4 Espacio de trabajo

Para lograr una correcta integración entre el módulo visual y el módulo háptico es necesario hacer que el espacio de trabajo háptico corresponda con el espacio visual disponible. Lo que se busca es realizar un escalamiento de los dos espacios de trabajo (visual y háptico) y adecuarlos al tamaño del objeto que se renderizará en pantalla, para que sin importar el tamaño o procedencia de los modelos de la mandíbula o de la herramienta, se ajuste el espacio háptico a las necesidades gráficas. En la Figura 3.8 se muestra el espacio de trabajo visual, línea verde. Para realizar el escalamiento se utiliza el siguiente algoritmo:

1. Se lee la fuente del modelo.
2. Se realiza el renderizado visual.
3. Se determina los límites del modelo en la escena.
4. Se calcula el factor de escala de cada eje coordenado.
5. Se multiplica el factor de cada eje por la matriz de posición del sistema háptico con las librerías HAPI [268].
6. Se asigna la nueva matriz al espacio de trabajo háptico.

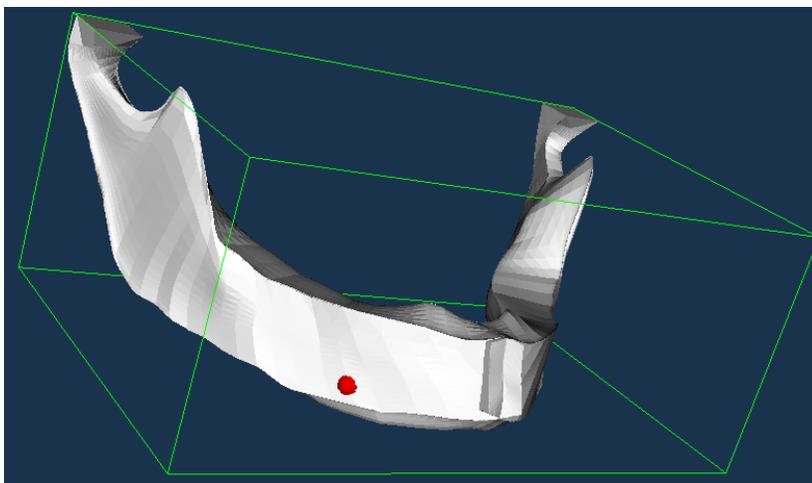


Figura 3.8. Espacio de trabajo háptico-visual.

3.4 Métodos y algoritmos de osteotomía virtual

Se desarrollaron y probaron cuatro técnicas o algoritmos para llevar a cabo la operación de corte de hueso de una manera eficiente en términos del tiempo de procesamiento. Estos algoritmos son:

1. Disminución de los elementos del modelo.
2. Segmentación del objeto a cortar, para trabajar solo con la sección en contacto.
3. Múltiples objetos de corte.
4. Generación de la trayectoria de corte.

3.4.1 Disminución de los elementos del modelo

La primera técnica fue disminuir los elementos triangulares del modelo de la mandíbula, realizando una limpieza de puntos repetidos con el objeto de disminuir los cálculos del procesamiento. El método para la realización de esta operación compara los puntos y elementos con sus “vecinos” y resta los componentes en X, Y, y Z, si el resultado de esta sustracción es menos que 0.001 entonces elimina uno de estos y conecta el punto que dejó la eliminación. Con la implementación de este algoritmo se logró disminuir la cantidad de elementos de un modelo de mandíbula de 9230 a 4507, sin embargo al momento de realizar la operación booleana el cambio no resultó significativo en la reducción del tiempo de procesamiento, cerca del 3%.

3.4.2 Segmentación de la mandíbula

Este algoritmo de segmentación se basa en dividir el modelo, en este caso la mandíbula, en secciones no uniformes, delimitadas por la cantidad de elementos en cada sección, de tal manera que cuando ocurre un contacto entre el cursor háptico y la mandíbula se tomaran solo los elementos pertenecientes a esa sección para realizar la OB. Al utilizar un menor número de

elementos para sustraer el cursor háptico (herramienta de corte) al modelo de interés (mandíbula), el tiempo computacional de la OB correspondiente disminuye. En la Figura 3.9 se muestra la mandíbula segmentada con un tope de 20 elementos por sección.

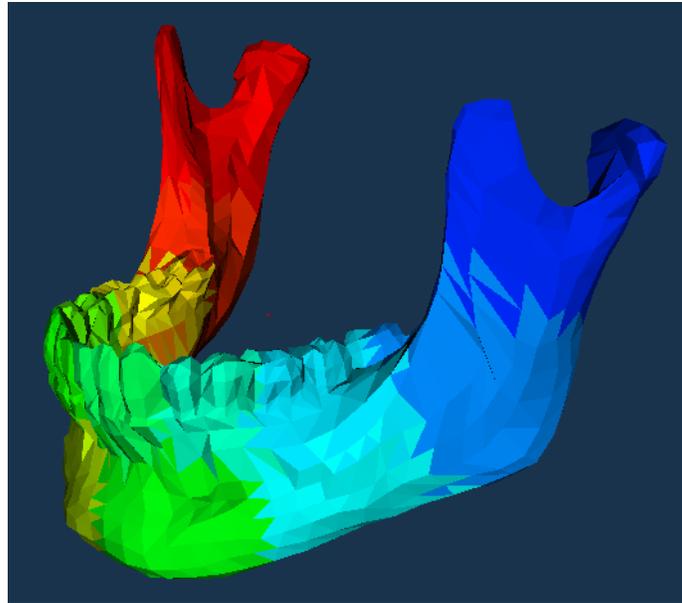


Figura 3.9. Mandíbula virtual segmentada.

La metodología para la implementación del experimento para evaluar la segmentación, se presenta en la Figura 3.10. Este procedimiento consta de los siguientes seis pasos:

1. *Obtener objetos.* El proceso de modelado se inicia con la definición de los objetos de la escena (*objeto 1* y *objeto 2*). Estos objetos pueden ser creados con bibliotecas VTK (primitivos) o importados desde sistemas CAD como archivos STL.

2. *Dividir el objeto 1 en las regiones.* En este paso el *Objeto 1* se divide en partes más pequeñas y se nombran con un ID para la identificación. El algoritmo divide la malla utilizando un filtro que separa los elementos de un conjunto de datos en piezas utilizando un método llamado OBB (Oriented Bounding Box). La división se puede hacer especificando el número de elementos o el número de puntos en un área.

3. *Manipulación del Objeto 2.* El Objeto 2 puede ser el cursor háptico o un objeto que es controlado por el cursor háptico. Los objetos 1 y 2 deben estar en contacto para permitir que el operando de Boole sea utilizado.

4. *Detectar la colisión.* El algoritmo toma sólo las regiones de objeto 1 que están en contacto con el objeto 2 y crea una variable tipo *polydata*. Los datos, como puntos y elementos de estas regiones, son detectados y copiados en un buffer temporal. Los elementos que no están en contacto con el cursor no serán seleccionados y no se incluirán en el procedimiento de operación booleana.

5. *Aplicación de la operación booleana.* El *polydata* seleccionado se enviará a la función de operación booleana para realizar Unión, Intersección o Diferencia.

6. *Nuevo modelo.* Una vez que la OB haya concluido, se agregará al objeto 1 la nueva sección, es decir la zona que sufrió la modificación por medio de la OB.

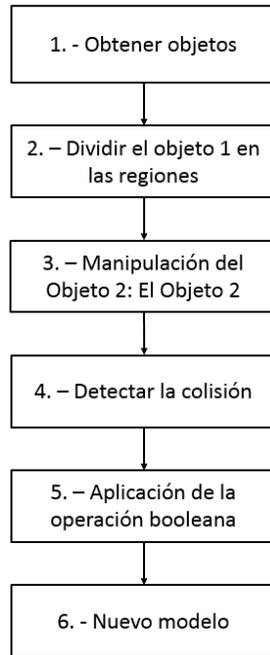


Figura 3.10. Implementación de la segmentación.

Con el fin de comparar el rendimiento de tiempo de los dos métodos booleanos, localizada (segmentación) y convencionales se evaluaron cuatro casos de estudio. El objetivo fue probar y evaluar la segmentación en las operaciones intersección, unión y diferencia de distintos modelos con un cursor de geometría esférica de 780 elementos. Los casos analizados fueron los siguientes:

Caso 1. El objeto es una esfera de 780 elementos y el cursor una esfera de 780 elementos. Los resultados de cada OB se muestran en la Figura 3.11.

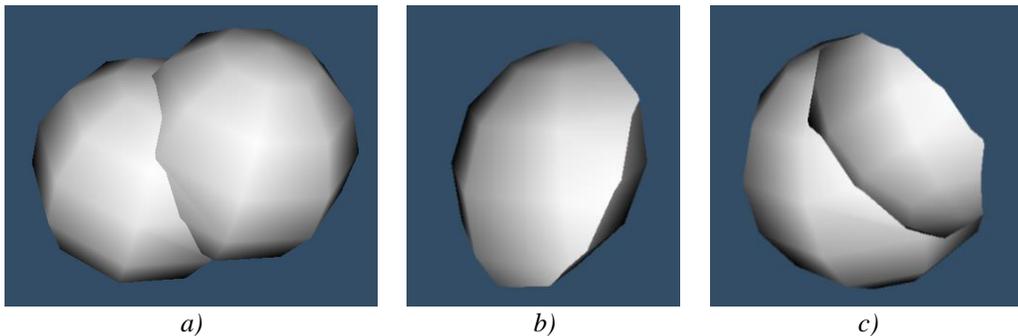
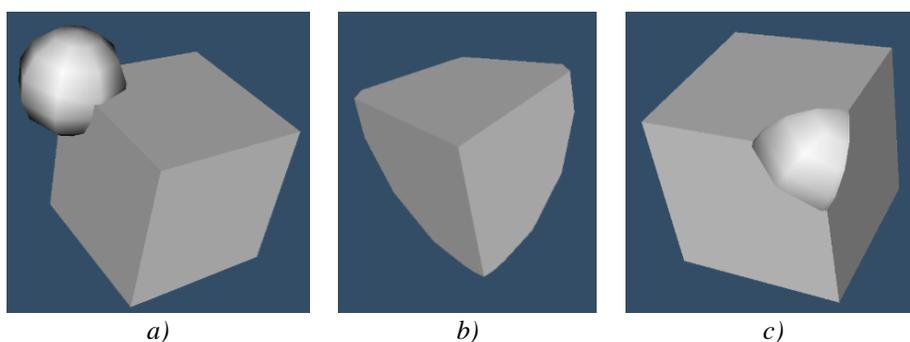


Figura 3.11. Dos esferas: a) unión, b) intersección, c) diferencia.

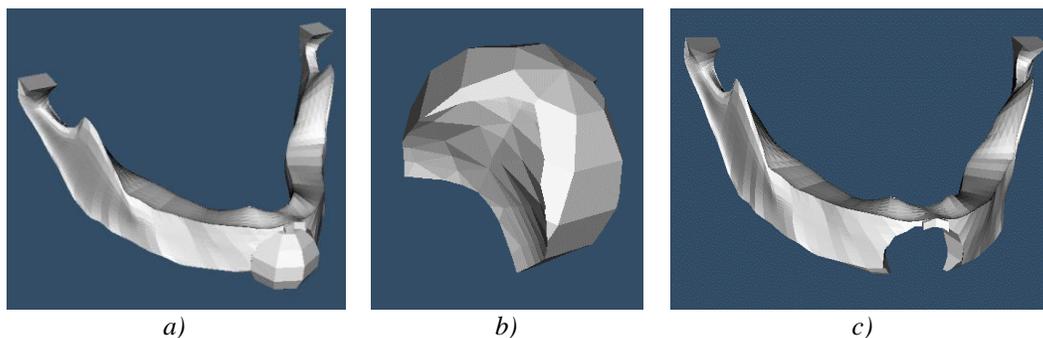
Caso 2. Se utiliza un cubo compuesto por 12 elementos triangulares regulares y el cursor esférico. El propósito de este caso es observar el comportamiento de las OB al ser aplicadas sobre objetos de baja resolución (pocos elementos), ver Figura 3.12.



a) b) c)
 Figura 3.12. Cubo y esfera: a) unión, b) intersección c) diferencia.

Caso 3. Un modelo de un engrane de 1767 elementos triangulares regulares se utiliza para este caso, más el cursor. El objetivo es probar la respuesta de las operaciones booleanas en áreas con diferentes tamaños de elementos, ver Figura 3.7.

Caso 4. El último caso de estudio corresponde a una mandíbula con 9230 elementos. El objetivo es evaluar el desempeño de las OB con modelos de alta resolución y geometría irregular. Los resultados de este caso se muestran en la Figura 3.13.



a) b) c)
 Figura 3.13. Mandíbula de alta resolución y la esfera cursor: a) unión, b) intersección, c) diferencia.

La Tabla 3.2 presenta los resultados de rendimiento de tiempo de las OB utilizando el enfoque convencional y el enfoque basado en la segmentación del modelo (propuesto). Cada operando booleano se aplicó diez veces para cada caso de estudio; los resultados presentados en estas tablas corresponden a los valores promedio de cada prueba. De estos resultados se puede observar que el algoritmo de localizado es aproximadamente 25% más rápido que el convencional. Esto es debido al hecho de que el enfoque propuesto utiliza menos datos (datos localizados) que el enfoque convencional donde se utiliza toda la malla en cada OB.

También se puede observar que a medida que el número de elementos de los modelos de malla aumenta (modelos más complejos), el tiempo de procesamiento aumenta. La calidad de los modelos no se vio afectada cuando se utiliza el método propuesto, OB con segmentación.

Tabla 3.2. Resultados del algoritmo de segmentación.

Caso	UNIÓN (tiempo en ms)			INTERSECCION (tiempo en ms)			DIFERENCIA (tiempo en ms)		
	C	S	%	C	S	%	C	S	%
Esfera	5.715	4.458	22	5.766	4.497	22	4.422	3.449	22
Cubo	4.922	3.741	24	4.798	3.646	24	4.098	3.114	24
Engrane	6.948	5.211	25	6.63	4.973	25	5.778	4.334	25
Mandíbula	7.896	5.685	28	7.577	5.455	28	7.487	5.391	28

C. Convencional, S. Segmentado, %. Disminución del tiempo en porcentaje.

3.4.3 Múltiples objetos de corte

Dado que el dispositivo háptico es controlado por el usuario y éste es quien determina la dirección el corte, se desarrolló un algoritmo para capturar la posición del cursor háptico cada determinado tiempo (50 milisegundos) y colocar una esfera (herramienta de corte) en cada punto. De esta manera se captura la trayectoria de corte por donde el usuario mueve la herramienta, generándose varios modelos que sirven como entrada al proceso de resta en la operación Booleana. Para llevar a cabo dicha operación Booleana se tienen dos alternativas:

1. Realizar un corte por cada esfera, tantas OB como esferas.
2. Realizar un solo corte con un ensamble de todas las esferas, una sola OB.

Sin embargo, el problema sigue siendo el tiempo de procesamiento computacional que tarda en ejecutar la operación booleana, por lo que realizar varias “diferencias” se volvería un proceso extremadamente lento, por ejemplo al utilizar esta metodología y realizar varios cortes utilizando esferas en cada punto, la disminución de la operación booleana con segmentación de malla se mejora un 25% del tiempo. En la Figura 3.14 se muestra la generación de las esferas de acuerdo a la trayectoria definida por el usuario.

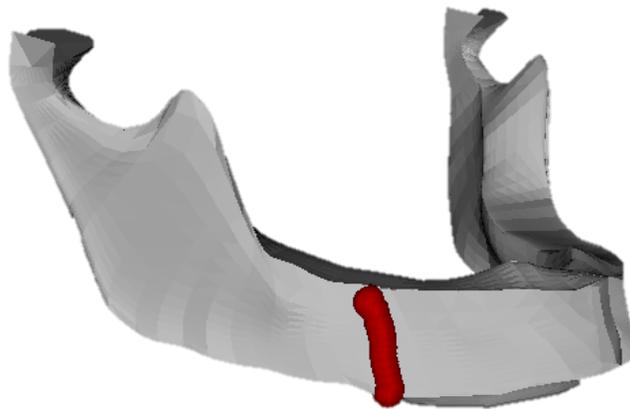


Figura 3.14. Creación de esferas por cada punto capturado.

3.4.4 Generación de la trayectoria de corte

Este algoritmo considera la generación de una polilínea utilizando los puntos capturados correspondientes a la trayectoria de corte, como se mostró en la sección anterior. Esta polilínea sirve como base o guía para realizar una “extrusión” guiada de la herramienta de corte, las etapas de este proceso se describen a continuación:

1. *Trazado de la trayectoria.* El usuario realiza el trazo de la trayectoria del corte sobre la mandíbula 3D con el dispositivo háptico, presionando el botón 1 del periférico. El trazado será válido siempre y cuando se realice cuando exista contacto entre el cursor háptico y el modelo 3D.

2. *Captura de puntos.* Durante el trazo de la trayectoria de corte, se capturan las coordenadas de la posición del cursor háptico cada 50 milisegundos y se guardan en una variable dinámica que incrementa su tamaño de acuerdo al número de puntos capturados.

3. *Extracción de las coordenadas.* Habiendo terminado de trazar la trayectoria y de guardar las coordenadas, se generan puntos que se guardan en una variable tipo *point*, que es un arreglo numerado con componentes X, Y y Z.

4. *Extrusión de la geometría.* Con los puntos se pueden utilizar tres geometrías diferentes como lo son esferas, cilindros o tubos. En cada uno de los tres casos, se realiza una extrusión de la geometría para después realizar la operación booleana.

Se programaron las tres opciones de extrusión y se realizaron pruebas con cada uno de éstas. En la extrusión de la esfera se presentó la desventaja de que si los puntos están muy separados, las esferas no estaban continuas y existía una distancia sin corte, es decir, si el usuario no es constante en el marcado de la trayectoria, las esferas estarán muy separadas y se pierde la continuidad en el corte. Con la extrusión de un cilindro, se tiene la desventaja de que si la trayectoria no es lineal, es decir presenta curvas o movimientos en zigzag por el usuario al momento de marcar la trayectoria, la huella generada en el corte no se asemeja a la marcación hecha por el usuario. Sin embargo la combinación de estas dos últimas permitió que la extrusión de tubo, pequeños cilindros punto a punto, presentara el mejor resultado. En la Figura 3.15 se muestra un corte realizado con la extrusión tipo tubo en donde se puede apreciar la polilínea (en color rojo), y al realizar la operación booleana de sustracción, la “huella” que deja en la mandíbula. Mediante este algoritmo el desempeño de la plataforma se incrementó significativamente ya que, si se requiere cortar unos 5 cm aproximadamente, el sistema puede capturar alrededor de 20 puntos, generar la polilínea para formar un tubo y realizar solo una operación booleana. Además la ventaja de esta técnica es el hecho de plasmar la “huella” de la herramienta en el corte, así como respetar el pulso del usuario. Contando el tiempo de renderizado háptico y visual, el tiempo de procesamiento es de 11 segundos, mientras que con el algoritmo de múltiples objetos de corte, el tiempo total del proceso de corte es aproximadamente 200 segundos.

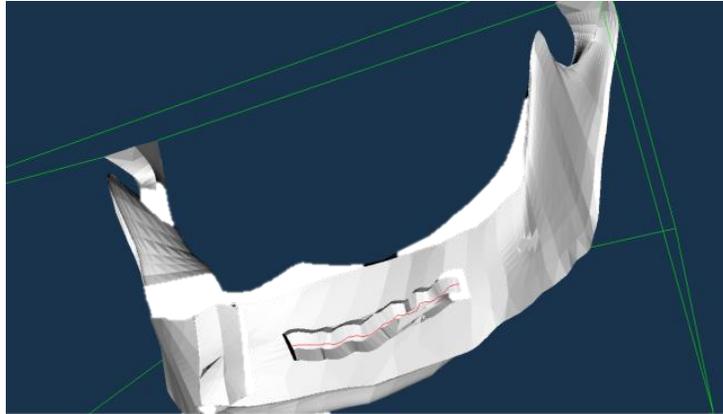


Figura 3.15. Extrusión con una polilínea guía.

3.5 Implementación de operaciones booleanas

La implementación de las OB en la plataforma en desarrollo HAPI-VTK no es un proceso directo debido que VTK solo incluye la suma y la intersección para mallas en su código fuente, no incluye la diferencia. Por lo tanto se optó por librerías externas para agregar esta función a la plataforma en desarrollo. Cory et al en [274] desarrollaron un conjunto de clases que permiten el cálculo de OB en la superficie de las mallas utilizando las clases de VTK. Además de ser compatible con la licencia VTK, las clases conservan la topología de la superficie de malla a medida de lo posible en las OB, y pasa los datos puntuales y datos de la celda a través de la malla resultante siempre que sea posible.

La metodología que siguen es que convierten dos mallas a un conjunto de puntos y se realizan las OB sobre estos puntos, haciendo después la reconstrucción de una tercera malla a partir de los puntos resultantes, entonces las operaciones directas del límite de la geometría están basados en distancias ya conocidas y el corte de malla a malla puede ser utilizado.

3.6 Desempeño del sistema

Para evaluar el desempeño del sistema OSSys se desarrollaron una serie de pruebas en tres computadoras diferentes, Tabla 3.3. La plataforma se corrió en el sistema operativo Windows XP con el compilador Visual Studio 2010. Las pruebas de evaluación consistieron en tomar el tiempo que se invierte en realizar algunas tareas claves en la plataforma OSSys el procedimiento de osteotomía, como el Renderizado Visual (RV) y el Renderizado Háptico (RH). En la Tabla 3.4 se muestra el listado de las tareas ejecutadas en cada una de las computadoras de la Tabla 3.3 y el tiempo en segundos que tardaron en realizar las tareas. En la columna de renderizado se presenta el tiempo que tarda en poner en pantalla una mandíbula con 5832 elementos, un cráneo con 19072 elementos y una imagen en formato de mapa de bits. Para el corte se mide el tiempo que tarda en procesar un corte regular de 5 cm en línea recta dirección horizontal. En ambos casos,

renderizado y corte, se toma el tiempo desde que se ejecuta el comando (cargar modelo o realizar corte) hasta que la plataforma está lista para ejecutar otro comando.

Tabla 3.3. Listado de hardware donde se evaluó el sistema OSSys.

ID	Características	Tipo
1	Marca. Dell Latitude D420 RAM. 512 MB, DDR2 PC4200 (533 MHz). Disco duro. 80 GB. Video. Intel Graphics Media Accelerator (GMA) 950 Procesador. Intel Core Duo U2400 1.06 GHz [278].	Laptop
2	Marca. Sony Vaio FJ330F RAM. 1GB DDR2 SDRAM (533 MHz). Disco duro. 80 GB2. Video. Intel® 915GM de 128MB Procesador. Procesador Intel® Pentium® M 740 con Tecnología Móvil Intel® Centrino [279].	Laptop
3	Marca. Sun Ultra 40 M2 Workstation RAM. 4GB (4x1GB) DDR-667 ECC Disco duro. 146 GB 15,000rpm SAS Video. NVIDIA Quadro FX 3500 Procesador. Dual Core AMD Opteron(TM) 2222 3.0 GHz [280].	Escritorio

De acuerdo a este experimento el renderizado visual es muy parecido para todos los casos cuando los modelos tienen menos elementos, como en el caso de la RV de la mandíbula y la imagen, en donde sin importar las capacidades de las computadoras, el tiempo es muy similar. Sin embargo, cuando se tratan de elementos mucho más complejos con una cantidad de elementos en la malla mucho mayor, se observa que es más tardado el renderizado en la computadora con menos cantidad de memoria RAM. Para el caso del RH, en el renderizado del cráneo se aprecia que la computadora 1 tarda 25 segundos más que la 2, y 31.9 segundos más que la 3. Esto debido a que la computadora 1 tiene apenas medio Gb de memoria RAM. También se aprecia que la diferencia entre la computadora 2 y la 3 es no es tan marcada, aunque haya una diferencia de 3GB.

Tabla 3.4. Tiempo de Renderizado Visual (RV) y Renderizado Háptico (RH) en el sistema OSSys, segundos.

ID	Objeto	Renderizado (seg)		Corte (seg)	
		RV	RH	RV	RH
1	Mandíbula	0.69	7.13	21.09	37.30
	Cráneo	2.19	79.23	29.19	97.19
	Imagen	5.25	7.20	NA	NA
2	Mandíbula	0.75	6.60	20.96	35.47
	Cráneo	1.56	54.16	22.09	79.93
	Imagen	5.22	7.12	NA	NA
3	Mandíbula	0.61	5.85	17.87	30.97
	Cráneo	1.61	47.32	21.97	75.71
	Imagen	4.45	6.09	NA	NA

3.7 Simulación de una osteotomía mandibular manipulada en Blender

En esta sección se presenta la metodología para el desarrollo del ambiente virtual y la implementación de una simulación de osteotomía mandibular manipulada con dispositivos externos, en este caso es el uso del teclado y el ratón. Para ello se utilizó scripts de Python 2.7 implementado en Blender 2.59 [281]. El objetivo es modelar una mandíbula humana y cortarla con una herramienta virtual, en particular una sierra corta, como lo haría un cirujano maxilofacial, osteotomía bilateral de corte mandibular. La metodología para llevar a cabo la simulación en Blender consta de las siguientes etapas:

1. *Crear un escenario.* La primera etapa es la creación de una escena en Blender para generar un entorno real (luces, cámaras, y la imagen de fondo).
2. *Cargar automáticamente el cráneo y la mandíbula.* Los modelos se cargan como STL o archivos 3DS, y se pueden obtener a partir de la reconstrucción de imágenes médicas.
3. *Añadir la textura al hueso.* Con el fin de aumentar el realismo del escenario virtual, se añade una textura visual de hueso humano a la mandíbula por medio de una imagen. Dado que el cráneo se utiliza sólo como referencia y apoyo visual, la textura se establece como una transparencia.
4. *Modelar las herramientas de corte.* Los modelos de la herramienta de corte se modelan usando los comandos 3D de Blender. También se pueden importar como STL o archivos 3DS.
5. *Añadir textura a las herramientas.* Se les agrega una textura de acero inoxidable a las herramientas de corte, de igual manera por medio de una imagen que pueda reproducir su apariencia real.
6. *Crear sensores.* Los sensores se crean para establecer al teclado y/o botones del ratón para controlar objetos en el entorno virtual.
7. *Crear controladores.* Los controladores se utilizan para especificar la siguiente acción a realizar después de activar un sensor, es decir se establece el control manual por parte del usuario.
8. *Crear actuadores.* Los actuadores realizan el movimiento o la manipulación de los objetos virtuales de acuerdo a los sensores. Los movimientos pueden ser lineales o de rotación.

El movimiento o la manipulación de los modelos virtuales dentro de la plataforma se pueden hacer con el teclado numérico, teclado alfanumérico o el ratón del ordenador. La descripción del procedimiento para realizar la manipulación en la plataforma virtual para la osteotomía en Blender se puede apreciar en la Figura 3.16, misma que se describe a continuación:

1. *Movimiento de la herramienta.* Se debe colocar la herramienta en el punto donde sea requerido iniciar el corte.
2. *Edición de la malla.* Una operación booleana se realiza entre la mandíbula (hueso) y la herramienta. La herramienta se resta de la mandíbula en un procedimiento llamado “diferencia”. Como requisito se tiene que los modelos que intervienen en la OB, deben ser modelos con superficie tipo malla.

3. *Evaluación.* Cuando el corte se realiza con la sierra sagital, es necesario evaluar si la mandíbula fue separada en dos partes. Si el modelo no se separa, entonces un nuevo corte se realiza con una nueva posición de la herramienta.

4. *Separación del volumen.* Después de la evaluación, si la mandíbula se separó en dos, se realiza una tarea de búsqueda de “nubes de puntos”. Esto para agrupar los elementos de la mandíbula en dos modelos y que no sigan siendo uno, aunque visualmente no están unidos.

5. *Limpieza los puntos.* Muchas veces algunos puntos quedan fuera de las mallas correspondientes a las partes de la mandíbula en el proceso de separación. Por esta razón es necesario buscar elementos pequeños que no forman parte de ningún modelo en la pantalla y eliminarlos.

6. *Reposición de la mandíbula.* Una vez que la mandíbula se ha dividido en dos partes, la parte más grande de mandíbula (1) se manipula hasta moverlo a una nueva posición, junto a la otra parte de mandíbula (2), esta sección es la que se separó de la mandíbula inicial después del corte.

7. *Unión del modelo.* El último paso consiste en alinear y unir las dos partes de la mandíbula. Para formar un nuevo único modelo en la escena.

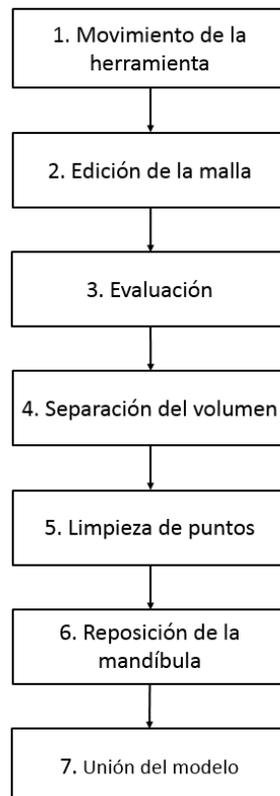


Figura 3.16. Procedimiento para la implementación de la osteotomía virtual en Blender.

El procedimiento puede también realizarse para el otro lado del hueso de la mandíbula. Normalmente el procedimiento OSBRM requiere el corte de la rama de la mandíbula stand. En

este caso la metodología anterior se repite entonces hasta el otro lado de la mandíbula. A continuación se describe el proceso para generar y manipular los modelos de la mandíbula y la sierra mediante el uso de propiedades del Game Engine. El Game Engine se refiere a una serie de rutinas de programación que permiten el diseño, la creación y la representación de un escenario virtual y la manipulación de objetos por diferentes medios como el teclado, el mouse, joystick o algún otro periférico externo conectado a la PC. En Blender se programa mediante pequeños archivos fuente programados en Python llamados scripts. En la sección de apéndices se presentan todos los scripts utilizados en esta sección.

3.7.1 Librerías

Primeramente se deben añadir las librerías que se van a utilizar en el modo de simulación. Estas librerías son códigos escritos por el usuario que se utilizan para gestionar el uso de las funciones. Para realizar esto se debe utilizar el modo “Scripting” para tener acceso al espacio de escritura de código y visualizar los cambios en la ventana de renderizado de Blender, como se muestra en la Figura 3.17. Las librerías *bpy* y *os* son las que se colocan en la cabecera del código mediante el comando *import*. Posteriormente se cargan archivos con funciones creadas y guardadas en archivos *.py*. Esto se hace solo con fines de organizar el código y sea más fácil leerlo, entenderlo y en un dado caso hasta corregir y/o identificar errores. Una vez que los archivos se han mandado llamar, ahora se cargan las funciones de las librerías importadas apuntando cual función o funciones se desean usar. La función “*main*” ejecuta la función para crear un escenario y al finalizar genera lo necesario para manipular los objetos. Todas las líneas de código descritas hasta ahora, son el contenido del archivo “ScriptOs.py” (apéndice C), para ejecutarlo se abre directamente en Blender y se ejecuta.

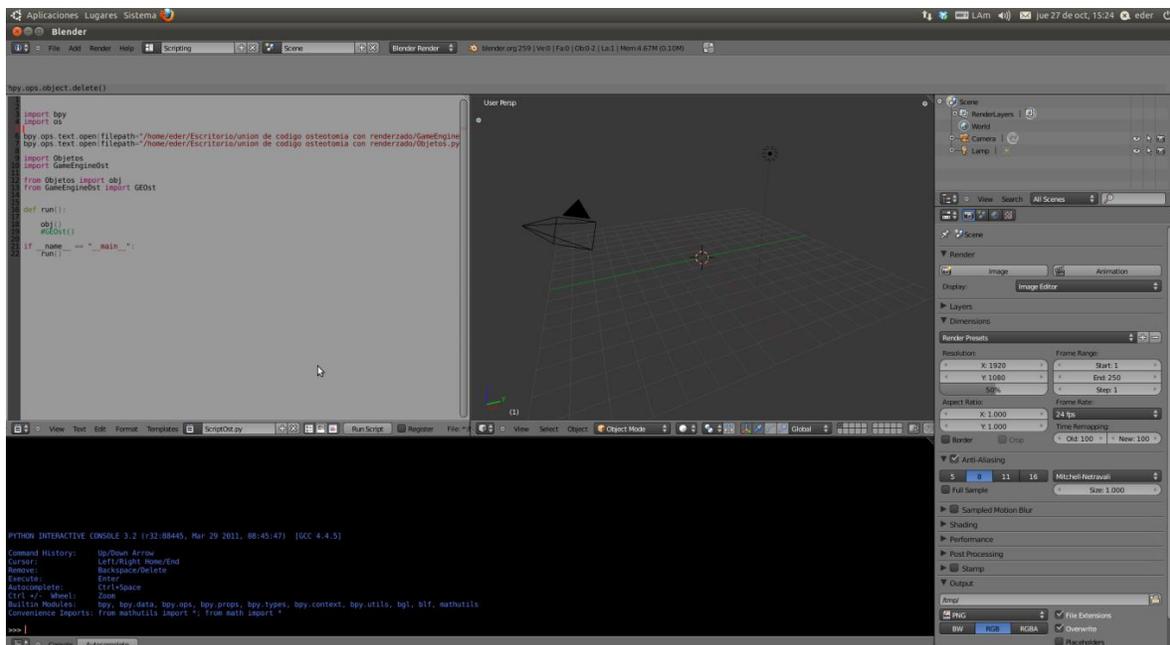


Figura 3.17. Modo Scripting en la plataforma Blender.

3.7.2 Objetos del escenario

A continuación se describen funciones y comandos para colocar en el escenario de Blender los modelos y objetos para la simulación. Primeramente se define la función que será llamada desde el *main* del programa y se define un par de variables con la ubicación de las imágenes con las que se texturizan las superficies de los objetos, en este caso se texturiza hueso y acero para las herramientas. Posteriormente se crean o importan los objetos virtuales para ser cargados en el escenario de Blender.

El primero objeto en el escenario es una herramienta tipo sierra, la cual se crea a partir de un objeto primitivo tipo prisma rectangular con dimensiones 0.25 cm x 2.0 cm x 0.5 cm. Esta herramienta se ubica en el escenario en la posición (3.5, 3.5, 3.5). Es importante que los objetos sean mallas hechas de triángulos, como se explicó en la sección anterior. Este proceso se realiza al pasar al modo edición, se aplica el comando para triangularizar y regresar al modo objeto.

La luz es un elemento que siempre debe de ir debido a que la iluminación para Blender es parte de la escena, sin ésta el renderizado sería prácticamente oscuro en su totalidad. Así, se añade un objeto lámpara del tipo “*Sun*” que es una luz que ilumina un área amplia, terminando por colocarla en una posición ventajosa para esta simulación de tal manera que todos los elementos puedan ser renderizados.

Los modelos anatómicos del cráneo y la mandíbula se importan a blender desde un archivo *3ds* o *stl*. Para ello se requiere definir la ruta donde está ubicado el archivo y llamarlo mediante la función `bpy.ops.import_scene.autodesk_3ds`. Posteriormente se asigna un nombre al objeto cargado y se coloca en el escenario en una posición conveniente. El siguiente paso es realizar un suavizado de la malla mediante el comando “*smooth*” para lograr un modelo atractivo a la vista. Este procedimiento no modifica la malla fuente o el archivo *3ds*, sino que solo se aprecia en modo de compilación. Con el objeto colocado, se procede a texturizarlo por medio de una imagen. Para lograr esto, se crea una textura y se indica que es de tipo imagen, después se carga en esa textura la imagen de la misma. A continuación se crea un nuevo material, se le aplica un color y se configuran las propiedades “*diffuse*” y “*specular*”. Por último se agrega la textura al material y se carga al objeto con esta. Como la parte superior del cráneo tiene fines solo estéticos en la simulación, solo se le agrega una transparencia y se modifican algunos parámetros para una visualización elegante, es decir no se texturiza. El código correspondiente a los objetos en el escenario se anexa en el apéndice D. El resultado de aplicar este código al ejecutar la función `Obj` se muestra en la Figura 3.18, en donde se aprecia en la Figura 3.18a el resultado de aplicar las texturas y materiales, y en la Figura 3.18b la apreciación en modo de edición.

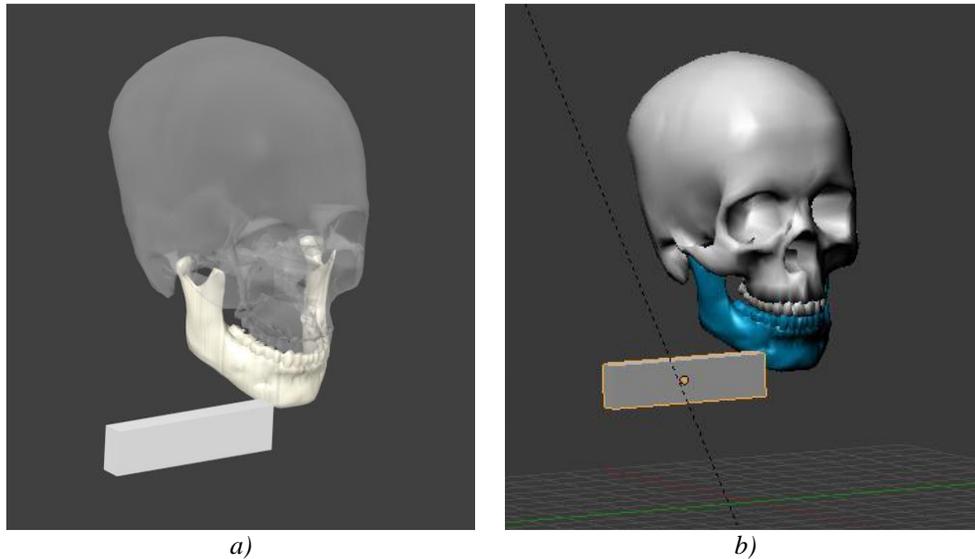


Figura 3.18. Escenario de la simulación: a) modo ejecución, b) modo edición.

3.7.3 Game Engine. Interacción con el usuario

De acuerdo a la función *main* descrita anteriormente, la función que es llamada después de crear los objetos del escenario es la denominada “GEOst”, la cual está constituida por los comandos utilizados para mover los modelos. Para tener acceso al módulo en donde se encuentran las herramientas y comandos del Game Engine (GE) es necesario cambiar al modo “*Game Logic*”. El GE tiene tres partes principales que son los actuadores, controladores y sensores:

1. *Sensores*. son los elementos que detectan una acción ya que “reacciona” cuando el usuario presiona una tecla o encuentra algún evento como una colisión, etc.
2. *Controlador*. es un elemento que actúa como un “cerebro”, es el encargado de “tomar decisiones” una vez que haya recibido una señal del sensor y a su vez es el que activa el actuador por medio de operaciones lógicas simples (and, or) o ejecutar un script.
3. *Actuador*. es el que ejecuta la acción que puede ser un movimiento de un objeto, ejecutar un sonido, etc.

La función GEOst establece las opciones para que la sierra se mueva a la derecha, izquierda, arriba, abajo, adentro y afuera (estos últimos dos por medio del ratón). Dado que es posible crear todos los elementos (sensores, actuadores y controladores) exactamente de la misma manera, la descripción del código se hace solo en una vez. En la Figura 3.19 se muestra el entorno de desarrollo en el modo Logic del GE.

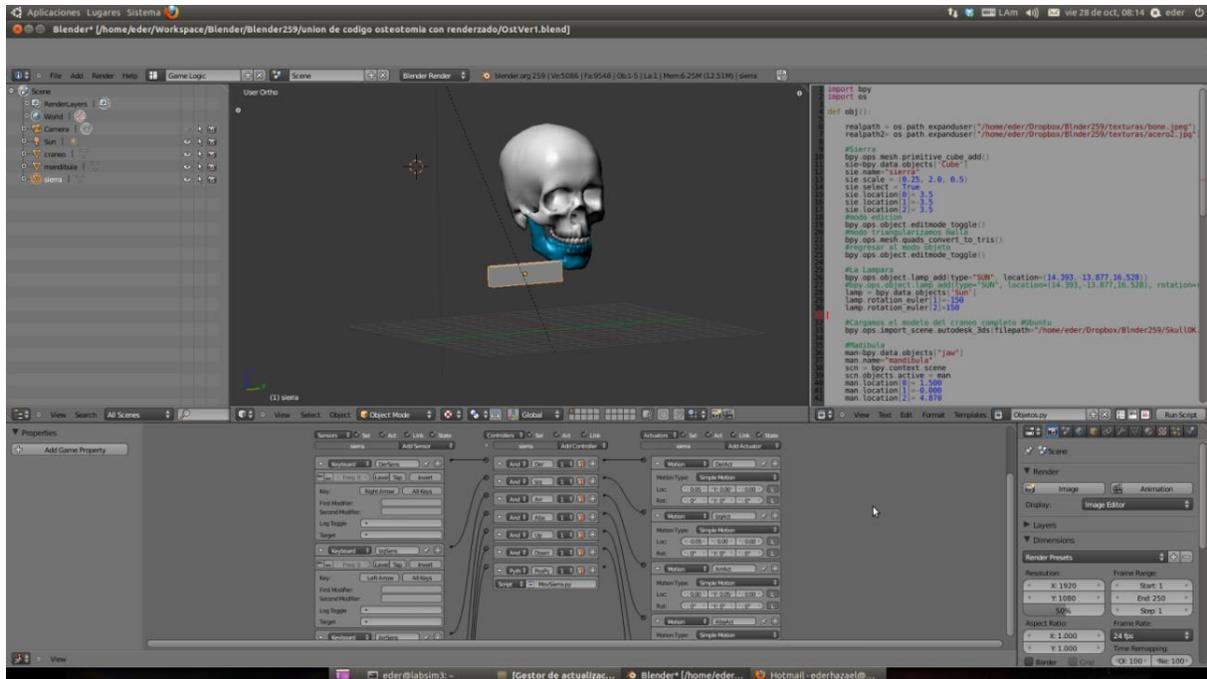


Figura 3.19. Modo Logic de Game Engine.

3.7.4 Edición de modelos

Siendo el propósito de esta simulación realizar un proceso de corte, los puntos y elementos que se eliminan son los que están en contacto con el objeto cortante (sierra). El procedimiento para la realización de este corte por medio de OB en Blender se describe a continuación:

1. *Selección de la mandíbula.* Con el botón derecho del mouse sobre el modelo de la mandíbula se da un clic.
2. *Modificadores.* Con la mandíbula seleccionada (en color naranja) se selecciona el menú *modifiers* de la ventana de propiedades, ver Figura 3.20.
3. *Boolean.* Se agrega un modificador tipo *boolean* seleccionando el submenú del mismo nombre. Posteriormente se selecciona la OB que se desea ejecutar, intersección, unión y la diferencia, siendo este último el utilizado para realizar el corte.
4. *Selección elemento corte.* Se selecciona, con el botón derecho del mouse, el objeto que se va a restar de la mandíbula, es decir el objeto que realiza el corte, por ejemplo la sierra en este caso.
5. *Efectuar.* Finalmente se da clic en el botón *apply* para realizar la diferencia entre los dos modelos 3D tipo malla. El resultado final se visualiza en la pantalla.

Para lograr el movimiento de la sierra en modo simulación, se escribe un *script* que se ejecuta de manera automática, y el cual pasa la posición del modo animación al modo edición y se ejecuta con una señal de reloj en todo momento durante la simulación. Se crea un controlador de tipo “Python” es decir que se le indica que es un script el que se ejecuta. Se le indica que es

tipo “script”, la ubicación del archivo *.py y el nombre del mismo. Para terminar se unen con un “link”.

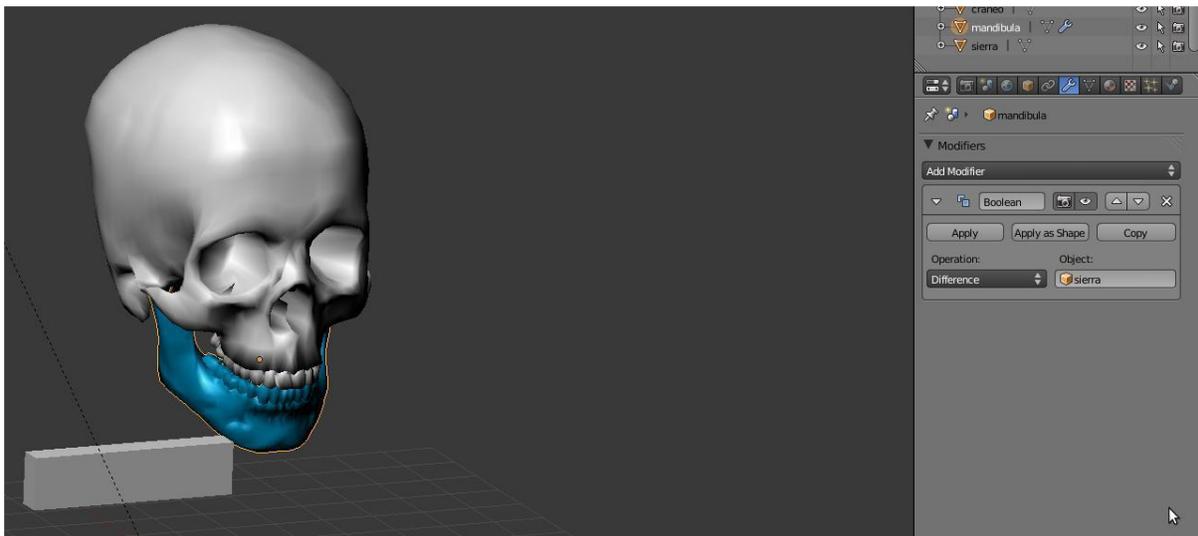


Figura 3.20. Modificador Operación Booleana.

La última etapa es el renderizado visual de la escena para que el usuario pueda apreciar los efectos de su acción. Para ello se crea un controlador el cual se encargará de actualizar la escena después de haber sido modificado el elemento sierra. Se crea un controlador tipo *And* con nombre y objeto al que pertenece, por ejemplo sierra y se conecta al controlador y al sensor que le corresponde. Dado que es el último bloque Sensor-Controlador-Actuador, se agrega un controlador adicional al mismo sensor de la sierra para actualizar de manera automática la escena y visualizar los cambios provocados por el corte sobre la mandíbula.

El paso final es crear un actuador tipo escena, con el modo “Set” y le pasa el nombre de la escena en donde están los objetos de la animación. Puede darse el caso de tener varias escenas, por lo que se entiende que la escena que hay que pasar es en donde están los objetos que sufrieron algún cambio. Terminando por conectar este actuador con el controlador tipo “And”. El resultado se muestra en la Figura 3.21.

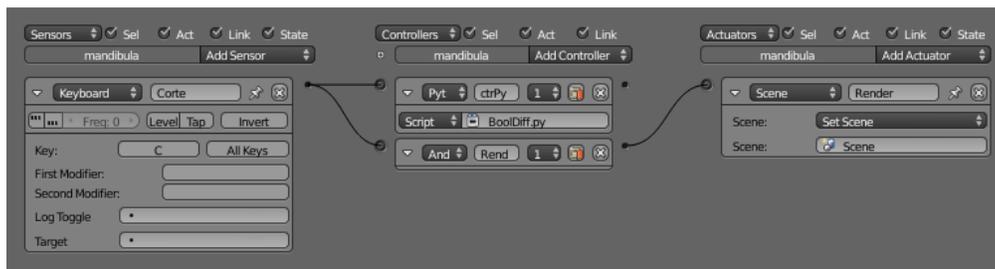


Figura 3.21. Elementos edición y renderizado de la mandíbula.

En el anexo E se presenta el script en Python que corresponde a la generación de todos los elementos por los que están compuestos la etapa de la generación de movimientos, creación de sensores, controladores y actuadores correspondiente a lo descrito en la sección Game Engine y la edición de modelos por código.

3.7.5 Osteotomía virtual

La evaluación de esta plataforma virtual se realiza mediante la aplicación del procedimiento OSBRM. Este procedimiento se describe en los párrafos siguientes:

1. *Movimiento de la herramienta.* Mediante periféricos de entrada la herramienta se mueve en el escenario virtual hasta llegar al punto donde el usuario desea realizar el corte. El usuario puede seleccionar distintas herramienta para realizar el corte.

2. *Edición de la malla.* Una operación booleana de diferencia se realiza entre la mandíbula (hueso) y el modelo de la herramienta utilizada.

3. *Evaluación.* Durante la simulación del corte, es necesario averiguar si el modelo ha sido separado completamente, o sea que la mandíbula virtual esté dividida en dos partes. Si el modelo aún no se ha separado, entonces un nuevo corte se realiza con una nueva posición de la herramienta.

4. *Separación del modelo 3D.* Después de la evaluación, si la mandíbula se ha separado en dos partes, entonces de acuerdo con el volumen ocupado en la escena se crean dos objetos dándole prioridad al más grande.

5. *Limpieza de los puntos sueltos.* Muchas veces existen puntos que quedan fuera de la mandíbula (modelo más grande, después de la sección), lo que lleva a la generación de nube de puntos que no forman parte de ningún elemento de la escena. En esta paso se eliminan los puntos que quedaron fuera de los modelos.

6. *Posicionamiento de la mandíbula.* Una vez que la mandíbula se ha dividido en dos partes, la parte más grande (1) de mandíbula se manipula (desplazamiento y/o rotación) a su posición final en la otra parte (2) de mandíbula.

7. *Unión del modelo.* El último paso consiste en alinear y unir las dos partes de la mandíbula para que sea un solo elemento nuevamente. El proceso de la juntar dos modelos en uno solo se realiza de nuevo con una OB del tipo unión.

El procedimiento se puede realizar para cualquier lado de la mandíbula (rama derecha y/o izquierda). Normalmente el procedimiento OSBRM requiere el corte en ambas ramas de la mandíbula. En este caso la metodología anterior se repite entonces en el otro lado de la mandíbula.

3.7.6 Resultados

Para evaluar la viabilidad del Virtual Osteotomy Simulator System (VOSS), se realiza un estudio en una aplicación especial de corte de mandíbula[282], mostrado en Figura 3.22a donde

se aprecia la necesidad de la osteotomía para corrección de mandíbula. El procedimiento de la cirugía ortognática virtual, mostrado en la comienza mediante la selección de una herramienta de corte y colocándolo en la posición donde se quiere iniciar el corte, ver Figura 3.22b. Una vez que la herramienta está posicionada, el corte se puede iniciar y se puede repetir tantas veces como sea necesario para hacer un corte longitudinal a lo largo de la mandíbula.

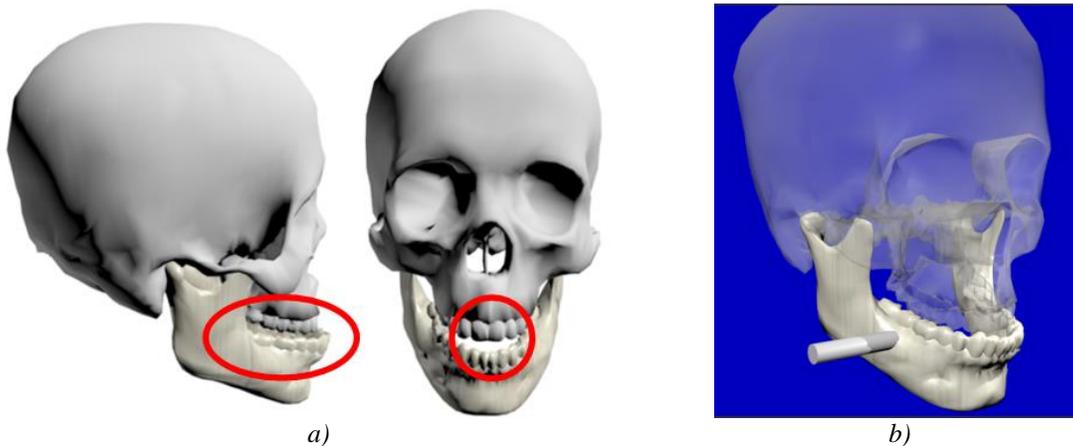


Figura 3.22. Caso de estudio en el sistema VOSS: a) malformación, b) posición inicial de corte.

La manipulación y la ubicación de la herramienta se pueden realizar de manera horizontal o vertical en un espacio 3D, mientras se realiza el corte. La Figura 3.23a muestra la simulación de una trayectoria de corte vertical usando un taladro, mientras que en la Figura 3.23b se muestra el corte con una sierra sagital para separar el hueso de la mandíbula. Al igual que en el procedimiento real, la mandíbula se puede separar en dos partes que luego pueden ser manipuladas de forma independiente. La Figura 3.24a muestra los fragmentos de hueso después de la separación. Después de la manipulación y la reubicación de las partes de la mandíbula, otra operación booleana puede llevarse a cabo para unir a las partes. La Figura 3.24b muestra el último movimiento y la Figura 3.24c la posición final de la mandíbula, que al aplicar la operación booleana de unión, forma el modelo de una mandíbula final de una pieza.

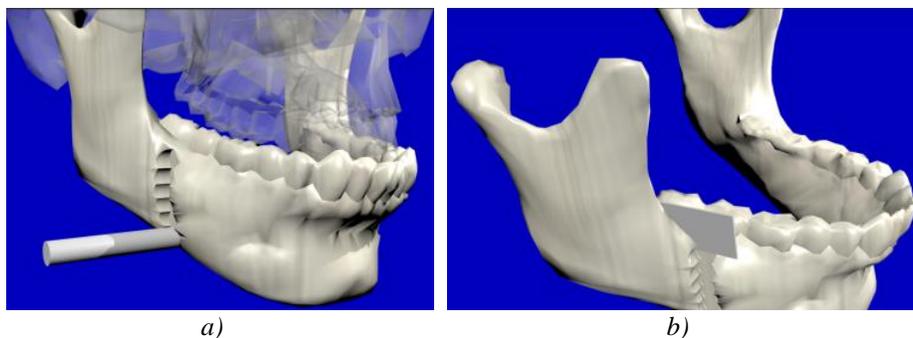


Figura 3.23. Proceso de corte: a) con taladro de alta velocidad, b) con sierra sagital.

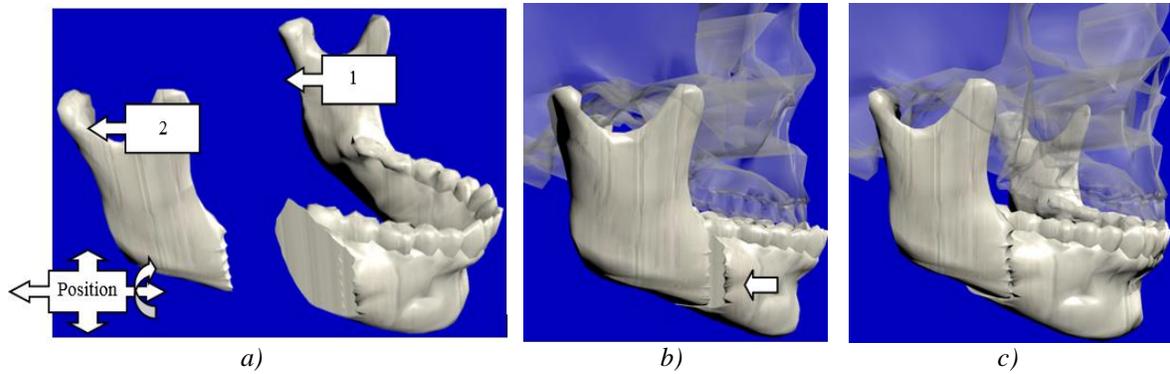


Figura 3.24. Nuevo modelo: a) manipulación, b) reubicación, c) unión.

Como se puede apreciar en esta sección, el sistema propuesto VOSS permite la representación de modelos 3D anatómicos correspondientes a un maxilar superior y la mandíbula con diferentes texturas, iluminación y propiedades visuales pueden ser utilizadas para aumentar el nivel de realismo. Se ha comprobado que los procedimientos de osteotomía virtuales 3D se pueden realizar utilizando el sistema propuesto. El tiempo del proceso computacional depende de las capacidades en hardware de la computadora y del tamaño de los modelos anatómicos (en particular el número de elementos en la malla). El tiempo promedio para realizar un corte varía desde 250 hasta 300 milisegundos, para un tamaño de la mandíbula y la herramienta real

Capítulo 4

Cefalometría Virtual Háptica

La planeación es la fase anterior a la cirugía ortognática en cuyos términos se encuentran los datos que el cirujano necesita para determinar cuánto se debe cortar el hueso en el maxilar. Para el caso de las cirugías ortognáticas, la cefalometría es la técnica con la cual se realiza esta planeación de manera tradicional. La plataforma OSSys tiene un módulo dedicado solo al proceso de planeación, el cual se describió en el capítulo 2, y que permite la realización de cefalometrías en 2D y 3D con ayuda del dispositivo háptico.

Esto debido a que es muy importante determinar los efectos de los errores que se cometen al hacer el análisis de una radiografía lateral, en los que pueden influir la técnica radiográfica, identificación de los puntos cefalométricos, experiencia del examinador, procesado de la radiografía y otros, mismos que constituyen el principal factor que interviene en la medición de las distancias y ángulos, por consiguiente creará secuelas en los resultados del tratamiento prescrito [283]. Houston en 1983 [284][285][286], clasifica los errores en sistemáticos y aleatorios.

Los errores sistemáticos o influyentes se producen cuando una serie de mediciones difieren sistemáticamente de otras realizadas en diferentes momentos. Los errores aleatorios aparecen como resultado en la falla de la técnica radiográfica, mala posición del paciente, mal estado de la radiografía, y la dificultad para identificar con precisión los puntos cefalométricos siendo estos últimos los principales errores cometidos en un análisis cefalométrico [287][288][289].

4.1 Métodos y algoritmos de cefalometría virtual

El análisis cefalométrico en la plataforma desarrollada está basado en el método de Steiner, ya que los ortodontistas locales lo utilizan con mayor frecuencia. Aunque también algunos dentistas con especialidad en ortodoncia utilizan mediciones de otras técnicas como McNamara, Ricketts, Jarabak, entre otros, para la comprobación de algunos ángulos. El ambiente virtual de OSSys cuenta con una serie de ayudas visuales indicándole al usuario el siguiente punto que hay que marcar mediante una etiqueta de texto, Figura 4.1. Cada punto marcado corresponde a un lugar específico en la fisionomía del cráneo, la unión entre puntos forman

líneas, y la intersección de diferentes líneas, ángulos. Este es el principio con el cual se generan las medidas cefalométricas. En la Tabla 4.1 se muestra las medidas derivadas por el trazo de líneas y puntos, así como su designación. En la Figura 4.2 se muestra el orden en el que se marcan los puntos cefalométricos en el sistema OSSys y la localización ideal sobre el cráneo humano.



Figura 4.1. Ayuda visual indicando el punto que hay que localizar sobre la radiografía.

Tabla 4.1: Valores cefalométricos.

No.	Valor	Medida
1	SNA°	Ángulo entre los puntos S, N y A
2	SNB°	Ángulo entre los puntos S, N y B
3	ANB°	Ángulo entre los puntos A, N y B
4	INA°	Ángulo entre el eje largo del incisivo central superior y el plano NA
5	INA (mm)	Distancia desde la cara vestibular de la corona superior de los incisivos a la línea de NA
6	INB°	Ángulo entre el eje longitudinal de incisivo central inferior y la línea NB
7	INB (mm)	Distancia desde la cara vestibular de la corona inferior de los incisivos a la línea NB
8	Sn-GoGn°	Ángulo entre el plano inferior y el plano SN
9	FMA°	Plano tangente al borde inferior de la mandíbula a través del punto mental.
10	OC-SN°	Ángulo entre el plano oclusal funcional y el plano SN
11	IMPA°	Determinado por el eje del plano mandibular incisivos inferiores.

El módulo de cefalometría del sistema OSSys tiene las capacidades que se muestran en la Tabla 4.2, en donde se destaca el marcado de puntos por medio del dispositivo háptico para 2D y 3D, cargar la radiografía en cualquier formato de imagen digital comercial, activar o desactivar la sensación háptica durante la ejecución de la plataforma, renderizado en pantalla de imágenes y de modelos CAD en formato STL, manipulación de la cámara con el mouse de la PC para generar diferentes vistas de la imagen o modelo 3D.

No.	Abreviación	Localización
1	N	
2	A	
3	B	
4	S	
5	APMax	
6	Is	
7	Li	
8	Apl	
9	Go	
10	Gn	
11	Or	
12	Po	
13	APOcc	

Figura 4.2. Puntos cefalométricos de acuerdo a Steiner.

Tabla 4.2. Capacidades de la plataforma virtual.

2D	<p>Cargar radiografías por medio de imágenes de cualquier formato comercial (bmp, jpg, jpeg, etc.)</p> <p>Calcular la distancia entre dos puntos que el usuario haya marcado en cualquier parte del espacio de trabajo háptico-visual.</p> <p>Realizar la cefalometría sobre un plano XY, mediante la manipulación háptica-visual.</p> <p>Renderizar hápticamente la imagen mediante un plano.</p> <p>Mover el cursor háptico sobre el plano XY sobre la imagen colocada en pantalla.</p> <p>Utilizar comandos en los menús generales para centrar la posición de la cámara.</p>
3D	<p>Cargar cualquier modelo en formato STL y escalar el espacio de trabajo háptico al tamaño del cuerpo 3D.</p> <p>Manipular la cámara mediante vistas ortogonales (frontal, superior, lateral derecha, etc.).</p> <p>Renderizar hápticamente cualquier modelo STL cargado en la plataforma.</p> <p>Realizar cefalometrías en un espacio de trabajo 3D.</p> <p>Calcular la distancia entre dos puntos colocados por el usuario, sobre modelos y en ambiente 3D.</p> <p>Seccionar visualmente el modelo 3D mediante un plano.</p> <p>Cargar imágenes y manipularlas cambiando su posición y rotación durante el proceso de cefalometría 3D.</p>
Ambos	<p>Un cursor háptico para manipulación de objetos.</p> <p>Encender o apagar en cualquier momento las sensaciones hápticas.</p> <p>Desplegar un reporte con los resultados de la cefalometría en pantalla</p> <p>Guardar en un archivo de texto los resultados del análisis cefalométrico</p> <p>Habilitar o deshabilitar la visualización de las líneas durante la colocación de puntos para la cefalometría</p> <p>Manipulación de la cámara para acercamiento o alejamiento visual.</p>

4.1.1 Cefalometría 2D

Aunque la plataforma está diseñada para la manipulación tridimensional háptica, ésta cuenta con la opción de realizar la cefalometría en 2D como en la práctica profesional tradicional. El procedimiento para realizar un análisis cefalométrico 2D en el sistema OSSys es el siguiente:

1. Seleccionar el Menú *Planning 2D*.
2. Seleccionar el Sub menú *Load Rx*.
3. Seleccionar el archivo de la imagen digital de la radiografía.
4. Seleccionar el Menú *Planning 2D*.
5. Seleccionar el sub menú *Cephalometry*.
6. Ubicar el cursor sobre la radiografía para situar el punto.
7. Presionar el botón del dispositivo háptico para marcar el punto.
8. Realizar los pasos anteriores 6 y 7 hasta concluir la totalidad de los puntos.
9. Se calculan los valores cefalométricos de acuerdo a Steiner.
10. Se generan un archivo *txt* con los resultados de la cefalometría.
11. Se presenta en pantalla un reporte con las medidas cefalométricas.

El método consiste básicamente en ubicar los puntos sobre la imagen de la radiografía lateral mediante el dispositivo háptico. Una vez ubicado el cursor (esfera) en el lugar deseado, se presiona el segundo botón del dispositivo háptico para guardar las coordenadas (x, y) del punto seleccionado en una variable de tipo vector. En la Figura 4.3 se muestra la realización de una cefalometría en 2D en el sistema OSSys, en donde se aprecian los puntos marcados sobre la radiografía digital, Figura 4.3a, y el trazado de las líneas cefalométricas, Figura 4.3b.

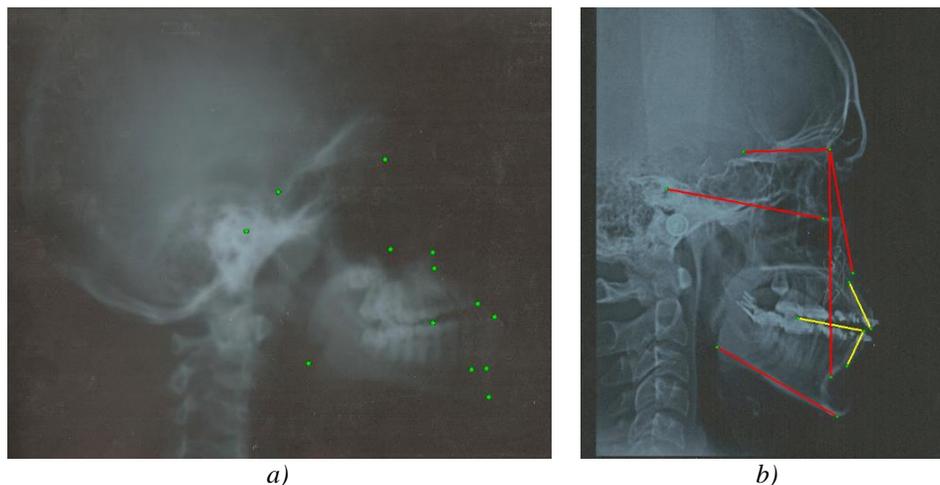
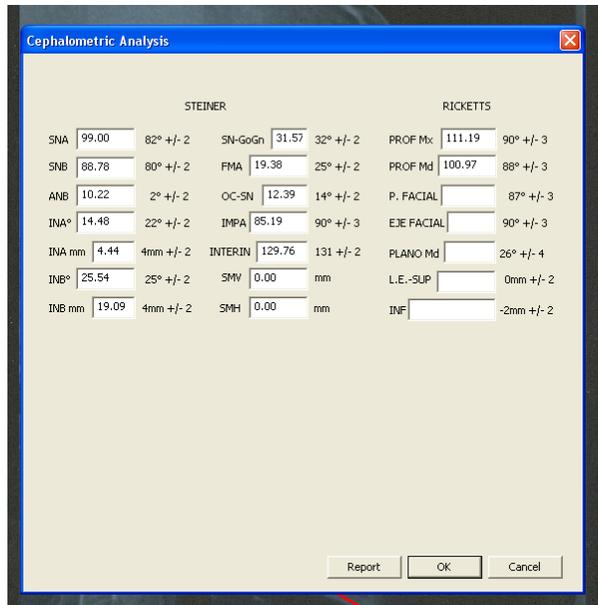
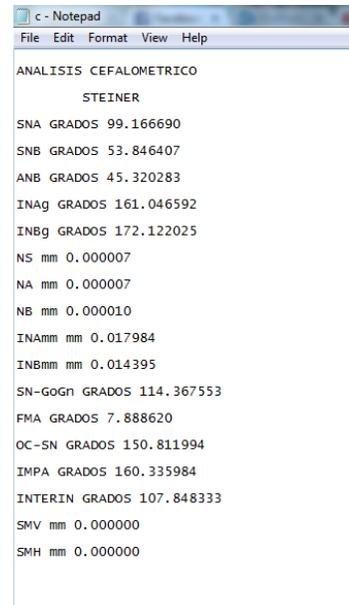


Figura 4.3: Cefalometría en 2D: a) puntos b) puntos y líneas visibles.

Al terminar de marcar la totalidad de puntos se despliegan los valores cefalométricos mediante un cuadro de diálogo, Figura 4.4a. Los resultados también se guardan en un archivo de texto **.txt*, Figura 4.4b. Estos resultados se obtienen al aplicar un factor de escalamiento calculado de manera automática al importar la imagen en la interfaz gráfica del sistema OSSys.



a)



b)

Figura 4.4: Reporte de la cefalometría al terminar la marcación de puntos: a) en pantalla, b) en archivo de texto.

4.1.1.1 Cálculo de distancias para la cefalometría 2D

Para el cálculo de los valores cefalométricos correspondientes a distancias, se utiliza la siguiente ecuación correspondiente a la distancia d entre dos puntos A (X_1, Y_1) y punto B (X_2, Y_2):

$$d = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2} \quad (4-1)$$

4.1.1.2 Cálculo de los ángulos para la cefalometría 2D

Los valores cefalométricos correspondientes al ángulo, θ , formado por dos rectas que se cruzan se obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$\text{tg}\theta = \frac{m_2 - m_1}{1 + m_2 m_1} \quad (4-2)$$

donde m_1 y m_2 es la pendiente de cada recta, es decir la tangente del ángulo de inclinación de cada una de las rectas [290][291]. La pendiente de cada recta formada por dos puntos, el punto A (X_1, Y_1) y el punto B (X_2, Y_2), se calcula de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$m = \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} \quad (4-3)$$

4.1.2 Cefalometría 3D

El modo de operación del cursor háptico se basa en la colisión con el cráneo virtual, por lo que para puntos que se encuentran en la periferia, solo es necesario sentir la concavidad o borde, según sea el caso. En la Figura 4.5a se muestra la marcación de puntos exteriores sobre el modelo del cráneo 3D en el sistema OSSys. Para la cefalometría 3D el procedimiento para colocar los puntos y calcular las medidas cefalométricas es similar al descrito para la cefalometría 2D, pero con la inclusión de una tercera coordenada Z. En este caso se utiliza un modelo 3D correspondiente al cráneo del paciente en formato STL. El procedimiento para llevar a cabo un análisis cefalométrico 3D en el sistema OSSys es el siguiente:

1. Seleccionar el Menú *Planning 3D*.
2. Seleccionar el sub menú Load Skull.
3. Seleccionar el archivo del modelo del cráneo 3D.
4. Seleccionar el Menú *Planning 3D*.
5. Seleccionar el sub menú *Cephalometry*.
6. Ubicar el cursor sobre la superficie del cráneo 3D para ubicar el punto.
7. Presionar el botón del dispositivo háptico para marcar el punto.
8. Realizar los puntos 6 y 7 hasta concluir la totalidad de los puntos.
9. Se calculan los valores cefalométricos de acuerdo a Steiner.
10. Se generan un archivo *txt* con los resultados de la cefalometría.
11. Se presenta en pantalla un reporte con las medidas cefalométricas.

Para localizar los puntos internos, como la silla turca, es necesario contar con información adicional que permita conocer la localización de estos puntos que pueden ser inaccesibles en el modelo 3D. Para ello, el sistema OSSys permite realizar en tiempo real un corte al modelo en diferentes posiciones mediante un plano sagital. Este corte solo tiene injerencia de manera visual, teniendo la capacidad de regresar al modelo inicial sin haber cambiado nada. Sobre este corte sagital se puede colocar la radiografía lateral utilizada en la cefalometría 2D, como se muestra en la Figura 4.5b. Una vez colocada la imagen, es posible escalarla o moverla en los tres ejes coordenados, así como aplicarle rotación, con el propósito de ubicarla sobre la periferia del cráneo virtual y empatar las características visuales y físicas. Es importante mencionar que aun cuando se realice un corte de sección y se coloque una imagen en 2D, el renderizado háptico no sufre cambio, la imagen solo sirve como referencia al usuario para marcar los puntos de referencia internos necesarios en la cefalometría.

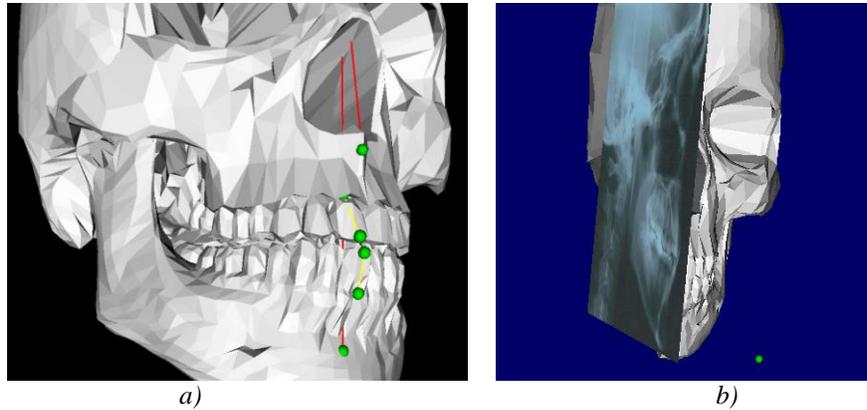


Figura 4.5: Marcado de puntos externos en la cefalometría 3D: a) externo, b) imagen de referencia.

4.1.2.1 Cálculo de distancias para la cefalometría 3D

El cálculo de las distancias cefalométricas 3D se realiza a partir de las coordenadas de los puntos A (X_1, Y_1, Z_1) y B(X_2, Y_2, Z_1). Para calcular la distancia d entre estos puntos se utiliza la siguiente ecuación:

$$d = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2} \quad (4-4)$$

4.1.2.2 Cálculo de los ángulos para la cefalometría 3D

El ángulo que forman dos rectas que se cruzan en el espacio, está dado por el ángulo que forman sus vectores de dirección. El cálculo de este ángulo se realiza a partir del producto escalar:

$$\alpha = \cos^{-1} \left| \frac{X_1 \cdot X_2 + Y_1 \cdot Y_2 + Z_1 \cdot Z_2}{\sqrt{X_1^2 + Y_1^2 + Z_1^2} \cdot \sqrt{X_2^2 + Y_2^2 + Z_2^2}} \right| \quad (4-5)$$

donde α es el ángulo que forma las dos rectas en el espacio.

4.2 Evaluación del sistema en tareas de cefalometría

Los métodos de análisis cefalométricos están basados en imágenes radiográficas laterales 2D, por lo que en la práctica en ortodoncia no se realizan cefalometrías 3D de manera común. Sin embargo, numerosos trabajos de investigación reportados en la literatura muestran que la cefalometría 3D tiene varias ventajas entre las que destacan la disminución del error por mala posición al momento de sacar la radiografía, la capacidad de examinar la estructura ósea del paciente por medios computacionales, la manipulación de un modelo CAD para la inspección por medios visuales, disminución del costo de tratamiento al no requerir modelos de yeso y/o el uso de un articulador, etc. Con el propósito de evaluar el desempeño del sistema OSSys en la realización de análisis cefalométricos, así como realizar un análisis comparativo entre la

cefalometría 2D y 3D, se procedió a realizar un conjunto de pruebas de evaluación. En estas pruebas se utilizaron radiografías laterales y un modelo 3D de cráneo en formato STL, compuesto por 9532 elementos triangulares.

4.2.1 Metodología de evaluación

La metodología de evaluación utilizada consta de seis pasos, Figura 4.6, los cuales se describen a continuación:

1. *Radiografía*. Se toma una radiografía lateral por el lado derecho al paciente.
2. *Cefalometría manual*. Se realiza la cefalometría por el método tradicional, trazando líneas con lápiz sobre la radiografía y obteniendo las mediciones con equipo geométrico.
3. *Digitalización de la radiografía*. Se digitaliza la radiografía del paciente mediante un escáner convencional, para después ser cargada en la plataforma OSSys.
4. *Cefalometría virtual 2D*. Se realiza la cefalometría 2D en el sistema OSSys utilizando la radiografía digital.
5. *Cefalometría virtual 3D*. Se realiza la cefalometría 3D en el sistema OSSys utilizando un modelo virtual 3D de un cráneo obtenido a partir de imágenes médicas.
6. *Análisis comparativo*. Una vez concluido los dos procedimientos cefalométricos (manual y virtual) se realiza una comparación de resultados entre estos para determinar la exactitud del método virtual.
7. *Encuesta*. Se realiza una test que el usuario deberá llenar para obtener información en relación a su experiencia y comentarios de la plataforma y la realización de la cefalometría virtual.

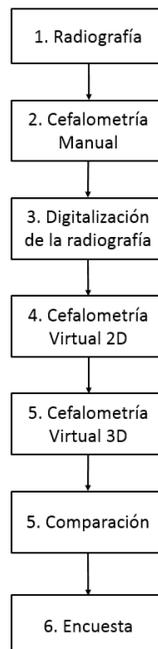


Figura 4.6: Metodología para la evaluación de la cefalometría virtual.

4.2.2 Casos de estudio

Un total de cinco casos de pacientes diferentes se utilizaron para la evaluación de la cefalometría en el sistema OSSys. Estos pacientes son personas que oscilan entre los 18 y 24 años de edad y que tienen problemas de maloclusión que requieren intervención quirúrgica. Estas personas acudieron a realizar un tratamiento con el dentista, ortodoncista y cirujano maxilofacial. Los datos aquí presentados fueron proporcionados por los especialistas que atendieron a estos pacientes durante el tratamiento. En la Figura 4.7 se pueden apreciar la radiografía lateral de cada paciente, observándose alteraciones en el crecimiento mandibular y mala oclusión.

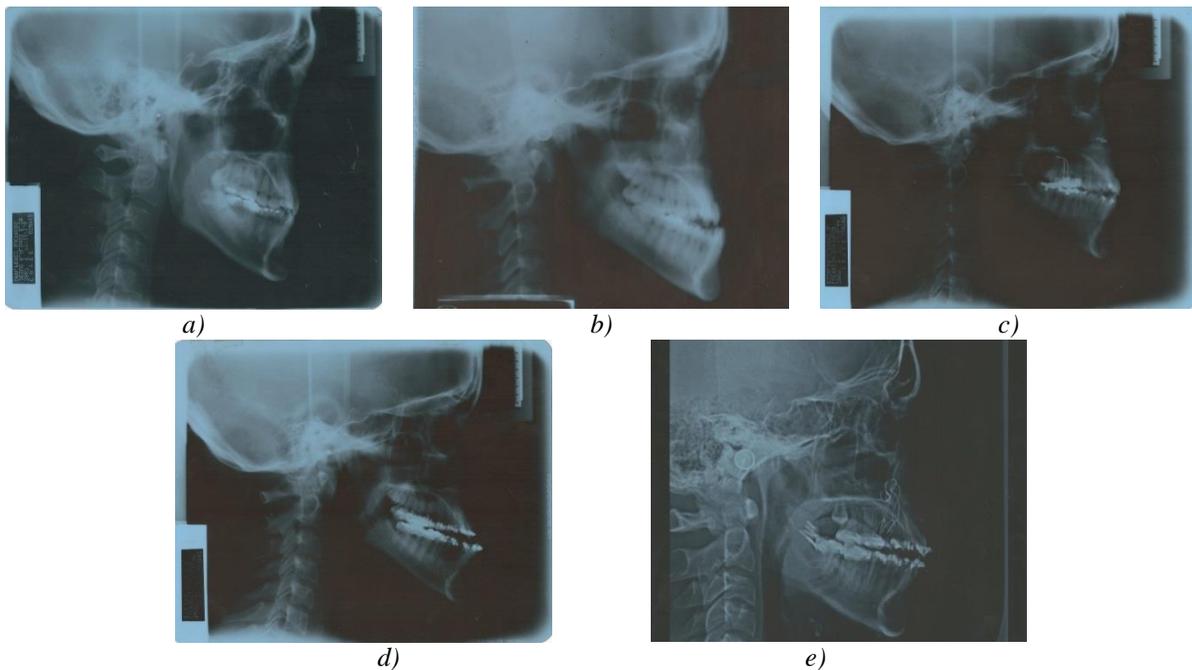


Figura 4.7: Casos de estudio para la evaluación de la cefalometría virtual: a) caso 1, b) caso 2, c) caso 3, d) caso 4, caso 5.

Para el caso de la evaluación de la cefalometría 3D se utiliza un modelo 3D de un cráneo humano de adulto, que fue descargado del sitio web 3dvia[292]. Para los fines de esta investigación, se optó por utilizar solo un cráneo ya que, al no utilizar las tomografías de cráneo completo como una herramienta de planeación por parte de los ortodoncistas locales, no fue posible acceder a casos clínicos reales con malformaciones óseas que tuvieran imágenes de tomografías.

4.2.3 Participantes

Los cinco casos de estudio fueron realizados por un total de 21 personas divididas en tres grupos: Novatos (N), Semi-profesionales (S) y Expertos (E), de acuerdo a su experiencia, formación académica y profesional. El primer grupo llamado Novatos (N), fue conformado por 7

estudiantes de estomatología cursando el cuarto semestre en la UASLP, con edades entre 20 y 23 años, y con conocimientos en elementos dentales y terminología. El segundo grupo, llamado Semi-profesionales (S), fue formado por 7 dentistas graduados con edades entre los 28 y 32 años, con práctica profesional activa en consultorio, y con al menos 3 años de experiencia clínica pero poca experiencia en ortodoncia. Este grupo además de tener conocimiento sobre la morfología del cráneo, tiene conocimiento sobre padecimientos, patologías, causas y tratamientos dentales. Por último el grupo de los Expertos (E) estuvo formado por 7 especialistas en ortodoncia con actividad clínica de al menos 8 años, con edades entre 35 y 42 años, con actividad profesional cotidiana en cefalometría, y con al menos 3 años dedicados a la ortodoncia de tiempo completo. En la Figura 4.8 se muestra a una de las participantes realizando la cefalometría en OSSys mediante la manipulación háptica. Cabe mencionar que todos los participantes son diestros y ninguno de ellos ha tenido acceso o cuenta con experiencia en desarrollos de cefalometrías virtuales o algún software para asistencia de la realización de los análisis cefalométricos, realidad virtual o sistemas hápticos.

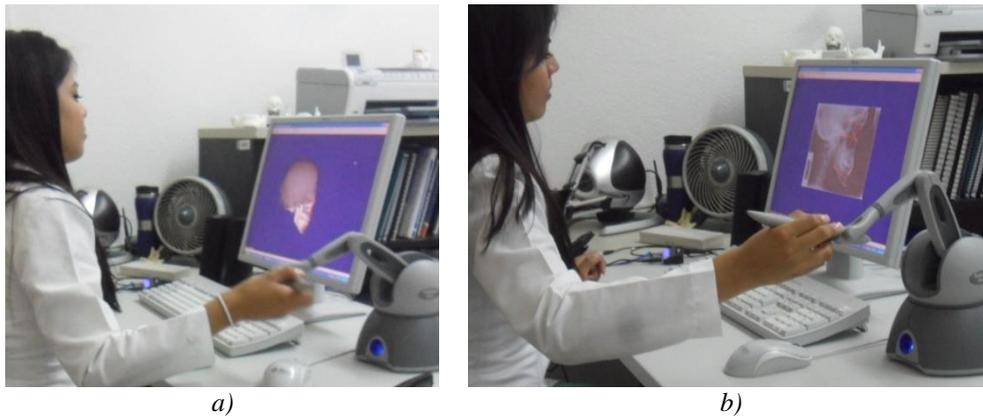


Figura 4.8: Participante realizando la cefalometría en OSSys: a) 3D y b) 2D.

4.2.4 Metodología experimental

A cada participante se le pidió realizar una serie de actividades de acuerdo a la metodología que se muestra en la Figura 4.10, donde se puede apreciar la secuencia de las actividades, mismas que se describen a continuación:

1. *Uso de la plataforma.* A todos los participantes se les impartió una sesión introductoria sobre el uso de la plataforma OSSys, explicándoles los menús, submenús, uso de los botones del mouse, uso de los botones del dispositivo háptico y procedimiento por realizar una cefalometría.

2. *Entrenamiento háptico.* Posterior a la introducción, se realizó una sesión de entrenamiento y familiarización en el uso del dispositivo háptico. El entrenamiento duró 10 minutos exactos para cada persona durante los cuales se debía mover el cursor dentro de un cubo (Figura 4.9), primero tocando y siguiendo los bordes, después colocando el cursor en las esquinas, para finalmente intentar localizar el centro de cada una de las caras y aplicar fuerza en dirección perpendicular a ésta.

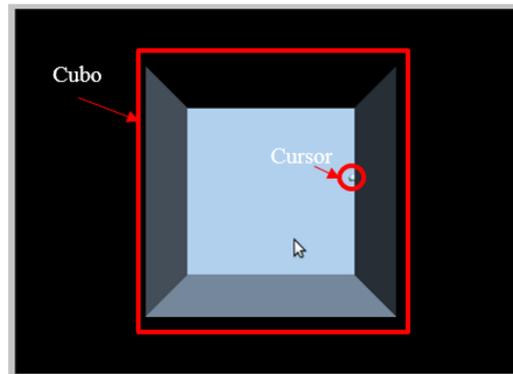


Figura 4.9: Plataforma de entrenamiento háptico.

3. *Prueba de cefalometría.* Esta actividad consiste en cargar una radiografía digital y un modelo de un cráneo 3D, para una cefalometría 2D y una 3D respectivamente, sobre los cuales se colocan los puntos cefalométricos con el dispositivo háptico. Durante el marcado de puntos se permitía al usuario realizar preguntas sobre la plataforma, el uso del dispositivo háptico, ayudas visuales, generalidades de la plataforma y la secuencia. Este proceso se realiza una sola vez y concluye cuando se marcan todos los puntos.

4. *Cefalometría virtual 2D.* En esta etapa cada usuario realiza las cinco cefalometrías virtuales 2D correspondientes a los 5 casos de estudio. Cada cefalometría es cronometrada y al término de cada análisis se almacenan los datos cefalométricos en un archivo de texto. Cada usuario tiene realiza la cefalometría una sola vez.

5. *Cefalometría virtual 3D.* En este procedimiento se carga el modelo 3D del cráneo y se realiza la marcación de puntos, pero ahora sobre una un modelo 3D. En este experimento los participantes solo realizan la cefalometría 3D una sola ocasión y con un solo caso.

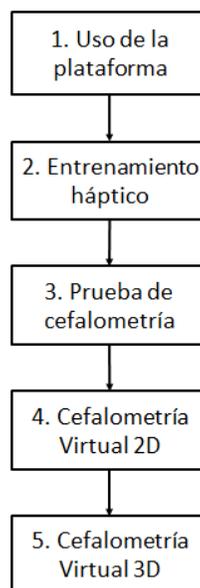


Figura 4.10: Metodología experimental para cefalometrías 2D y 3D.

4.2.5 Evaluación del desempeño

Con el propósito de evaluar el desempeño del sistema OSSys en la realización de cefalometrías, así como en la disminución de los errores aleatorios del proceso de cefalometría, específicamente en la colocación de los puntos, se definieron dos parámetros: el error y el tiempo en completar la cefalometría.

El error en el experimento de cefalometría se obtiene al establecer el porcentaje de discrepancia entre cada uno de los valores cefalométricos obtenidos por los participantes en OSSys y los valores cefalométricos obtenidos por el método tradicional o manual. El tiempo en completar la cefalometría es el tiempo requerido por parte de los participantes para marcar todos los puntos y completar un análisis cefalométrico virtual. En el caso del tiempo, se cronometra durante la ejecución del experimento la duración de cada análisis cefalométrico, para posteriormente obtener los promedios de cada caso de estudios y de cada grupo de personas de acuerdo a su experiencia en cefalometría.

4.2.6 Cuestionarios de evaluación

Adicionalmente, al terminar las pruebas se les pide a los participantes contesten una serie de preguntas para evaluar su experiencia y retroalimentación en el uso de los sistemas hápticos y en la forma de realizar cefalometrías virtuales 2D y 3D. Se le pide al participante calificar con un número del 1 al 10, en donde 10 indica la calificación más alta.

Las preguntas que se les hicieron a los participantes en cuanto a la dificultad en el uso del sistema son las siguientes:

1. ¿Qué tal fácil fue para ti marcar los puntos? (A)
2. ¿Cuánto tiempo te llevo marcar los puntos? (B)
3. ¿Qué tan fácil fue acceder al punto de interés sobre el modelo en la pantalla? (C)
4. ¿Con cuanta precisión el sistema te permitió colocar cada punto? (D)
5. ¿Cómo calificarías la calidad visual del simulador? (E)

Las preguntas realizadas a los participantes en cuanto a su experiencia en el uso de los dispositivos hápticos son las siguientes:

1. (AA) ¿Qué tan fácil te fue controlar el dispositivo háptico?
2. (BB) ¿Qué tan preciso te pareció el sistema?
3. (CC) ¿Cuánta confianza sentiste al utilizar el sistema virtual – háptica?
4. (DD) ¿Qué tan real te pareció el simulador?
5. (EE) ¿Qué tan similar es la sensación de marcar puntos virtuales con el método convencional?
6. (FF) Los movimientos de la mano ¿corresponden con el movimiento virtual?
7. (GG) ¿Qué tan bueno te parece este simulador para realizar cefalometrías?

4.3 Resultados

4.3.1 Cefalometría 2D

Los resultados de los parámetros cefalométricos correspondientes a la cefalometría 2D realizada en el sistema OSSys por parte de los tres grupos de participantes (novatos N, semi-expertos S y expertos E), se muestran en la Tabla 4.3. Adicionalmente en esta tabla se muestran los valores cefalométricos obtenidos mediante el método manual o tradicional (M), para los cinco casos de estudio realizados por un experto.

El error en porcentaje de todos los valores cefalométricos realizados por los tres grupos (novatos, semi expertos y expertos, cada uno con 7 integrantes) en la plataforma OSSys, en comparación a la cefalometría manual realizada por el médico especialista se muestran en la Figura 4.11 . También en comparación con la medida de los valores cefalométricos realizados por el método tradicional, se presentan los errores y las cantidades obtenidas de cada valor cefalométrico para el caso 1 (Figura 4.12), para el caso 2 (Figura 4.13), para el caso 3 (Figura 4.14), para el caso 4 (Figura 4.15), y para el caso 5 (Figura 4.16). Por otro lado en la Figura 4.17 se muestra el tiempo en segundos promedio que les tomó a los usuarios realizar cada uno de los cinco casos de estudio. El tiempo promedio de la realización de la cefalometría de forma manual o tradicional es 25 min.

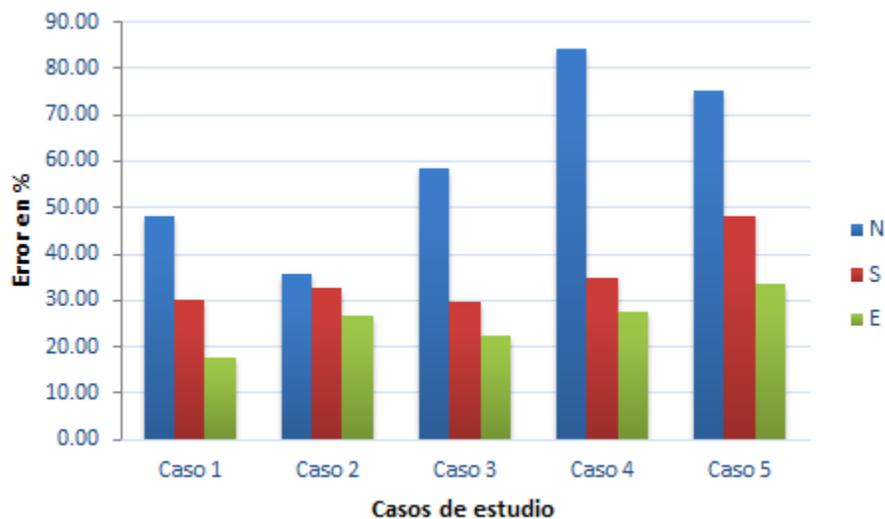


Figura 4.11. Promedio de los errores obtenidos por los novatos (N), semi expertos (S) y los expertos (E) al trazar la totalidad de los puntos, en comparación con el trazado manual.

Tabla 4.3 Cefalometría virtual 2D: Promedio de los valores obtenidos por novatos N, semi-expertos S, expertos E, y por un experto por el método manual M.

Casos	1				2				3				4				5			
Participantes	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M
Métricas	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M	N	S	E	M
<i>SNA</i> °	80.4	88.3	84.4	82.0	83.0	86.4	86.1	83.0	74.5	88.2	86.9	85.0	74.0	87.2	83.5	84.0	80.1	89.1	87.7	85.0
<i>SNB</i> °	85.8	90.4	86.6	82.0	88.8	89.9	89.4	88.0	83.4	85.3	76.0	86.0	81.4	88.5	85.9	82.0	88.3	92.5	91.9	89.0
<i>ANB</i> °	6.0	2.4	2.2	2.0	6.3	3.5	3.3	-5.0	6.7	2.9	2.5	-3.0	7.3	3.4	3.2	2.0	8.2	4.2	4.3	-6.0
<i>INA</i> °	28.9	21.7	23.1	21.0	23.0	19.1	20.8	24.0	43.9	21.2	24.1	24.0	37.2	28.9	29.8	25.0	31.5	25.7	25.9	24.0
<i>INA (mm)</i>	15.4	11.2	9.7	5.0	10.5	7.9	4.3	6.0	12.0	7.1	5.9	6.0	22.4	9.7	8.5	5.0	19.9	9.9	7.8	6.0
<i>INB</i> °	18.0	16.6	18.3	17.0	17.3	19.5	20.6	19.0	33.8	24.4	27.2	31.0	29.5	35.6	37.6	26.0	22.7	22.8	24.0	15.0
<i>INB (mm)</i>	3.4	5.7	3.4	3.0	3.6	5.2	2.8	3.0	12.3	9.0	6.8	8.0	15.6	12.4	10.0	6.0	10.1	8.4	5.0	3.0
<i>Sn-GoGn</i> °	27.6	30.9	36.5	35.0	32.3	32.7	29.5	32.0	37.4	33.6	30.0	31.0	38.6	31.8	33.5	32.0	28.2	23.0	22.5	28.0
<i>FMA</i> °	24.6	24.1	33.2	34.0	17.5	17.2	24.2	30.0	26.1	22.7	40.9	37.0	24.1	25.0	35.8	33.0	18.6	13.6	15.8	16.0
<i>OC-SN</i> °	16.6	11.3	11.8	16.0	16.0	15.4	17.0	14.0	14.3	13.0	14.3	15.0	19.3	15.0	16.1	16.0	10.3	7.8	9.3	9.0
<i>IMPA</i> °	84.5	75.2	94.2	79.0	75.9	77.0	88.8	75.0	93.0	85.5	91.3	88.0	89.5	95.3	98.6	81.0	86.2	87.3	89.6	89.0

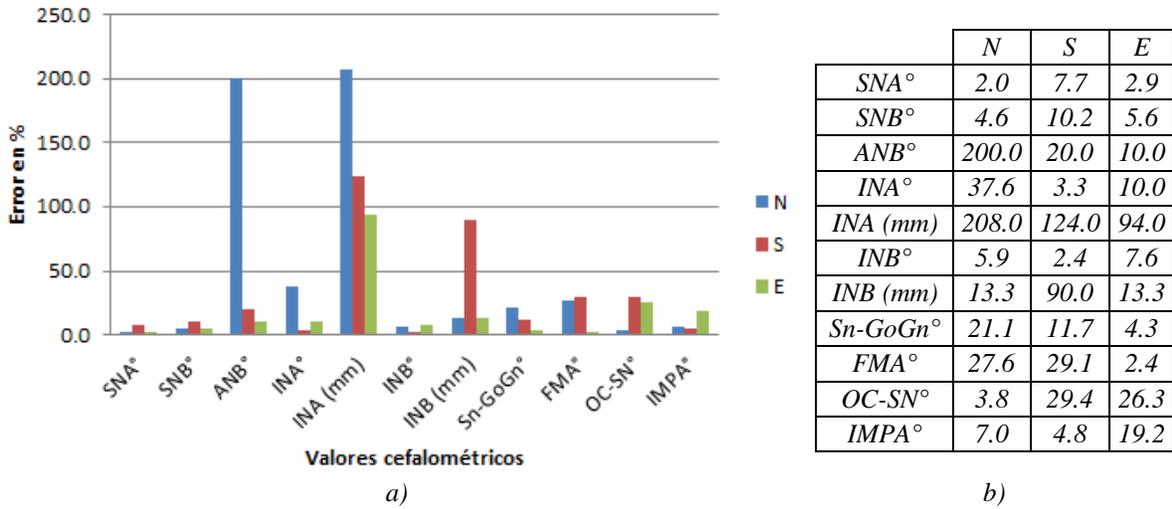


Figura 4.12. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 1: a) gráficamente, b) numéricamente.

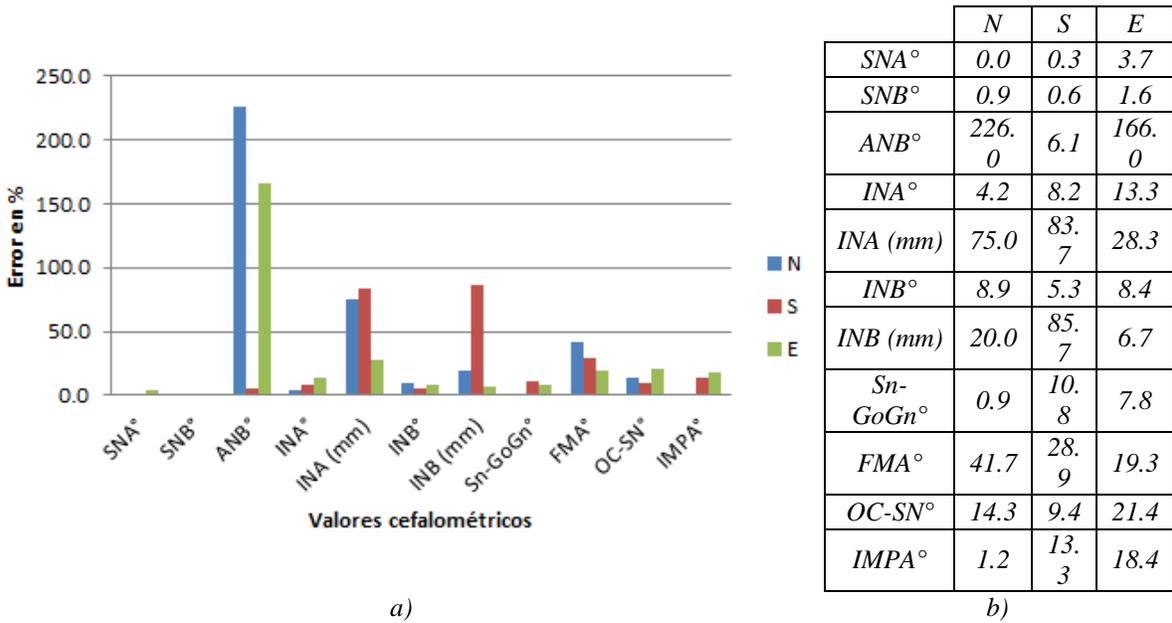
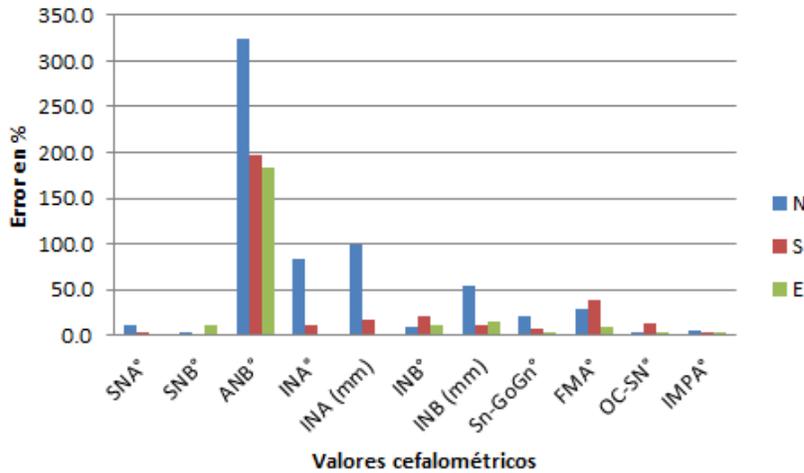


Figura 4.13. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 2: a) gráficamente, b) numéricamente.

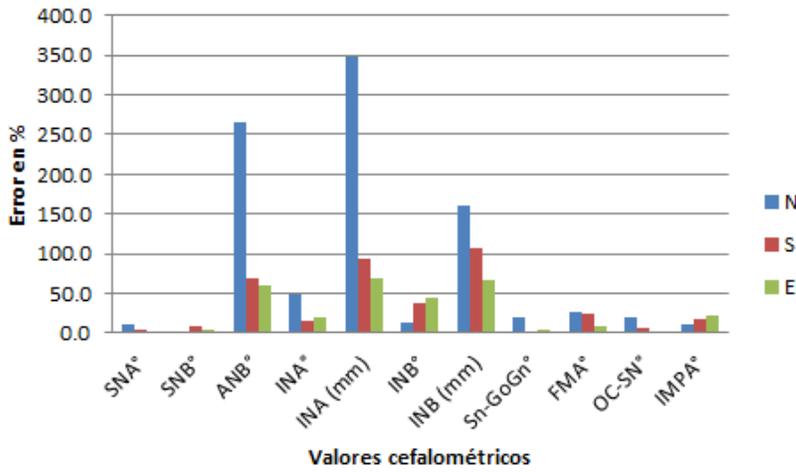


	N	S	E
SNA°	12.4	3.8	2.2
SNB°	3.0	0.8	11.6
ANB°	323.3	196.7	183.3
INA°	82.9	11.7	0.4
INA (mm)	100.0	18.3	1.7
INB°	9.0	21.3	12.3
INB (mm)	53.8	12.5	15.0
Sn-GoGn°	20.6	8.4	3.2
FMA°	29.5	38.6	10.5
OC-SN°	4.7	13.3	4.7
IMPA°	5.7	2.8	3.8

a)

b)

Figura 4.14. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 3: a) gráficamente, b) numéricamente.

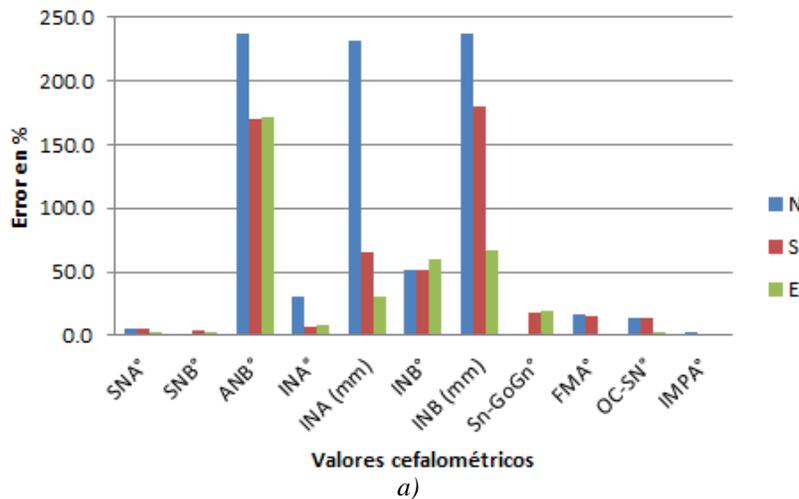


	N	S	E
SNA°	11.9	3.8	0.6
SNB°	0.7	7.9	4.8
ANB°	265.0	70.0	60.0
INA°	48.8	15.6	19.2
INA (mm)	348.0	94.0	70.0
INB°	13.5	36.9	44.6
INB (mm)	160.0	106.7	66.7
Sn-GoGn°	20.6	0.6	4.7
FMA°	27.0	24.2	8.5
OC-SN°	20.6	6.3	0.6
IMPA°	10.5	17.7	21.7

a)

b)

Figura 4.15. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 4: a) gráficamente, b) numéricamente.



	N	S	E
SNA°	5.8	4.8	3.2
SNB°	0.8	3.9	3.3
ANB°	236.7	170.0	171.7
INA°	31.3	7.1	7.9
INA (mm)	231.7	65.0	30.0
INB°	51.3	52.0	60.0
INB (mm)	236.7	180.0	66.7
Sn-GoGn°	0.7	17.9	19.6
FMA°	16.3	15.0	1.3
OC-SN°	14.4	13.3	3.3
IMPA°	3.1	1.9	0.7

a)

b)

Figura 4.16. Porcentaje del error de todos los participantes en el caso 5: a) gráficamente, b) numéricamente.

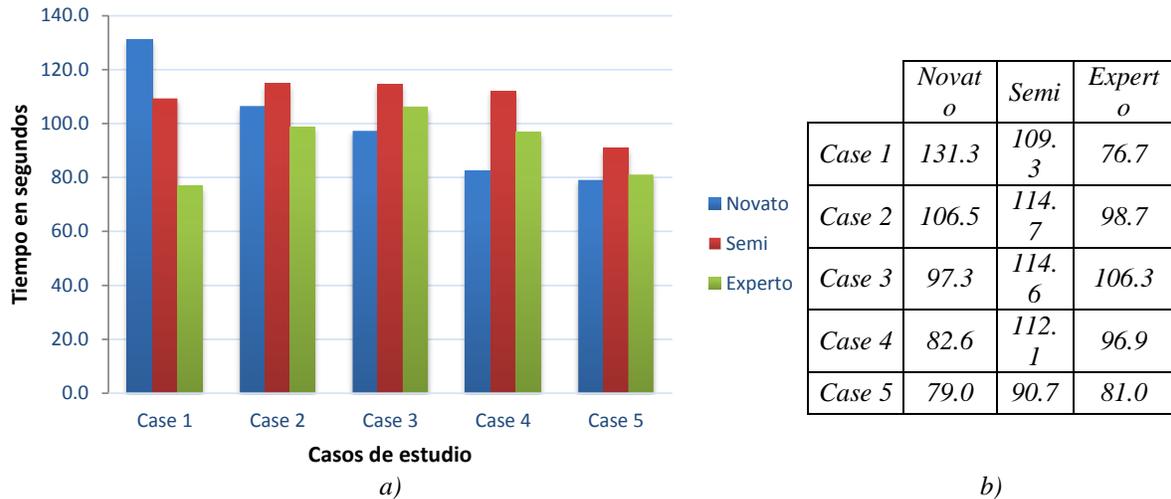


Figura 4.17: Promedio del tiempo en segundos en cada caso: a) gráficamente, b) numéricamente.

4.3.2 Cefalometría 3D

Los resultados de los valores de las variables cefalométricas derivados de la colocación de puntos cefalométricos sobre un cráneo 3D tienen dos opciones de cálculo: el cálculo de estos valores en el espacio tridimensional (con las tres componentes X, Y, y Z) ver Figura 4.18a, y los resultados de los valores cefalométricos obtenidos como resultado de la proyección del marcaje de los puntos en el cráneo 3D, proyectados sobre un plano (cefalometría 2½D), ver Figura 4.18b.

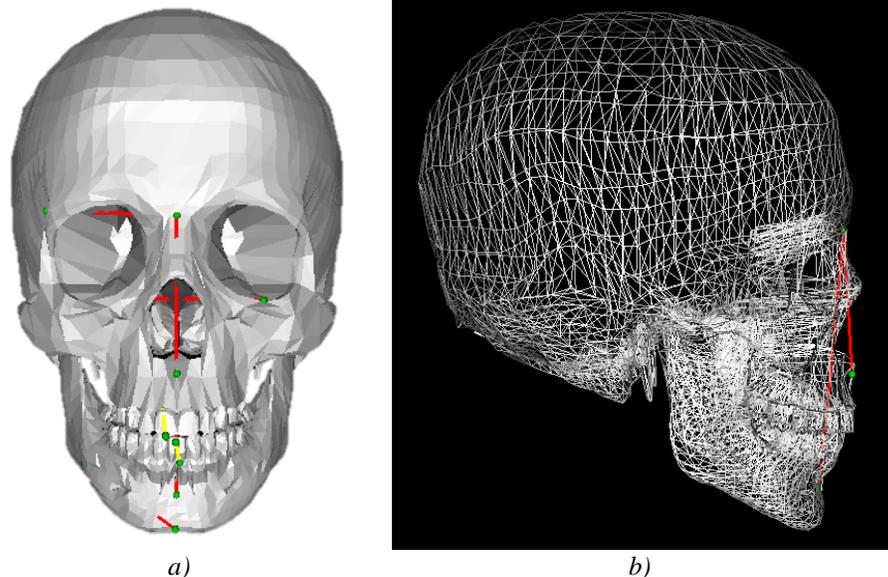


Figura 4.18: Cefalometría 3D: a) marcaje y calculo en el espacio 3D, b) marcaje en el espacio 3D y cálculo de los puntos proyectados en un plano 2D.

Como se ha mencionado anteriormente, debido a que en la práctica en ortodoncia no se ha implementado aun el análisis cefalométrico en 3D, la evaluación se realiza sobre un solo modelo para los tres grupos de participantes. El promedio de los tres grupos de personas en los resultados de los valores cefalométricos 2½D obtenidos se presentan gráficamente en la Figura 4.19a y numéricamente en Figura 4.19b. Mientras que los resultados de los valores de la cefalometría 3D se presentan gráficamente en la Figura 4.20a y numéricamente en la Figura 4.20b. En Figura 4.21 se expone una comparación de las desviaciones estándar de los valores cefalométricos obtenidos por todos los participantes (*N*, *S* y *E*) que realizaron las cefalometrías 2D, 2½D y 3D.

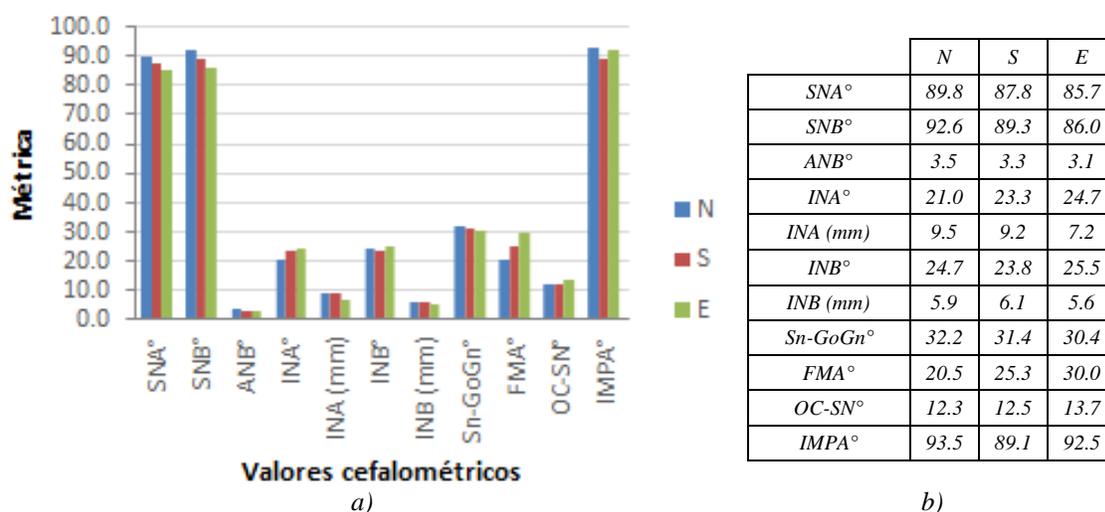


Figura 4.19: Valores cefalométricos obtenidos en la cefalometría 2½D: a) gráficamente, b) numéricamente.

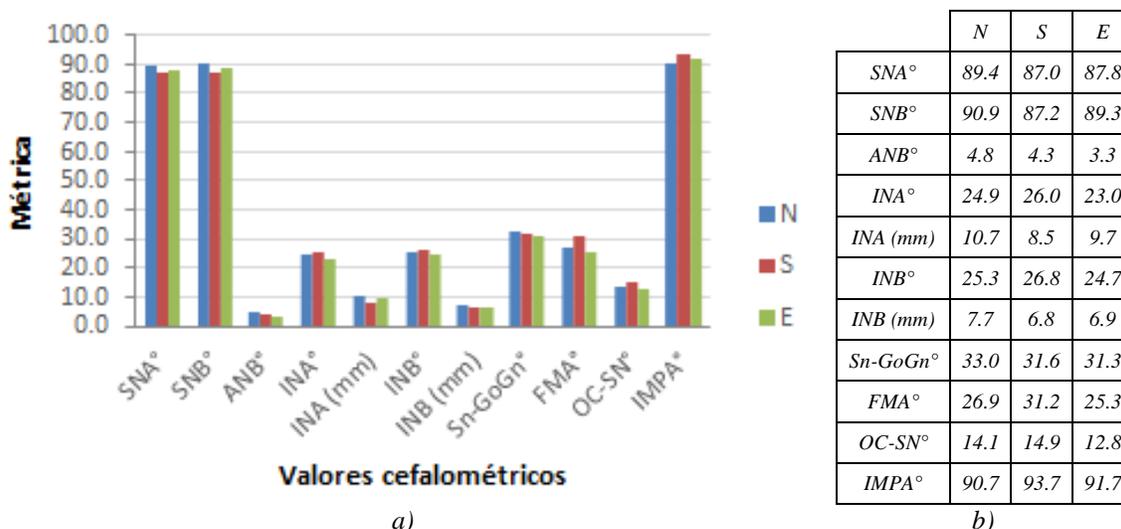
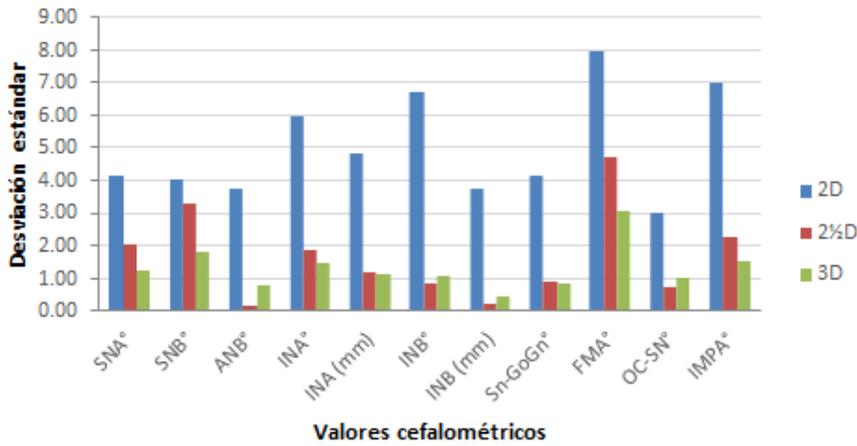


Figura 4.20: Valores cefalométricos cefalometría 3D: a) gráficamente, b) numéricamente.



	2D	2 1/2 D	3D
SNA°	4.18	2.04	1.25
SNB°	4.04	3.32	1.85
ANB°	3.74	0.2	0.79
INA°	5.99	1.89	1.49
INA (mm)	4.86	1.22	1.13
INB°	6.75	0.88	1.08
INB (mm)	3.76	0.25	0.46
Sn-GoGn°	4.18	0.9	0.87
FMA°	7.96	4.74	3.08
OC-SN°	3.05	0.76	1.06
IMPA°	7.01	2.31	1.56

a) *Figura 4.21. Desviaciones estándar de los datos cefalométricos en los procesos 2D, 2 1/2 D y 3D: a) gráficamente, b) numéricamente.*

Como un dato adicional se tiene que durante las pruebas realizadas por los 21 participantes se cronometró un tiempo promedio de 19 minutos en la marcación de todos los puntos cefalométricos 3D, mientras que el tiempo promedio de marcación en el procedimiento manual es de 28 minutos.

4.4 Análisis y discusión de resultados

4.4.1 Cefalometría 2D

Como se puede observar en la Figura 4.11, el grupo de los novatos presentan el mayor porcentaje de error en la realización de la cefalometría 2D, con un error promedio de 60%, mientras que los expertos resultaron en el error promedio más bajo, 25%. Estos resultados eran esperados debido a la falta de experiencia en cefalometrías por parte de los novatos, mientras que los expertos, cuentan un criterio ajustado en la interpretación de las radiografías y en la realización de la cefalometría.

Los resultados presentados en las Figura 4.12 a la Figura 4.16, muestran que el ángulo ANB es el que presenta la mayor cantidad de error, con un 245% de error en los cinco casos por parte de los novatos, un 60% de error para los semi experto, y un 55% de error por parte de los expertos. Mientras que la distancia INA es el valor con el índice de error más alto de todos, con 186.4% en el principiante, 63.6% en los semi-expertos y 29.3% los expertos.

Los valores ANB, INA e INB son valores que corresponden directamente a la colocación de puntos sobre los dientes, puntos incisal y ápices (inicio de la raíz y final del diente), por lo que los errores grandes en estos casos indican que hay serios problemas para ubicar esos puntos. Estos problemas pueden ser tan variados como la poca experiencia, la

distorsión en la imagen y sobre todo la falta de detalle en la radiografía para mostrar con claridad estos puntos, pero lo que queda claro es que estos resultados representan un punto de atención como comprobación de que la ubicación de los puntos referentes a los dientes y no al cráneo, son los más complicados para quienes realizan cefalometrías. Por otro lado, el valor de SNB es el que presenta menor error ya que los dentistas con poca experiencia promedian un error del 0.2%, los semi expertos un 4.6% y los expertos 0.7%. La parte interesante que se ve en esta estadística, es el hecho de que el grupo de semi expertos obtuvo el mayor error promedio de todos.

Con respecto al tiempo, la Figura 4.17 muestra que en el primer caso los novatos fueron más lentos que en los casos subsecuentes en la realización de la cefalometría. Esto se debe a la curva de aprendizaje tanto del análisis cefalométrico y como del uso del sistema háptico. También se puede observar que la curva de aprendizaje en el uso del dispositivo háptico es igual para todos los usuarios ya que se disminuye el tiempo de realización de la cefalometría conforme se avanza en los casos clínicos.

Por otro lado se puede observar que solo en el caso 1, los novatos tardan más tiempo en la realización de la cefalometría 2D. La teoría al respecto es que los novatos, aunque no cuenten con los conocimientos teóricos en ortodoncia, desean realizar el marcaje de puntos con detenimiento y cuidado. Sin embargo la velocidad en el marcado de puntos, no es indicativo de que a mayor velocidad más preciso sea el análisis cefalométrico, ya que los novatos presentan la mayor cantidad de todos los grupos.

4.4.2 Cefalometría 3D

Como se puede observar en las Figura 4.19 y Figura 4.20, la marcación de puntos cefalométricos sobre un modelo 3D con un dispositivo háptico arroja datos cefalométricos bastante parecidos y congruentes en proporción a los obtenidos en la cefalometría 2D. Las principales diferencias se encuentran en los datos cefalométricos correspondientes a métricas de longitud, mientras que en las métricas angulares los resultados mantienen similitud con la cefalometría 2D. Lo anterior debido a que la proyección de los puntos sobre un plano en la cefalometría 2½D realiza el mismo procedimiento de cálculo que la cefalometría 2D, y la marcación de los puntos sobre la superficie exterior del modelo 3D son los mismo puntos físicos del paciente, que se ven reflejados en las radiografías 2D.

Analizando los resultados presentados en la Figura 4.21, se observa que las desviaciones estándar de la marcación de puntos en 3D es mucho menor que cuando se realiza la marcación sobre las radiografías 2D. Lo anterior debido a que la sensación háptica le provee al participante una herramienta de utilidad en la que además de ver la superficie del cráneo, le permite ubicar el punto con referencias de tacto, como lo son bordes que se encuentren alrededor del punto que se desea marcar, superficies cóncavas o

convexas, desniveles o incluso imperfecciones de la forma. Estos resultados permiten concluir que la marcación de puntos cefalométricos 3D con el dispositivo háptico provee mayor precisión para el cálculo de los datos cefalométricos en comparación con la cefalometría 2D. La razón es la inclusión del sentido del tacto en la manipulación por medio de un cursor háptico, ya que la superficie del cráneo es perceptible para el usuario, permitiéndole trabajar directamente con el hueso del paciente, resolviendo la problemática de las complicaciones al usar radiografías. En otras palabras, se reduce el error de percepción visual en la ubicación de puntos o secciones de la fisionomía del hueso de cada paciente; esto debido a que el dispositivo háptico exalta la capacidad intuitiva del usuario al “dejar saber” mediante el sentido del tacto, el lugar preciso del punto que desea ubicar

4.4.3 Plataforma OSSys

Las respuestas a los cuestionamientos presentados en la sección 4.2.6 se muestran en la Figura 4.22, en donde se puede observar que la cefalometría 2D consigue las mejores puntuaciones en comodidad de, en comparación con la cefalometría 3D. Esto se debe principalmente a que no se tiene suficiente experiencia en la navegación en entornos tridimensionales, por lo que resulta más complicado para el usuario manejar el cursor en un espacio 3D. Además el uso del dispositivo háptico es también un factor que dificulta la navegación 3D.

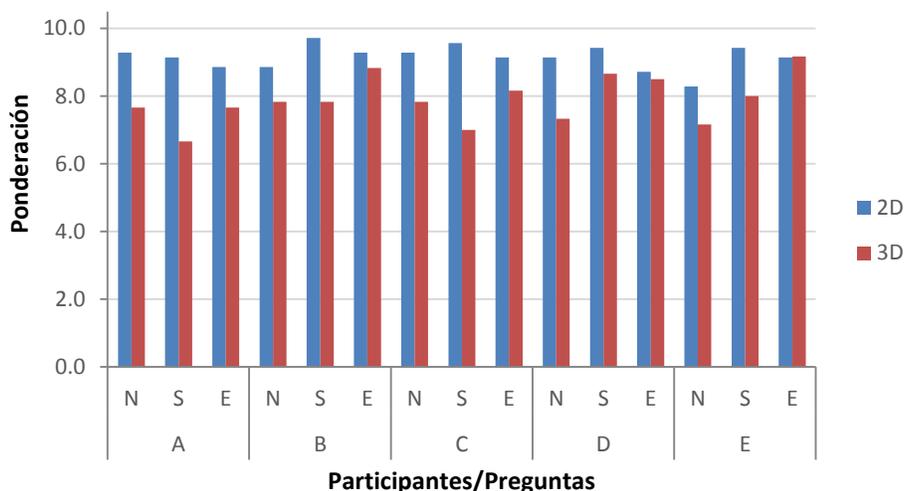


Figura 4.22: Resultados de las encuestas sobre las cefalometrías 2D y 3D.

En la Figura 4.23 se muestran los resultados de las encuestas que corresponden al manejo propio de la plataforma OSSys y la forma en que percibieron el uso del dispositivo háptico en este tipo de tareas, así como la confianza que generó el uso de estos periféricos, en donde la calificación más alta es el 10. Se puede observar que el promedio más alto con un 9.5, lo tiene el rubro correspondiente a que el sistema OSSys es considerado por ellos

como una buena opción para realizar cefalometrías. La calificación promedio más baja, 8.7, la obtuvo la similitud de la sensación del tacto virtual con el tacto real.

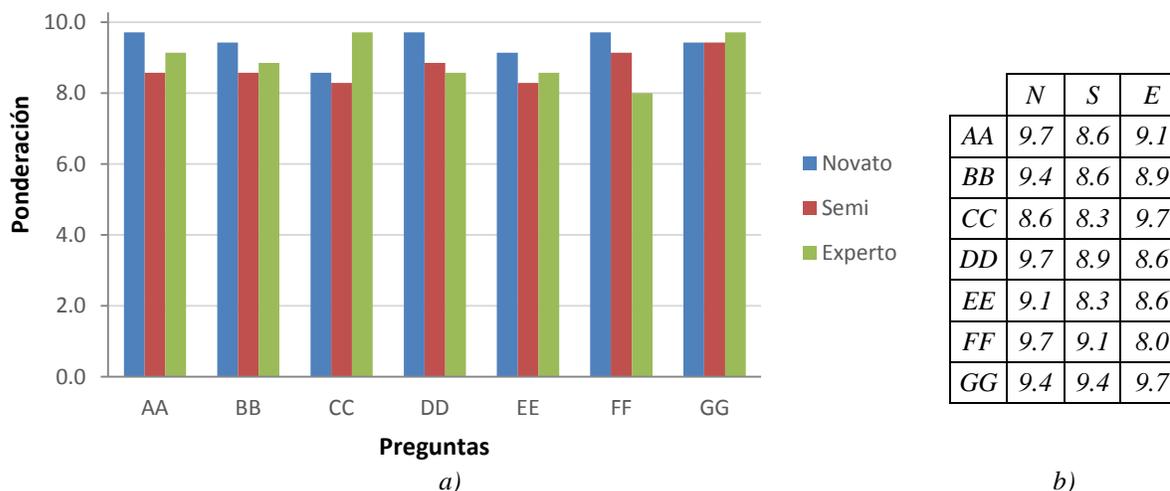


Figura 4.23: Experiencia de los novatos (N), semi-expertos (S) y expertos (E), al usar el sistema háptico-virtual OSSys: a) gráficamente, b) numéricamente.

El uso de esta plataforma es ventajoso para los ortodoncistas, reduciendo el tiempo que se toman para realizar una cefalometría. El tiempo de análisis cefalométrico promedio por el método tradicional es de 25 minutos, mientras que el promedio en la plataforma virtual es menor a 2 minutos, como se presenta en los resultados. Una de las observaciones y comentarios realizados por los participantes, es la importancia de la inclusión de este tipo de tecnología en las aulas y espacios educativos. Ellos creen que la correcta aplicación de herramientas computacionales y háptica, genera un conocimiento competitiva a las necesidades de los pacientes en la actualidad. Además comentan que la parte que contribuye a la formación profesional es más completa al incluir los sentidos de la vista y el tacto en el mismo proceso de aprendizaje.

El módulo de planeación de la plataforma OSSys cuenta con una particular ventaja a diferencia de lo mostrado en la literatura, y es el hecho de la manipulación con dispositivos hápticos. El sistema OSSys permite la libre navegación del usuario en un ambiente virtual para realizar análisis cefalométricos 2D y 3D. La mayoría del software descrito en la literatura se ocupa de cuestiones en el procesamiento de imágenes en las que buscan localizar puntos cefalométricos automáticamente. La capacidad del sistema OSSys para manipular modelos 3D y realizar la cefalometría sobre estos, permite trabajar directamente con los datos de los pacientes, resolviendo la problemática de las áreas confusas u ocultas de las radiografías.

Capítulo 5

Osteotomía Virtual Háptica

La plataforma virtual-háptica OSSys es una aplicación de la computación gráfica que se ha destinado a realizar funciones virtuales de alta precisión, principalmente la simulación de osteotomías para la corrección un algunas condiciones anormales congénitas, mediante técnicas de realidad virtual y sistemas hápticos para la planeación y el adiestramiento en osteotomías faciales. En donde una de las mayores áreas de desarrollo se enfoca en el trazo de trayectorias de formas libres con aplicación en corte sobre superficies sólidas, emulando el hueso humano.

5.1 Métodos y algoritmos de osteotomía virtual

La metodología general para llevar a cabo una osteotomía virtual en el sistema OSSys, en donde se simula el trazado de trayectorias de corte con una herramienta giratoria de alta velocidad con punta esférica como lo haría un cirujano maxilofacial, se muestra en la Figura 5.1a y se describe a continuación:

1. *Cargar mandíbula 3D.* La primera etapa es importar el archivo STL que contiene la geometría del modelo en donde se realizará la osteotomía. Opción *Load Skull* del menú *Osteotomy 3D*.
2. *Menú para osteotomía.* Con la mandíbula 3D renderizada en pantalla, se selecciona la opción *free cutting* del menú *Osteotomy 3D*.
3. *Ubicar cámara.* Se realiza el ajuste de la cámara por parte del usuario mediante el mouse de la computadora y las vistas ortogonales del menú *view*.
4. *Realizar corte.* Se marca la trayectoria del corte sobre la mandíbula 3D mediante la manipulación háptica.
5. *Inspeccionar corte.* Al finalizar el procesamiento del corte, mediante la manipulación de cámara, el usuario puede observar a detalle el corte realizado. Además puede percibir mediante el dispositivo háptico la marca del corte.

El procedimiento para realizar el corte de hueso mediante la manipulación háptica se muestra en la Figura 5.1b. Esta metodología se describe como sigue:

1. *Movimiento de la herramienta.* Se coloca la herramienta en el punto donde se desea iniciar el corte. Este punto, cursor con geometría esférica, debe estar sobre la superficie de la mandíbula 3D, Figura 5.2a.

2. *Trazado de línea de corte.* Para iniciar el corte, se presiona el botón 1 del dispositivo háptico y se mantiene así mientras manualmente se desplaza el cursor sobre la mandíbula, sin perder el contacto con el modelo 3D. Al soltar el botón se termina la captura de la trayectoria de corte.

3. *Procesamiento de línea de corte.* Durante el trazado de la trayectoria de corte, se capturan las coordenadas de la posición del cursor háptico cada 50ms, por lo que al finalizar el corte, todos esos puntos se unen para formar una polilínea, Figura 5.2b.

4. *Corte de malla.* Se generan una serie de cilindros (2 mm de diámetro) que van punto a punto a lo largo de la polilínea, de esta manera se genera un modelo 3D de la trayectoria de corte. A la mandíbula y a la trayectoria 3D se les aplica una OB de resta, Figura 5.2c.

5. *Nuevo modelo de mandíbula.* El resultado de la OB es un modelo de la mandíbula con la “huella” de la trayectoria de corte, Figura 5.2d, del cual se crea un modelo STL.

6. *Renderizado háptico.* Al existir un cambio en la malla, se realiza una actualización de los elementos y los vértices de la mandíbula 3D para el renderizado háptico.

7. *Renderizado visual.* El último paso consiste en colocar en pantalla la mandíbula cortada, por lo que se lee el modelo STL generado en el paso 5 y se renderiza con las librerías VTK.

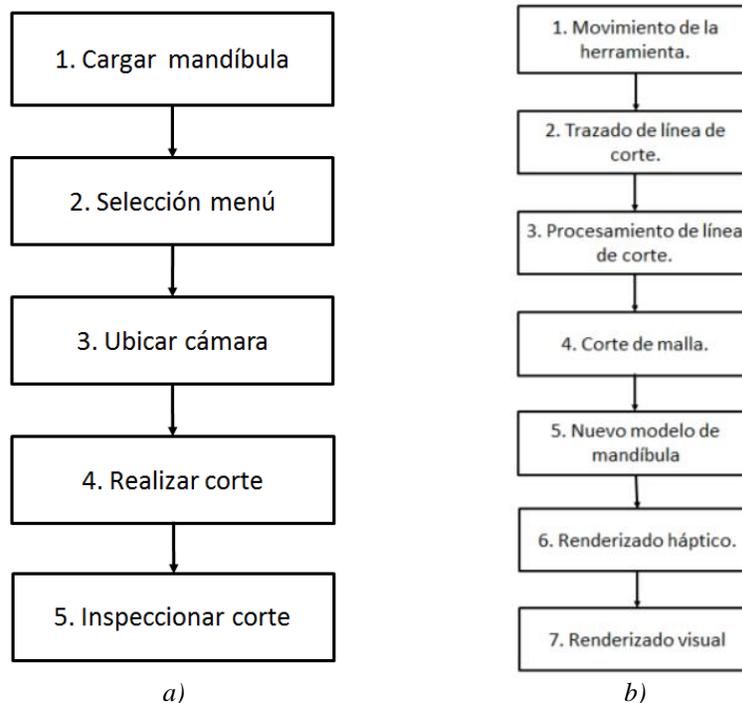


Figura 5.1. Metodologías implementadas en OSSys: a) Simulación de osteotomía, b) corte de hueso.

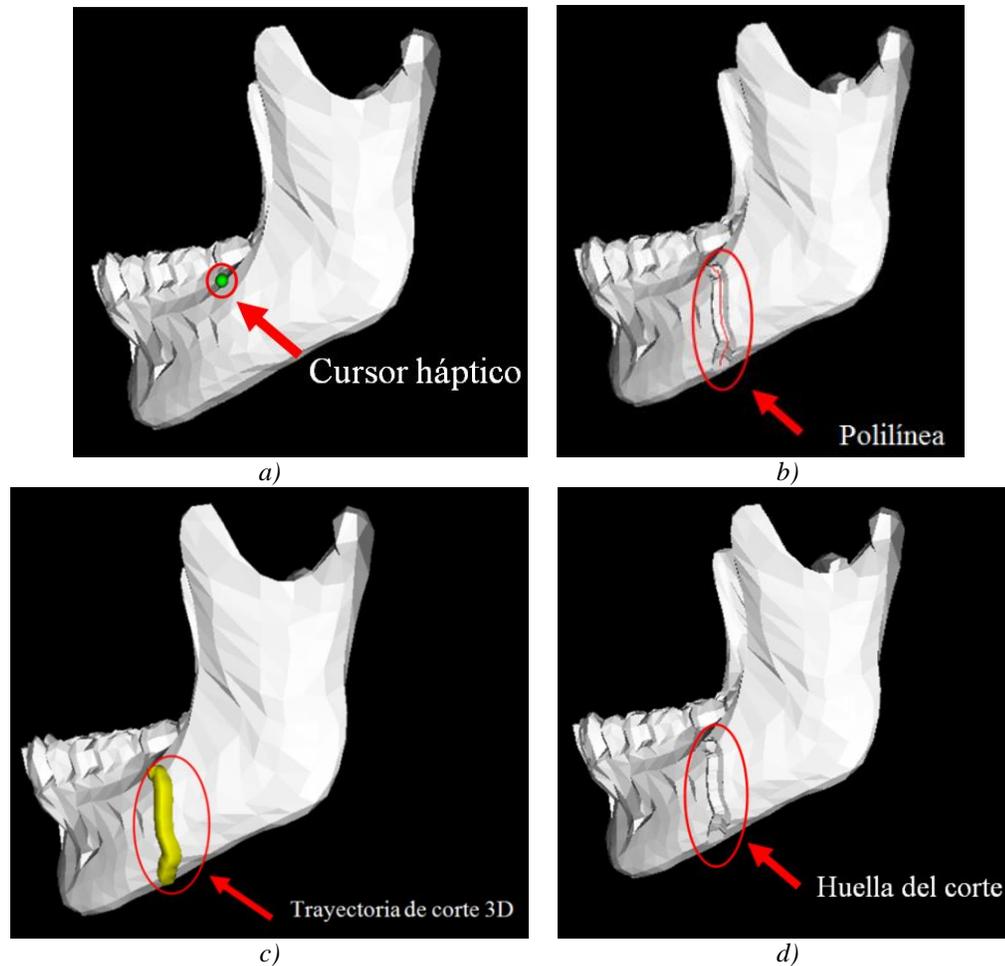


Figura 5.2. Corte de hueso con manipulación háptica: a) cursor háptico, b) Polilínea de corte, c) trayectoria 3D, d) mandíbula final.

5.2 Evaluación del sistema en tareas de osteotomía

Con el propósito de evaluar el desempeño y utilidad de la plataforma OSSys en tareas de osteotomía y cirugías ortognáticas, en etapas de adiestramiento y planeación, se han definido un conjunto de pruebas de evaluación. Estas pruebas se centran en los procesos de corrección de malformaciones faciales bajo los protocolos quirúrgicos apegados al traumatismo correspondiente para la corrección de mentón, prognatismo (Caso III) y retrognatismo (Caso II).

5.2.1 Metodología general

La metodología general de las pruebas realizadas en el sistema OSSys se muestra en la Figura 5.3. El propósito general es realizar el corte real sobre modelos de mandíbulas emulando la labor de un cirujano maxilofacial en tareas de corrección de malformaciones óseas. La metodología considera tres grupos de pruebas:

- *Grupo I.* Sin entrenamiento. En este grupo los participantes realizan el corte de la mandíbula real sin ningún tipo de adiestramiento previo.
- *Grupo II.* Con entrenamiento visual. En este grupo los participantes realizan un entrenamiento en el sistema OSSys el cual consiste en realizar una osteotomía virtual utilizando el dispositivo háptico pero sin retroalimentación de fuerza. Posteriormente realizan el corte de la mandíbula real.
- *Grupo III.* Con entrenamiento háptico-visual. Los participantes de este grupo realizan un entrenamiento de una osteotomía en el sistema OSSys utilizando el dispositivo háptico con retroalimentación de fuerza. Posteriormente realizan el corte de la mandíbula real.

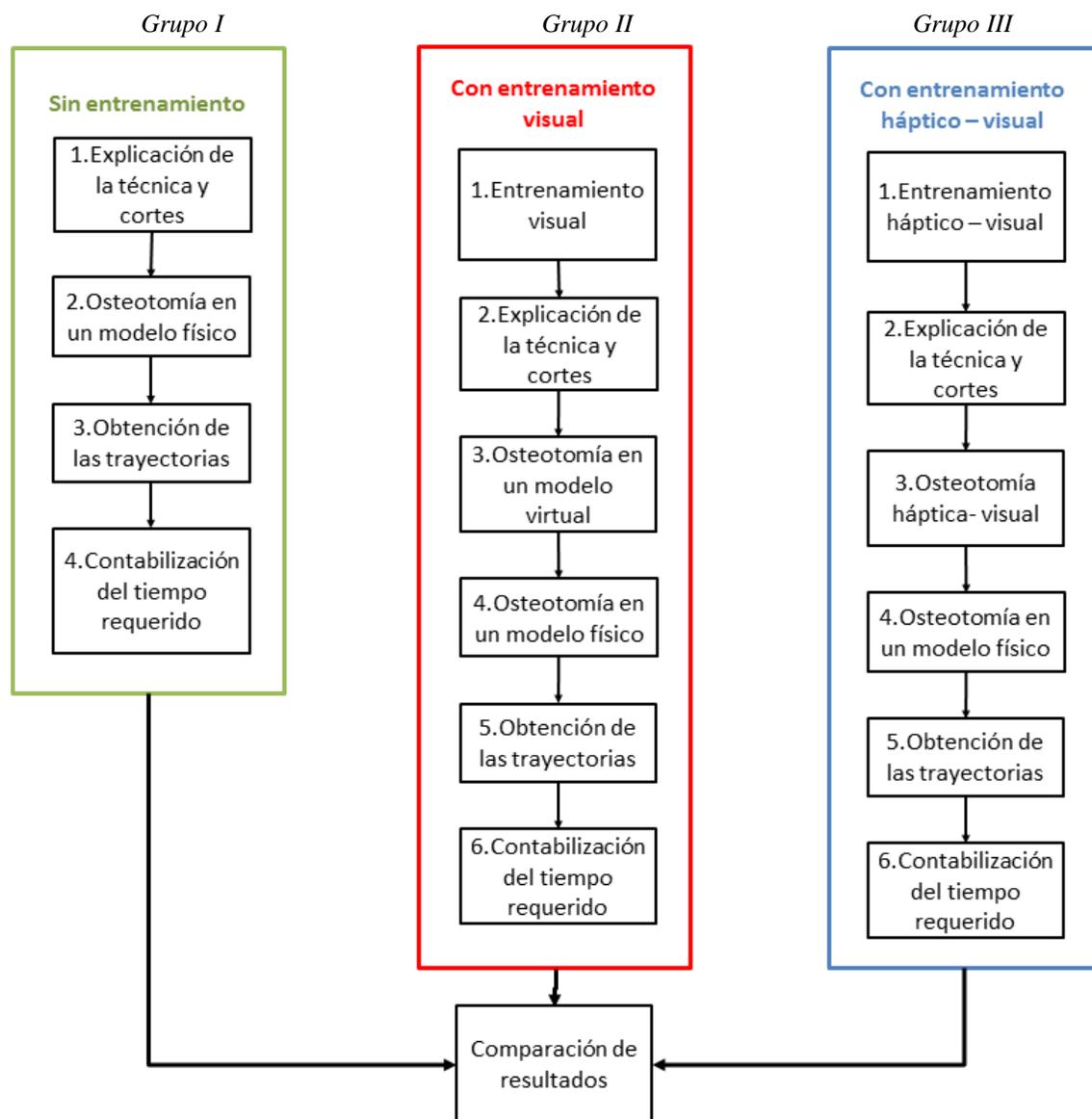


Figura 5.3. Metodología general de pruebas de osteotomía.

5.2.2 Caso de estudio

El caso de estudio utilizado para la evaluación del sistema consiste en dos procesos de osteotomía: mentoplastía o corte de mentón y osteotomía o corte sagital de rama sobre una mandíbula humana.

5.2.2.1 Mentoplastía

El procedimiento para realizar la mentoplastía comprende un corte en la mandíbula por debajo de las raíces de los dientes y del nervio dentario; esto con el fin de desprender el mentón y recorrerlo a la posición planeada previamente por el cirujano. La trayectoria de corte correspondiente a la mentoplastía se efectúa mediante el trazo de una línea semicircular (de izquierda a derecha) en la parte frontal de la mandíbula, con una herramienta de alta velocidad de 2 mm de diámetro. La Figura 5.4 muestra una trayectoria trazada por un cirujano experto sobre una mandíbula seca de hueso humano. Esta trayectoria se tomará como ideal.



Figura 5.4. Trayectoria ideal de la mentoplastía.

5.2.2.2 Corte sagital

El procedimiento para realizar el corte sagital inicia en la sección exterior de la mandíbula, con un corte en línea recta en dirección “*arriba – abajo*”, justo entre el segundo y el tercer molar. Después se realiza el corte de rama desde la vista superior del maxilar inferior iniciando en el corte anterior con final en la parte interna de la mandíbula. Finalmente se realiza otro corte en dirección “*arriba-abajo*” en la superficie interna del hueso iniciando en el corte anterior. En la Figura 5.5 se muestran los cortes ideales hechos por un cirujano maxilofacial experto, trayectoria del corte sagital exterior, Figura 5.5a, corte sagital desde la vista superior, Figura 5.5b, y corte sagital interior, Figura 5.5c. Estas trayectorias se realizaron por un cirujano maxilofacial experimentado sobre una mandíbula de hueso real, por lo que se toman como punto de referencia para evaluar el experimento.

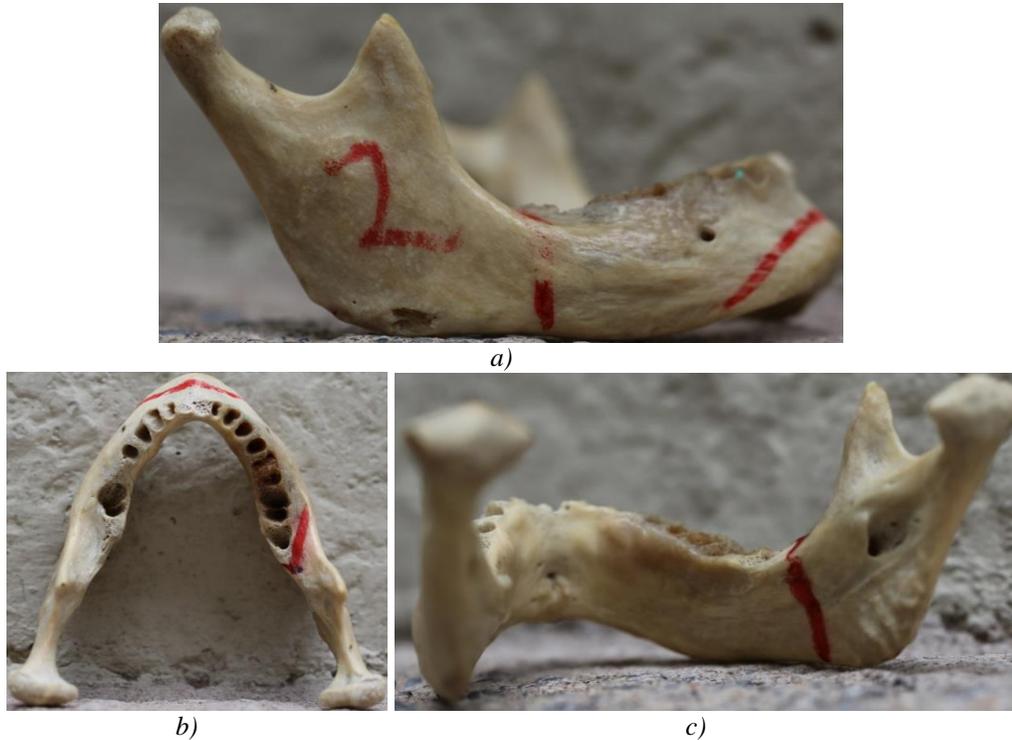


Figura 5.5. Cortes ideales marcados sobre una mandíbula de hueso real: a) sagital exterior, b) sagital superior, c) sagital interior.

Para efectuar las pruebas experimentales, se utiliza un modelo CAD de una mandíbula humana de 10486 vértices y 20912 elementos obtenida de [293]. Este modelo es el proporcionado a los participantes para realizar la osteotomía virtual (entrenamiento) y real, ya que a partir de este modelo se fabrican en una máquina de prototipado rápido las mandíbulas físicas.

5.2.3 Participantes

Para la realización de las pruebas de evaluación, se eligieron participantes con conocimientos en el área de la medicina dental. Lo anterior debido a la necesidad del conocimiento de las técnicas quirúrgicas y protocolos médicos con los cuales se realizan las cirugías. Un total de nueve estudiantes de especialidad en cirugía maxilofacial del hospital central Dr. Ignacio Morones Prieto de S.L.P, cinco hombres y cuatro mujeres, fueron seleccionados para realizar las pruebas. Tres estudiantes realizaron las tareas de osteotomía sin ningún tipo de entrenamiento, Grupo I, tres más fueron sometidos al entrenamiento solo visual, Grupo II, y finalmente tres más realizaron un entrenamiento en la plataforma virtual-háptica, Grupo III. Todos los participantes son diestros y no tienen experiencia o antecedentes con el uso de dispositivos hápticos.

5.2.4 Explicación de la técnica y cortes

En todos los grupos se considera una etapa de explicación de la técnica y cortes que debe realizar el participante. Esta explicación se realiza mediante videos, imágenes, simulaciones a manera de material de apoyo grafico indicando la forma correcta de tomar la herramienta y usarla, así como la identificación de elementos que le sirvan de guía para trazar los cortes sobre la mandíbula para la mentoplastía y en el corte sagital. Además de algunas imágenes, se le muestra un modelo de hueso real con los cortes trazados, mismo que permanece visible todo el tiempo de la prueba para que sirva de herramienta auxiliar durante el corte. En la Figura 5.6 se muestran algunos ejemplos de las imágenes productos de animación e ilustraciones de quirófano utilizadas para instruir a los participantes en los protocolos correctos de las técnicas y tácticas quirúrgicas.

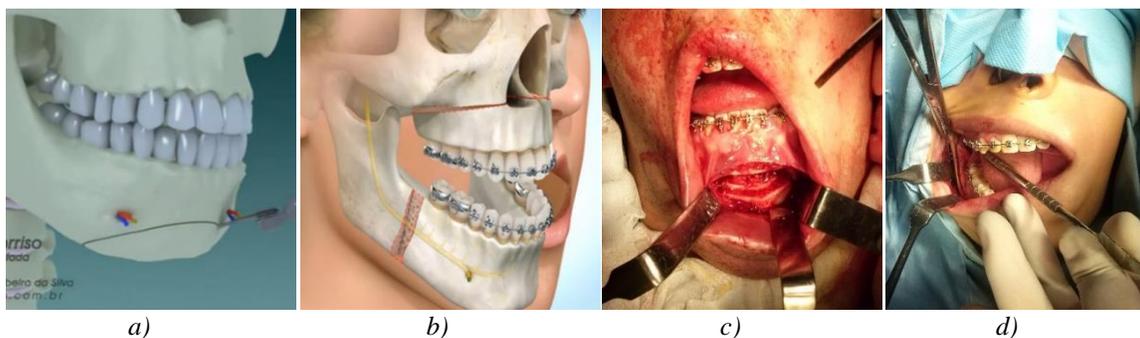


Figura 5.6. Medios visuales: a) mentoplastía, b) corte sagital, c) mentoplastía en paciente, d) corte sagital en paciente.

5.2.5 Entrenamiento visual y entrenamiento háptico visual

Previo a la realización del entrenamiento, se instruyó a los participantes en el uso de la plataforma OSSys para su familiarización con el entorno virtual. En el caso del grupo III con entrenamiento háptico-visual, se realizaron adicionalmente una serie de ejercicios para familiarizar al participante a la sensación háptica producida por el dispositivo háptico. Posteriormente se procedió a realizar el entrenamiento el cual consistió en la realización de una serie de cuatro ejercicios realizados por cada uno de los participantes de los grupos II y III. Estos cuatro ejercicios tuvieron una duración total de 20 minutos, 5 minutos para cada ejercicio. En el caso del grupo III, los ejercicios se realizaron utilizando la manipulación del dispositivo háptico con retroalimentación, mientras que para el grupo II de entrenamiento visual, las sensaciones táctiles fueron desactivadas para asegurar que la manipulación fuera solo visual, es decir se usa el dispositivo háptico sin retroalimentación de fuerza, emulando un mouse 3D. Los ejercicios de entrenamiento realizados se enlistan y describen a continuación:

1. *Movimiento de objetos*. En este ejercicio el usuario debe tomar un cubo para llevarlo del extremo izquierdo al derecho, posteriormente del extremo superior al inferior, y del fondo al frente, Figura 5.7a.

2. *Empuje de objetos*. En este ejercicio el usuario debe tomar un cubo y moverlo hasta tocar y empujar un segundo cubo de izquierda a derecha y del fondo hacia el frente, Figura 5.7b.

3. *Trazado de líneas*. En este ejercicio el usuario debe trazar una línea recta y después una línea curva sobre un modelo cargado en la plataforma OSSys. El ejercicio continúa hasta que el usuario traza diez líneas rectas y diez líneas curvas, Figura 5.7c.

4. *Corte de objetos*. El último ejercicio considera el trazo de una trayectoria sobre un modelo de un cráneo humano para simular un corte de hueso. De igual manera se le pide al usuario realizar diez cortes en 5 minutos, Figura 5.7d.

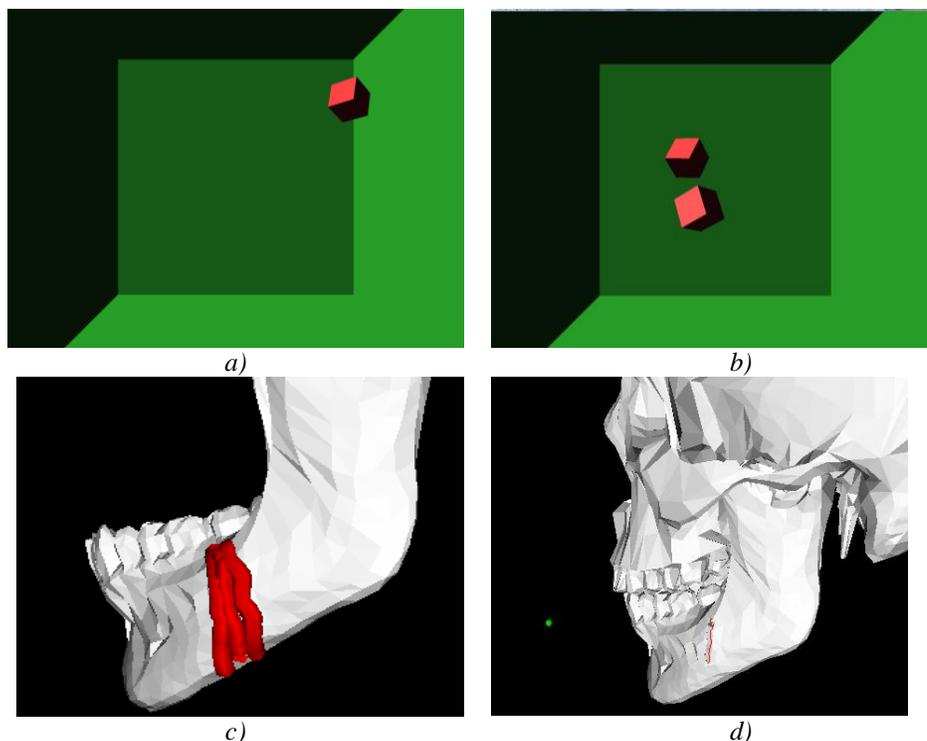


Figura 5.7. Entrenamiento háptico: a) mover objetos, b) empujar objetos, c) trazar líneas, d) corte de hueso.

5.2.6 Osteotomía visual y osteotomía háptico-visual

En la etapa de la osteotomía virtual se les pidió a los participantes de los grupos II y III realizar una osteotomía virtual en la plataforma OSSys, en la Figura 5.8 se muestran los resultados de los cuatro cortes realizados virtualmente por un usuario del grupo II. El procedimiento utilizado para llevar a cabo la osteotomía virtual fue el siguiente:

1. Cargar el modelo, *Load Model* del menú *Osteotomy 3D*.
2. Seleccionar corte libre, *Free Cutting* del menú *Osteotomy 3D*.

3. Seleccionar la vista deseada, menú *Views*.
4. Realizar contacto con la mandíbula con el cursor mediante el dispositivo háptico. En el entrenamiento visual, el contacto se realiza sin retroalimentación háptica, por lo que el usuario solo identifica la colisión con la mandíbula visualmente. En el entrenamiento háptico-visual si existe retroalimentación de fuerza para el usuario, por lo que la colisión con la mandíbula se detecta con el háptico.
5. Ubicar el punto de inicio del corte.
6. Trazar la trayectoria del corte correspondiente a la mentoplastía una vez.
7. Trazar las trayectorias del corte correspondiente al corte sagital (exterior, superior e inferior), una vez.

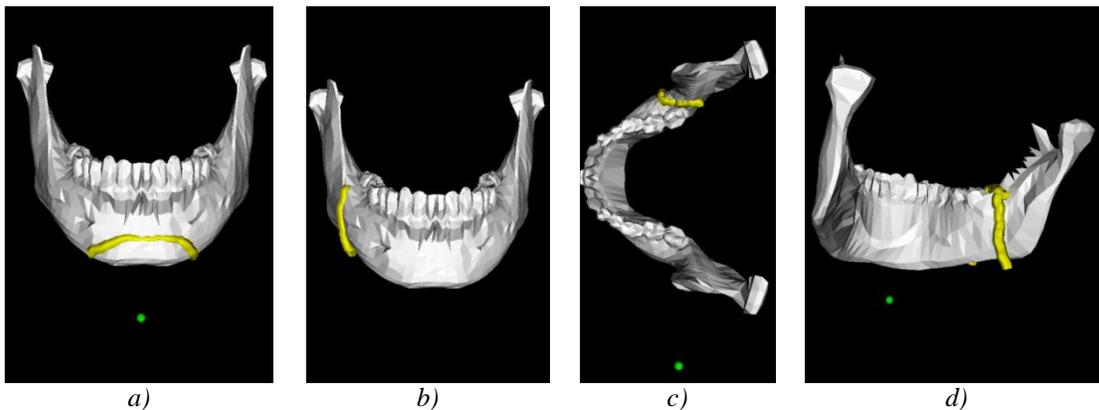


Figura 5.8. Cortes en el proceso de entrenamiento de la osteotomía virtual con retroalimentación háptica: a) mentoplastía, b) corte sagital exterior, c) corte sagital superior, d) corte sagital posterior.

5.2.7 Osteotomía en un modelo físico

Una vez que los participantes tienen toda la información del protocolo de la osteotomía, se les proporciona una herramienta de corte y una mandíbula sobre la cual deben realizar los cortes en una sola exhibición. El corte se lleva a cabo con herramientas de corte rotativas de alta velocidad, Figura 5.9a, sobre modelos de mandíbulas impresas por técnicas de prototipo rápido en material plástico PLA Figura 5.9b.

Cada participante de los tres grupos realiza cuatro cortes sobre el modelo físico, uno para la mentoplastía y tres para el corte sagital. Para la validación y evaluación de los efectos del entrenamiento, a los participantes de los grupos Grupo II y Grupo III se les pidió realizar los procedimientos de corte justo después de haber finalizado el entrenamiento. El procedimiento utilizado para realizar el corte del modelo físico comprende la mentoplastía y el corte sagital, mediante los siguientes pasos:

1. *Tomar la mandíbula.* Se sujeta la mandíbula de las ramas con la mano izquierda, y se coloca sobre la mesa de trabajo.

2. *Tomar la herramienta.* Se sujeta la herramienta de alta velocidad con la mano derecha y se enciende.

3. *Iniciar el corte.* Se coloca la punta de la herramienta sobre la mandíbula en el punto en donde inicia el corte.

4. *Trazado de corte.* Se realiza el corte sobre la mandíbula intentando seguir la trayectoria del cirujano, es decir la trayectoria ideal marcada sobre el hueso seco.

5. *Finalizar el corte.* Una vez concluido el trazo del corte, se apaga la herramienta y se suelta la mandíbula.

6. *Contabilizar el tiempo.* Se contabiliza el tiempo invertido en el corte desde el paso 3 hasta el fin del corte.

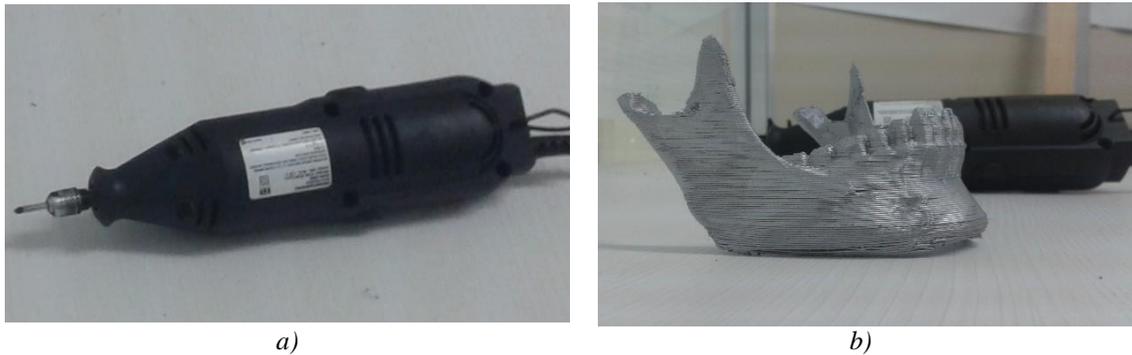


Figura 5.9. Herramientas para el corte real: a) herramienta de alta velocidad, b) mandíbula real.

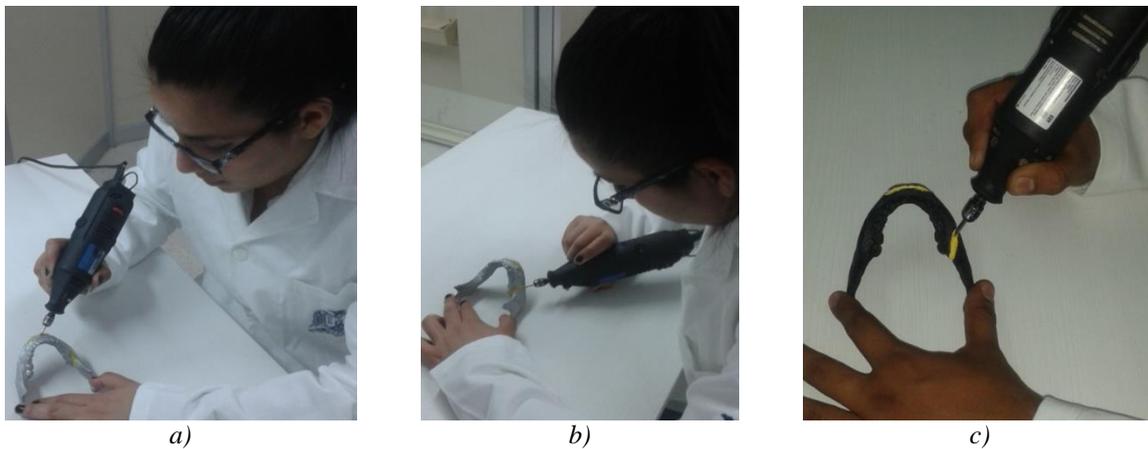


Figura 5.10. Corte del modelo físico: a) mentoplastía, b) sagital exterior, c) sagital superior.

5.2.8 Obtención de las trayectorias

Una vez que se han realizado todos los cortes sobre la mandíbula física, se toman fotografías digitales de estas. Sobre las imágenes se traza una línea siguiendo la trayectoria del corte hecha por el usuario y la trayectoria ideal. En la Figura 5.12a, Figura 5.13a, Figura 5.14a y Figura 5.15a se aprecian estas líneas traslapadas en la fotografía, para la mentoplastía y el corte sagital. Posteriormente se exportan estas líneas a AutoCAD 2014

para manipularlas como un elemento tipo polilínea. En el software se sobreponen las líneas de la trayectoria ideal y la realizada por el participante, se genera una polilínea de las superficies internas derivadas del traslape y se calcula el área de esta polilínea. Finalmente se obtiene el porcentaje del error basado en esta área, comparándola contra el área que representa el 100 % del error (ver, Figura 5.11). Así pues, el error es proporcional al área que forma la diferencia de posición entre las líneas. En la Figura 5.12b, Figura 5.13b, Figura 5.14b y Figura 5.15b se aprecian las áreas que representan el error en el corte físico (superficies de color rojo), para la mentoplastía y el corte sagital. Para controlar la posición y orientación de las mandíbulas al momento de realizar las fotografías, se utilizaron marcas (puntos y líneas) en el suelo que sirvieron como guías al momento de quitar y poner las mandíbulas, para asegurar que estuvieran todas estas en el mismo foco de la cámara. La cámara se mantuvo fija y no se modificó, ni orientación ni ubicación durante la sesión fotográfica, que se realizó en una sola exhibición. Esta metodología se implementó para evitar errores derivados de la perspectiva de la cámara y que la evaluación del error fuera directamente de los usuarios que realizaron el experimento.

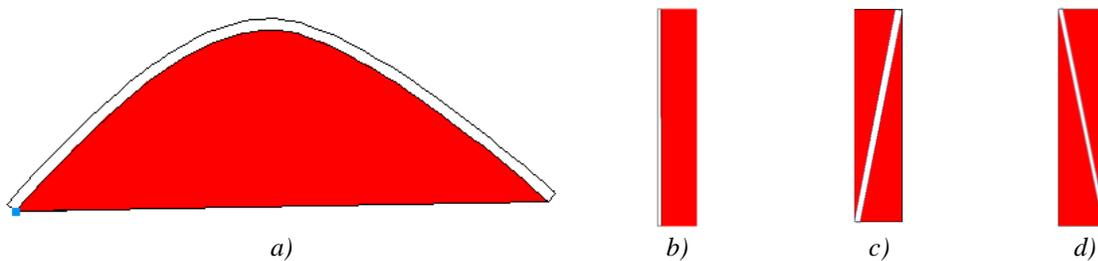


Figura 5.11. Áreas correspondientes al 100% de error: a) mentoplastía, b) sagital exterior, c) sagital superior, d) sagital posterior.

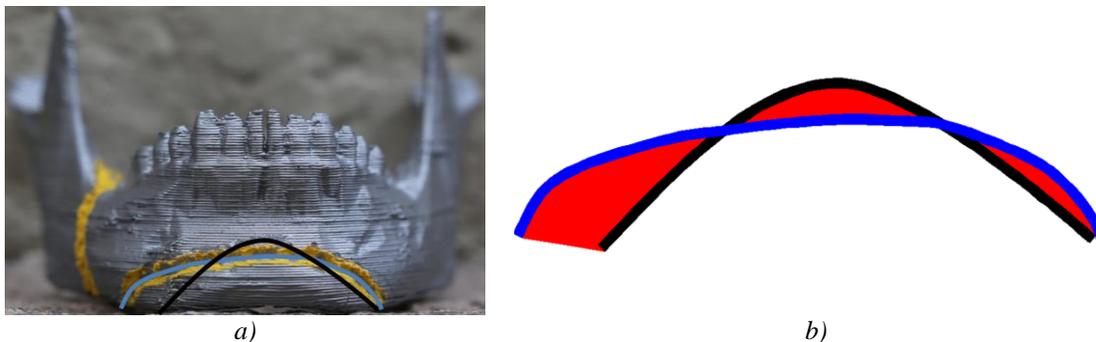


Figura 5.12. Trayectoria de la mentoplastía ideal (línea negra) y la hecha por el participante (línea azul): a) fotografía, b) en CAD, error en rojo.

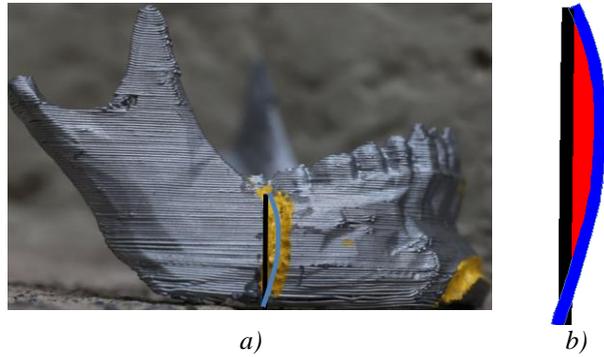


Figura 5.13. Trayectoria del corte sagital exterior ideal (línea negra), y la hecha por el participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.

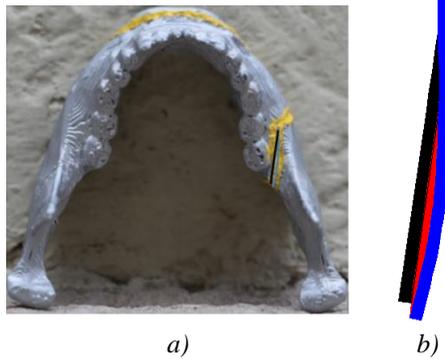


Figura 5.14. Trayectoria del corte sagital superior ideal (línea negra) y la del participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.

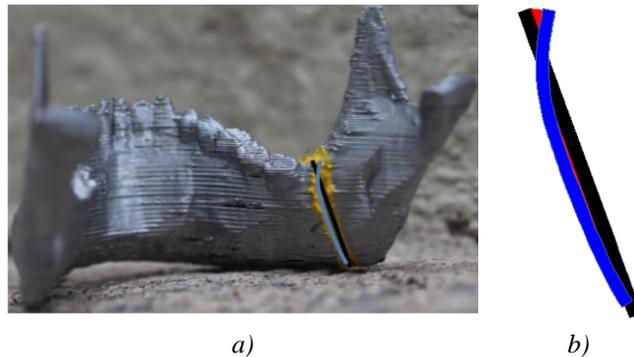


Figura 5.15. Trayectoria del corte sagital posterior ideal (línea negra) y la del participante (línea azul): a) en la fotografía, b) en CAD.

5.2.9 Contabilización del tiempo requerido

Durante cada procedimiento se cronometra el tiempo que el usuario tarda en realizar cada uno de los cortes, posteriormente se almacenan estos tiempos en una base de datos para realizar el análisis estadístico y comparación de resultados. Cabe mencionar que en los casos de la osteotomía virtual, grupos II y III, los cortes en la plataforma OSSys se realizaron un total de tres veces cada uno, mientras que en todos los casos el corte real solo

se realizó una vez. Los periodos de tiempo que se toman en cuenta son los efectivos durante la mentoplastía y el corte sagital, es decir se descartan tiempos muertos y solo se toman en cuenta los segundos en los que la herramienta de corte está funcionando y está en contacto con el modelo físico. En el caso del corte sagital, se realiza la sumatoria de los tres cortes sin tomar en cuenta el tiempo que le tomó al participante en cambiar de un corte a otro.

5.2.10 Comparación de resultados

Finalmente se realiza el análisis y comparación de los resultados en términos del error y tiempo en completar las tareas de corte, comparando los resultados de las pruebas realizadas por los tres grupos.

5.3 Resultados

En la Tabla 5.1, Tabla 5.2 y Tabla 5.3 se muestran los tiempos y errores obtenidos en la realización de una osteotomía, mentoplastía y corte sagital, por parte los participantes de los grupos I, II y III, respectivamente.

Tabla 5.1. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo I.

Grupo I	Corte	Físico (segundos)	Error (%)
1	M	468	20.78
	S	405	26.73
2	M	442	24.24
	S	399	27.66
3	M	386	27.69
	S	362	28.66

M: Mentoplastía, S: Sagital.

Tabla 5.2. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo II.

Grupo II	Corte	EV (segundos)	Promedio EV (segundos)	Físico (segundos)	Error (%)
1	M	19.50	15.62±4.48	357	11.56
		16.65			10.95
		10.72			11.16
	S	55.36	53.46±1.75	370	20.29
		53.12			19.09
		51.90			19.48
2	M	18.50	13.32±5.44	250	15.21
		13.81			13.85
		7.65			17.73
	S	55.63	49.00±6.51	254	21.93
		48.76			21.07

		42.62			20.66
3	M	27.25	29.40±2.20	318	18.75
		29.31			17.22
		31.65			17.94
	S	63.63	65.40±1.87	326	22.35
		67.36			19.97
		65.22			23.12

M: Mentoplastía, S: Sagital, EV: Entrenamiento Visual.

Tabla 5.3. Tiempo y error en realizar la mentoplastía y el corte sagital, Grupo III.

Grupo III	Corte	EHV (segundos)	Promedio EHV (segundos)	Físico (segundos)	Error (%)
1	M	18.23	13.79±3.88	132	10.28
		11.10			9.99
		12.03			9.73
	S	27.04	25.20±1.82	270	4.49
		25.15			5.39
		23.41			4.56
2	M	8.44	9.45±1.06	100	6.72
		9.36			6.15
		10.55			6.23
	S	16.08	17.83±2.18	203	5.45
		17.13			4.62
		20.27			4.91
3	M	9.44	10.53±1.19	129	2.71
		10.36			2.22
		11.80			3.26
	S	20.08	21.83±2.18	250	5.15
		21.13			5.47
		24.27			4.88

M: Mentoplastía, S: Sagital, EHV: Entrenamiento Háptico Visual.

5.4 Análisis y discusión de resultados

5.4.1 Tiempo en completar la tarea

El tiempo que los participantes del grupo I invirtieron en realizar los cortes en el modelo físico, se muestran en la Figura 5.16.

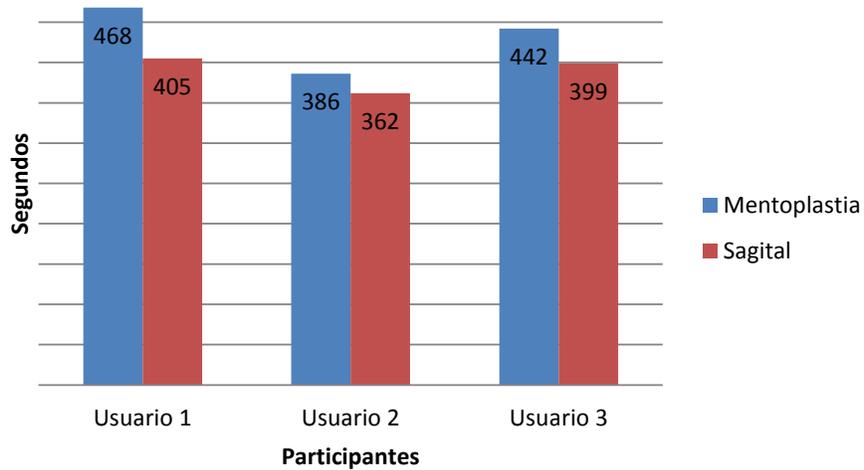


Figura 5.16. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía y el corte sagital real, Grupo I.

Por otro lado en la Figura 5.17 y en la Figura 5.18 se muestran los promedios del tiempo tomado para realizar la osteotomía y el corte sagital, por los participantes del grupo II. En esta grafica se observa que la osteotomía física (real) tomó mucho más tiempo que la virtual.

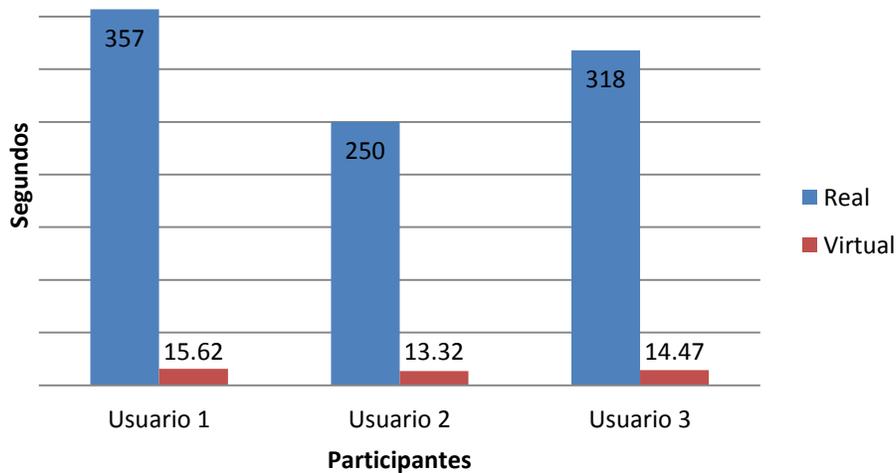


Figura 5.17. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía, Grupo II.

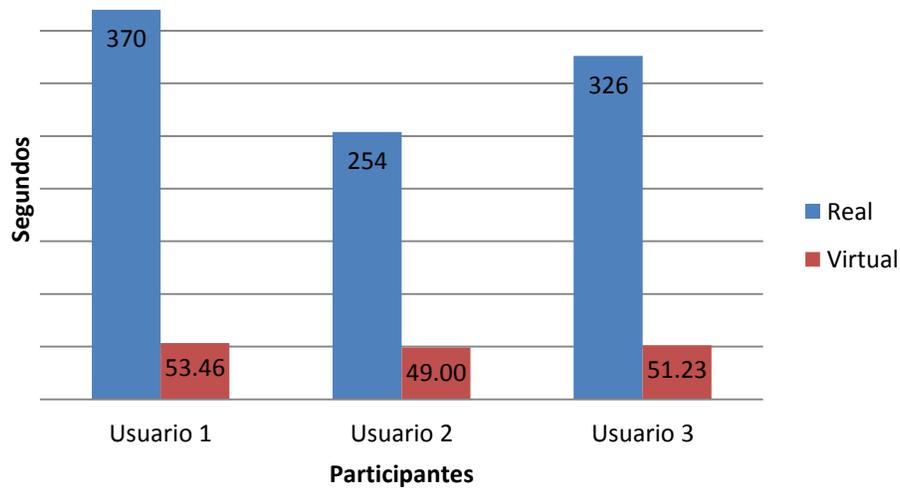


Figura 5.18. Tiempo en segundos en realizar el corte sagital, Grupo II.

En la Figura 5.19 y Figura 5.20 se muestra el promedio de tiempo en segundos obtenido por el grupo III en los procesos de mentoplastía y sagital, respectivamente, del modelo físico de mandíbula y del modelo virtual de mandíbula en la plataforma OSSys con retroalimentación háptica. De estos resultados se observa que el tiempo requerido para realizar el corte real es mucho mayor al tiempo que se invirtió en la osteotomía virtual-háptica.

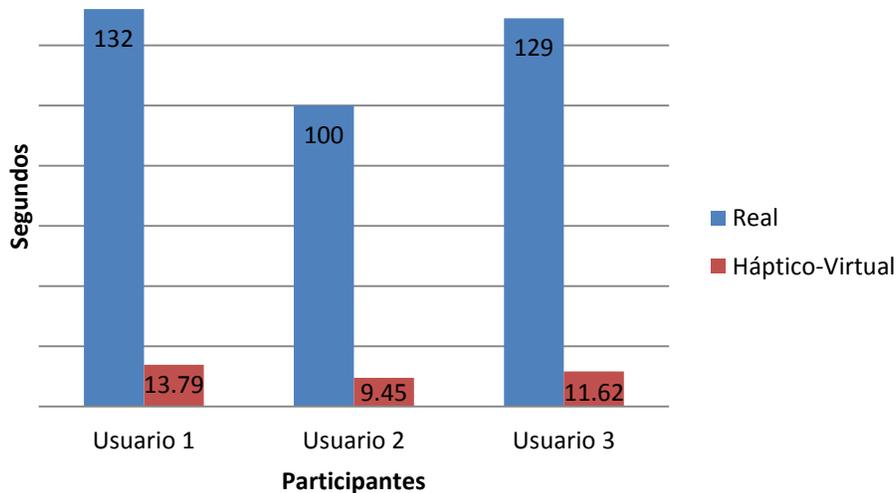


Figura 5.19. Tiempo en segundos en realizar la mentoplastía, Grupo III.

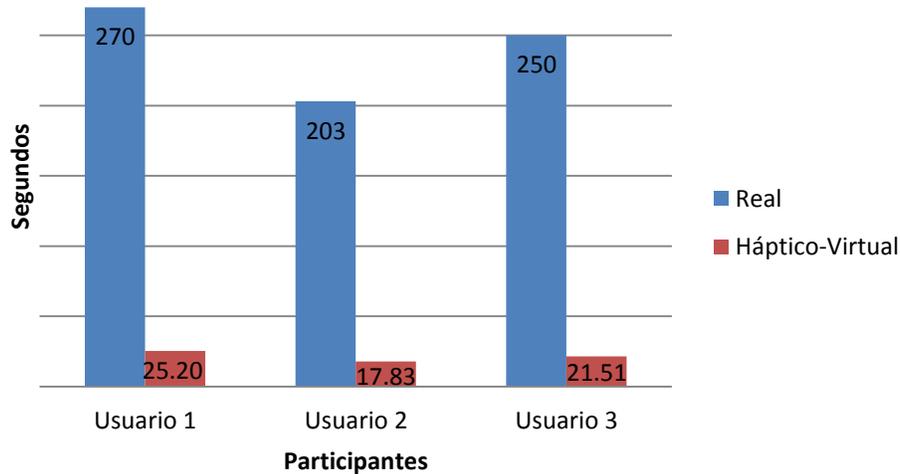


Figura 5.20. Tiempo en segundos en realizar el corte sagital, Grupo III.

De estos resultados se puede apreciar que hay un aumento en el tiempo de realización de la osteotomía física del grupo II en comparación con el grupo III, en ambos procedimientos quirúrgicos, mentoplastía y corte sagital. Este dato es de relevancia ya que es posible argumentar que el uso de los sistemas hápticos posibilita la disminución de tiempo en la realización de la tarea del corte, previo entrenamiento con retroalimentación háptica. De igual manera se observa que el entrenamiento sin sensaciones táctiles también disminuye el tiempo que invierten en la osteotomía física, pero en menor proporción que los que entrenan en OSSys con simulación háptica-virtual.

En la Figura 5.22 y en Figura 5.22 se muestra el concentrado de tiempo en segundos requerido para realizar la mentoplastía y la osteotomía sagital física, respectivamente para los tres grupos I, II y III. De una manera más clara se aprecia que el entrenamiento influyó en la disminución del tiempo requerido en el corte de la mentoplastía y en el corte sagital. También se observa que el grupo I es el que se llevó más tiempo en realizar el corte físico, en comparación con los grupos II y III. Con esto se confirma que el uso de plataformas de realidad virtual con y sin retroalimentación háptica, representan una herramienta para la mejora de las habilidades quirúrgicas al disminuir el tiempo de realización de corte si se usa como medio de entrenamiento.

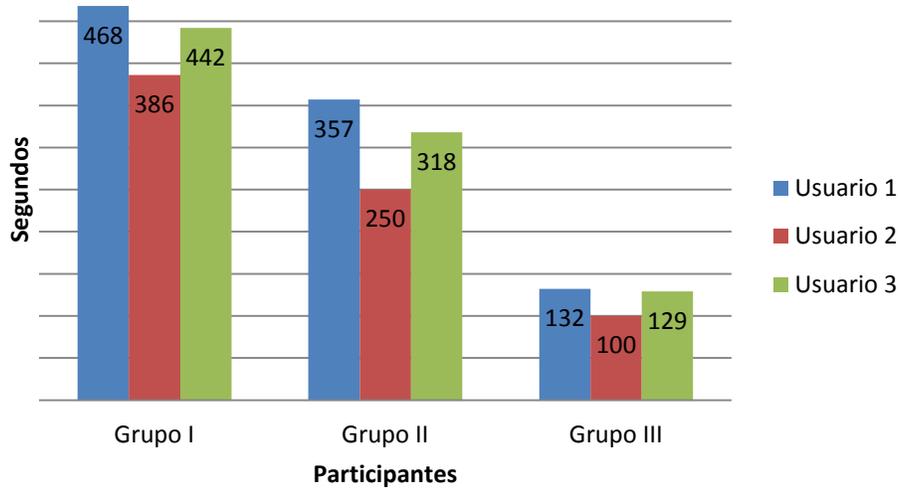


Figura 5.21. Tiempo en segundos de la mentoplastía real, Grupo I, Grupo II y Grupo III.

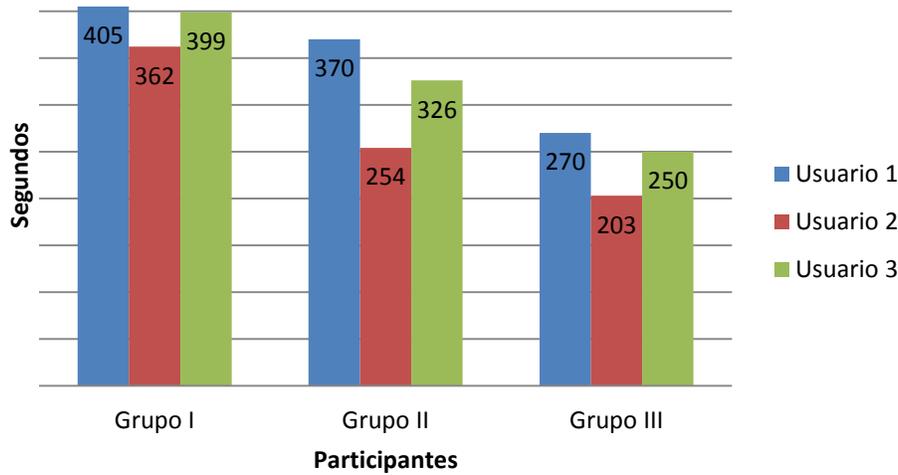


Figura 5.22. Tiempo en segundos del corte sagital real, Grupo I, Grupo II y Grupo III.

Con el propósito de validar las observaciones se procedió a realizar un análisis de varianza (ANOVA) de un solo factor para determinar si realmente existe una mejoría al percibir un entrenamiento virtual. El modelo que describe las observaciones en el ANOVA es el siguiente:

$$y_{ij} = \mu + \tau_i + \epsilon_{ij} \begin{cases} i = 1, 2, \dots, a \\ j = 1, 2, \dots, n \end{cases} \quad (5-1)$$

Donde y_{ij} son los datos reales de tiempo (conjunto de terminación de la tarea) para el tipo de corte i -ésimo ($i = 1$ (sin entrenamiento), 2 (entrenamiento visual) o 3 (entrenamiento háptico-visual)), la observación de orden j ($j = 1, 2$ y 3), μ es un parámetro común a todos los cortes llamado media, τ_i es un parámetro único para el tipo de formación llamado el efecto del i -ésimo tratamiento, ϵ_{ij} es un componente de error aleatorio que incorpora otras fuentes de variabilidad en el experimento incluyendo la medición, la variabilidad que surge de factores no controlados, diferencias entre las unidades

experimentales a los que se aplican los tipos de cortes, y el ruido de fondo general en el proceso.

Las hipótesis apropiadas deben establecer la relación o la igualdad de los tipos de formación de los grupos I, II y III:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$$

$$H_1 = \mu_i \neq \mu_j \text{ para al menos un par } (i, j) \quad (5-2)$$

La hipótesis nula (H_0) establece que los efectos de los tres grupos son idénticos. Sin embargo, si esta hipótesis es rechazada, entonces significa que el entrenamiento en OSSys tiene un efecto significativo sobre el rendimiento en la tarea de osteotomía real. Se realizó el análisis (ANOVA) utilizando Microsoft Excel™ con la herramienta de análisis de datos. Las hipótesis fueron evaluadas con un nivel de significación del 5% ($\alpha = 0,05$), el cual se refiere al error estadístico. Los resultados del ANOVA de los tiempos invertidos para la ejecución de la mentoplastía y el corte sagital se presentan en la Tabla 5.4 y Tabla 5.5 respectivamente. Para calcular los grados de libertad “Entre grupos” se realiza la resta del total de grupos (a) menos 1 y para el régimen “Dentro de los grupos” se resta el total de experimentos (N) menos el total de grupos.

Tabla 5.4. Análisis de varianza del tiempo invertido en la mentoplastía.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F_0
Entre grupos	147773.56	2	73886.78	44.33
Dentro de los grupos	10001.33	6	1666.89	
Total	157774.89	8		

Tabla 5.5. Análisis de varianza del tiempo invertido en el corte sagital.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F_0
Entre grupos	32714.89	2	16357.44	9.52
Dentro de los grupos	10309.33	6	1718.22	
Total	43024.22	8		

En la Tabla 5.4 se puede observar que el valor entre grupos cuadrático medio (73886.78) es mayor que el error de valor cuadrático medio (1666.89). Esto indica que es poco probable que los promedios de tipos de entrenamiento sean iguales; es decir, se puede calcular la proporción $F_0=73886.78/1666.89=44.33$, y comparar esto con un punto porcentual apropiada de la distribución $F_{2,6}$. Usando los puntos porcentuales de la distribución F mostrados en [294] se observa que $F_{0.05, 2,6} = 5.14$. Por tanto dado que $F_0 = 44.33 > 5.14$, la hipótesis nula se rechaza para la mentoplastía.

Por otro lado en la Tabla 5.5 se puede observar que el valor entre grupos cuadrático medio (16357.44) también es mayor que el error de valor cuadrático medio (1718.22). Se calcula la $F_0=16357.44/1718.22 = 9.52$. Al comparar esto con la distribución $F_{2,6} = 5.14$ se observa que $F_0=9.52 > 5.14$, por lo que la hipótesis nula también se rechaza para el corte sagital.

Por lo tanto, para ambos casos, mentoplastía y corte sagital, se puede decir que los promedios de los tiempos de los cortes realizados por los tres grupos de personas son independientes y diferentes, es decir, el entrenamiento OSSys tiene un efecto significativo en el rendimiento del participante al realizar osteotomías de mandíbula.

5.4.2 Error en las trayectorias de corte

Se realizó un análisis comparativo entre las trayectorias de corte del mentón y la osteotomía sagital de rama de los modelos físicos por parte de los participantes de los grupos I, II, y III. Para ello se tomó como referencia la trayectoria ideal realizada por un cirujano maxilofacial experto. En la Figura 5.23 y Figura 5.24 se presentan los errores que obtuvieron los participantes de los tres grupos en la mentoplastía y en la osteotomía sagital, respectivamente.

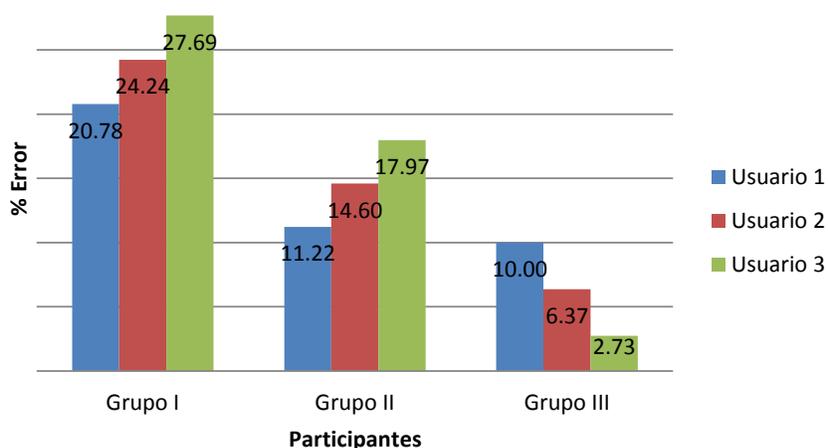


Figura 5.23. Error de los usuarios para la mentoplastía Grupo I, Grupo II y Grupo III.

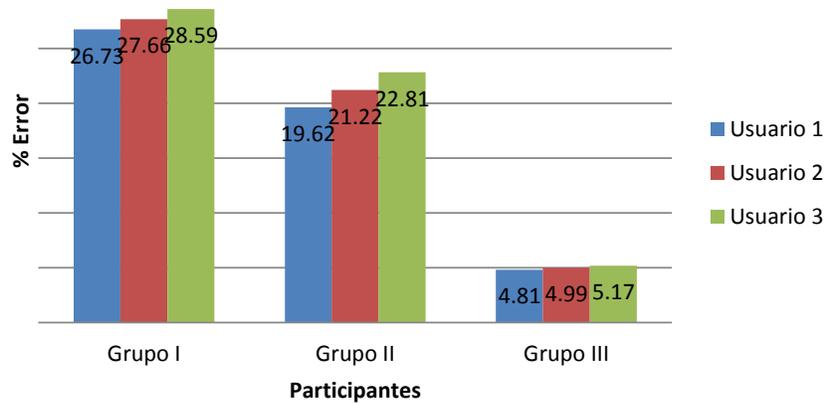


Figura 5.24. Error de los usuarios para el corte sagital Grupo I, Grupo II y Grupo III.

La Figura 5.25 presenta el porcentaje de los errores en las trayectorias de todos los grupos de participantes. De estos resultados se puede apreciar que los usuarios que realizaron un entrenamiento visual-háptico tuvieron un error del $6.37\% \pm 3.63$ para la mentoplastia y de $4.99\% \pm 0.18$ para el corte sagital. Es decir, el corte realizado por los participantes del grupo III sobre la mandíbula física, se aproxima en un 93.63% a la osteotomía de mentón y un 95.1% al corte sagital realizado por el experto, siendo este grupo el que presentó el menor error en todo el experimento. Sin embargo, los cortes realizados por personas que no recibieron ningún tipo de entrenamiento muestran un porcentaje de error mucho más elevado, $24.24\% \pm 3.45$ para la mentoplastia y un $27.65\% \pm 0.93$ para el corte sagital. Finalmente se realiza un promedio de los errores obtenidos por grupo y se comparan entre sí. En la Figura 5.26 se muestran estos promedios, en donde se puede apreciar que el menor porcentaje de error lo tienen las mandíbulas cortadas por participantes que realizaron entrenamiento háptico-visual (grupo III), con un promedio de $5.68 \pm 0.97\%$. Los usuarios que realizaron entrenamiento solamente visual (grupo II), tuvieron un promedio de $17.91 \pm 4.68\%$. Finalmente quienes no entrenaron presentan el error promedio más grande $25.95 \pm 2.42\%$.

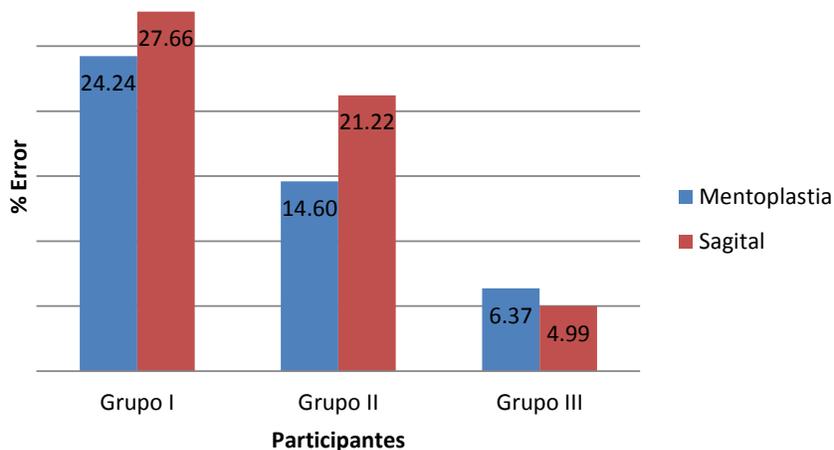


Figura 5.25. Promedio del error en la mentoplastia y corte sagital, Grupo I, Grupo II y Grupo III.

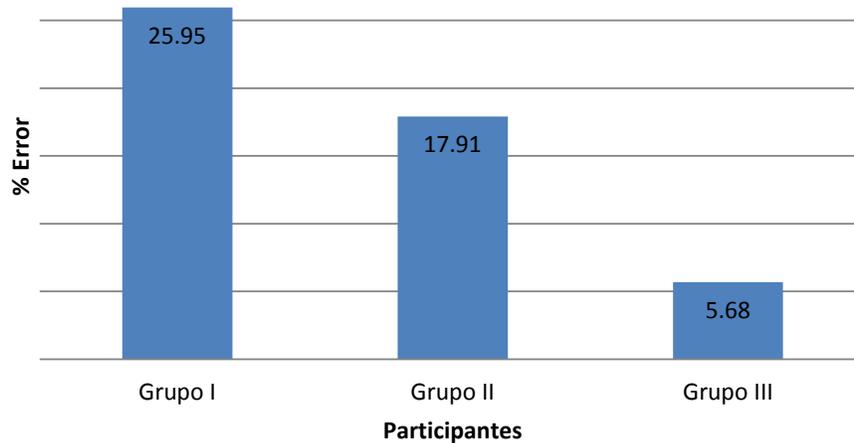


Figura 5.26. Promedio del error global Grupo I, Grupo II y Grupo III.

De igual manera se procedió a realizar un análisis ANOVA para determinar si realmente existe una disminución del error al percibir un entrenamiento virtual en la plataforma OSSys. Los resultados del ANOVA de los errores de la mentoplastia y el corte sagital real se presentan en la Tabla 5.6 y Tabla 5.7, respectivamente. Para este análisis se consideró $\alpha = 0,05$.

Tabla 5.6. Análisis de varianza del error obtenido en la mentoplastia

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F ₀
Entre grupos	480.00	2	240.00	19.70
Dentro de los grupos	73.08	6	12.18	
Total	553.08	8		

Tabla 5.7. Análisis de varianza del error obtenido en el corte sagital

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F ₀
Entre grupos	818.72	2	409.36	356.86
Dentro de los grupos	6.88	6	1.15	
Total	825.60	8		

En la Tabla 5.6 se presenta el análisis ANOVA de los errores de las trayectorias en el corte ideal, donde se puede observar que el valor entre grupos cuadrático medio es de 240, mayor que el error de valor cuadrático medio (12.18). Al calcular $F_0=240/12.18=19.70$ y compararlo con un punto porcentual de la distribución $F_{0.05, 2,6} = 5.14$, se obtiene que $F_0 = 19.70 > 5.14$, por lo que se descarta la hipótesis nula H_0 .

Por otro lado en la Tabla 5.7 se observa que el valor entre grupos cuadrático medio (409.36) también es mayor que el error del valor cuadrático medio (1.15). Se calcula la

$F_0=409.36/1.15=356.86$. Al comparar este valor con la distribución $F_{2,6} =5.14$, de nueva cuenta se descarta la hipótesis nula H_0 .

Dado que del análisis ANOVA de los resultados de la mentoplastía y corte sagital, se rechaza H_0 , se puede decir que los valores numéricos de los errores obtenidos de los cortes realizados por los tres grupos de personas son independientes. Por tanto, la formación OSSys tiene un efecto significativo en la precisión de los participantes al trazar las trayectorias del corte de mandíbula correspondientes a tareas de mentoplastía y el corte sagital.

Además, es evidente que los usuarios al realizar entrenamiento háptico-virtual, tardan menos tiempo en realizar el corte de la mandíbula, en comparación con los usuarios que no realizaron entrenamiento. También el error de los usuarios que realizan entrenamiento háptico-virtual es menor en comparación con los que no realizan entrenamiento háptico o ningún tipo de entrenamiento. Por tanto se puede concluir que el entrenamiento háptico-virtual mejoró las habilidades de los participantes, demostrándose éstas en el procedimiento manual.

También es importante destacar que el tiempo en realizar los cortes en la plataforma OSSys es mucho menor al tiempo en cortar el modelo físico. Esto se debe a que en la plataforma virtual el usuario realiza el corte 3D sintiendo solo una sensación táctil entre el sistema háptico y la mandíbula, mientras que en el corte real la resistencia al corte y remoción de material es mayor. Esto permite comentar que la retroalimentación háptica de la plataforma requiere aumentar el realismo para ofrecer sensaciones más parecidas a la realidad.

Conclusiones

En el presente trabajo de investigación se ha desarrollado un sistema asistido por computadora para la planeación y el entrenamiento de cirugías ortognáticas asistido por sistemas hápticos, llamado OSSys (Orthognathic Surgery System). Este sistema consta de ocho módulos: el módulo de entrada de datos, módulo de visualización, módulo de cefalometría, módulo de osteotomía, módulo plantilla de apoyo quirúrgico, módulo de manipulación, módulo de exportación de datos, módulo para el entrenamiento y evaluación. La integración de estos módulos ha permitido la realización de cefalometrías 2D/3D y de osteotomías virtuales de una manera intuitiva, por medio de la interacción del usuario con el ambiente virtual mediante un dispositivo háptico con retroalimentación de fuerza.

La implementación de OSSys en tareas de osteotomía en mandíbulas y el análisis cefalométrico sobre radiografías 2D y modelos 3D, ha demostrado que los ambientes virtual-háptico pueden acelerar el proceso de adquisición de experiencia y desarrollar habilidades psicomotoras mediante un entrenamiento en la plataforma, previo a realizar tareas de osteotomía de mandíbula, así como fomentar la coordinación motriz al manipular objetos con un cursor háptico 3D. La capacidad de OSSys de utilizar más de un dispositivo háptico, amplía su uso y determina una ventaja competitiva al no depender de la disponibilidad de un dispositivo háptico en particular. De esta manera OSSys se puede considerar como una plataforma robusta, factible, económica y flexible, para el entrenamiento y planeación quirúrgica, contribuyendo al desarrollo de habilidades y aumento de precisión en la práctica quirúrgica.

Con el desarrollo del presente trabajo de investigación se lograron los siguientes desarrollos y contribuciones.

a) Plataforma de planeación, entrenamiento y evaluación para cirugías ortognáticas

Con base en las evaluaciones realizadas, se puede argumentar que la plataforma funciona correctamente y tiene un desempeño satisfactorio en términos de tiempos en la realización de la cefalometría 2D, disminución del error en comparación de los análisis cefalométricos tradicionales, el adiestramiento para el corte de hueso, la simulación de corte con trayectorias libres manuales y la funcionalidad de colocar puntos cefalométricos y calcular la cefalometría sobre cráneos 3D.

Al comparar el sistema OSSys con otros sistemas reportados en la literatura o disponibles comercialmente, es posible determinar que la integración de los módulos de OSSys es de utilidad a la simulación de una osteotomía virtual y cefalometrías 2D/3D. Características como la manipulación háptica, la capacidad de realizar cefalometría y

osteotomía en el mismo software y el módulo de evaluación del entrenamiento, son de mucha utilidad en la planeación y el adiestramiento quirúrgico.

b) Cefalometría virtual

Se desarrolló un módulo en OSSys para la realización de cefalometrías 3D con marcación de puntos cefalométricos manual. Estos puntos se colocan en la superficie exterior del cráneo visualizando la estructura interna para colocar los puntos internos y realizar el cálculo mediante una proyección 2D (2½D) y/o en 3D.

Al realizar la marcación háptica de puntos cefalométricos sobre un modelo de cráneo 3D se disminuyen los errores por apreciación de la estructura ósea (radiografías), por lo el cálculo es más preciso.

c) Osteotomía virtual

Se desarrolló un módulo en OSSys para la simulación de osteotomía y se propuso un nuevo algoritmo de segmentación del mallado en modelos 3D para la realización de corte mediante OB.

De los resultados de la evaluación de OSSys en tareas de entrenamiento de osteotomía, se concluye que el procedimiento virtual de corte incrementa las habilidades psicomotrices de los usuarios y representa una herramienta que ayuda a los dentistas en formación maxilofacial.

d) Entrenamiento quirúrgico

El entrenamiento en la plataforma virtual-háptica OSSys representa una alternativa en el proceso de formación de los cirujanos maxilofaciales, ya que de acuerdo a las evaluaciones sobre el entrenamiento quirúrgico, el usuario adquiere habilidades en tareas de corte de hueso.

También, el sistema OSSys puede ser considerado como una herramienta de entrenamiento con fines académicos al permitir a estudiantes familiarizarse con diagnósticos de la práctica estomatológica, complementando las actividades de los docentes, ya que es más sencillo tener acceso a una computadora y un simulador, que a un paciente como medio para el proceso enseñanza-aprendizaje.

e) Uso de realidad virtual y sistemas hápticos en simulación y planeación quirúrgica

Otro punto a destacar es el hecho de que los expertos fueron quienes dieron las calificaciones más altas a la plataforma OSSys, destacando el uso de la plataforma por su facilidad y el poco tiempo que les llevó hacer la cefalometría. Por tanto, es posible prever una posible incorporación de los sistemas hápticos-virtuales en la actividad clínica de la comunidad de ortodoncia.

Una de las observaciones y comentarios realizados por los participantes, es la importancia de la inclusión de este tipo de tecnología en las aulas y espacios educativos. Ellos creen que la correcta aplicación de herramientas computacionales virtuales-hápticas, genera conocimiento detallado sobre las necesidades de los pacientes en la actualidad. Además, comentan que la parte que contribuye a la formación profesional es más completa al incluir los sentidos de la vista y el tacto en el mismo proceso de aprendizaje.

Trabajo Futuro

Como trabajo futuro se consideran los siguientes puntos;

1. Métodos cefalométricos adicionales

Se prevé incorporar otras teorías de análisis cefalométricos, por ejemplo: McNamara, Rickets, Downs y Tweed.

2. Detección de colisiones

Se considera la adición de un motor físico al sistema OSSys para lograr la detección de colisiones entre los objetos virtuales y no solo un punto, mejorando de esta manera el contacto entre la herramienta y el modelo (mandíbula o cráneo), y la manipulación háptica y detección de colisiones entre objetos virtuales.

3. Herramientas de corte.

La adición de herramientas virtuales para realizar el corte en tiempo de simulación es parte del trabajo futuro.

4. Dispositivos hápticos

Adecuar los dispositivos hápticos para simular otras actividades presentes en cirugía, por ejemplo el desprendimiento de la rama mandibular, que se realiza con cincel y martillo o mediante separadores manuales que jalan una sección del hueso. Además, utilizar dos dispositivos hápticos a la vez para que el usuario de OSSys pueda usar las dos manos en la simulación.

5. Renderizado háptico

La optimización y/o el mejoramiento del módulo encargado del renderizado háptico es una oportunidad de mejora para la plataforma OSSys, por lo que se considera desarrollar e implementar algoritmos que busquen disminuir el tiempo computacional requerido en la simulación del proceso de corte hasta llegar a obtener una simulación de osteotomía en tiempo real.

6. Suavizado de los modelos 3D

Aunque la visualización de los modelos en pantalla depende directamente de la cantidad de elementos triangulares de malla que forma la geometría del objeto, un algoritmo para realizar un suavizado visual sería requerido en OSSys. Con el objetivo de aumentar el realismo visual ya que realmente el cráneo y la mandíbula no muestran triángulos en las superficies exteriores, como es presentado en OSSys.

7. Tratamiento quirúrgico

Se plantea utilizar la plataforma OSSys como herramienta auxiliar en un caso clínico que requiera cirugía ortognática. Esto con el propósito de realizar una comparación entre la planeación en OSSys y la planeación tradicional.

8. Planes quirúrgicos

Se considera mejorar el módulo de planeación quirúrgica para exportar un reporte completo que incluya información relevante durante la cirugía en el quirófano, como la dirección de la trayectoria de corte, la cantidad de hueso cortado, los desplazamientos angulares y lineales obtenidos en simulación, así como la secuencia del procedimiento quirúrgico.

Bibliografía

- [1] Graber T.M., Vanarsdall Jr R.L., Vig K.W.L. *Orthodontics, Current principles & techniques*. 4th edition, Pub. Elsevier, 2005. ISBN. 0-323-02621-4.
- [2] Wermker K., Kleinheinz J., Jung S., Dirksen D. *Soft tissue response and facial symmetry after orthognathic surgery*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 42(6); 339-345, 2014.
- [3] Kumar S., Williams A., Sandy J. *Orthognathic cases, what are the surgical costs?*. European Journal of Orthodontics, 30(1); 31-39, 2008.
- [4] Opitz C., Ring P., Stoll C. *Orthodontic and Surgical Treatment of Patients with Congenital Unilateral and Bilateral Mandibulofacial Dysostosis*. Journal of Orofacial Orthopedics, 65(2); 150-163, 2004.
- [5] Sharifi A., Jones R., Ayoub A., Moos K., Walker F., Khambay B., McHugh S. *How accurate is model planning for orthognathic surgery?*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 37(12); 1089-1093, 2008.
- [6] Bohner P., Pokrandt P., Hasfeld S. *Simultaneous planning and execution in cranio-maxillofacial surgery*. Proceedings of MMVR4 '96, 1996.
- [7] P. technology. (2014). *Dolphin*. Disponible: <http://www.dolphinimaging.com>.
- [8] Aoki Y., Terajima M., Hoshino Y., Nakasima A., Hashimoto S. *Computer aided system for orthognathic diagnosis utilizing 3D geometric head model*. Proceedings of IEEE International Conference on Sys., Man & Cyber., 2783-2788, 2001.
- [9] Zachow S., Gladilin E., Sader R., Zeilhofer H.F. *Draw & Cut. Intuitive 3D Osteotomy planning on polygonal bone models*. Proceedings of CARS, 2003.
- [10] Olszewski R., Villamil M.B., Trevisan D.G., Nedel L.P., Freitas C., Reychler H., Macq B. *Towards an integrated system for planning and assisting maxillofacial orthognathic surgery*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 91(1); 13-21, 2008.
- [11] Zinser M.J., Mischkowski R.A., Durond M., Zöller J.E. *Computer-Assisted Orthognathic Surgery Based on 3D Cephalometry, A New Approach with 3D Surgical Wavers*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 65(9); 42.e3-42.e4, 2007.
- [12] Morris D.E., Zhao L.P., Morcos S.S., Patel P.K. *Virtual Orthognathic Surgery. How Accurately Can One Plan a Procedure?*. Proceedings of Plastic Surgery, 2007.
- [13] Murray D.J., Edwards G., Mainprize J.G., Antonyshyn O. *Optimizing Craniofacial Osteotomies. Applications of Haptic and Rapid Prototyping Technology*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 66; 1766-1722, 2008.
- [14] Pektas Z.Ö., Kircelli B.H., Cilasun Ü., Uckan S. *The accuracy of computer-assisted surgical planning in soft tissue prediction following orthognathic surgery*. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 3(1); 64-71, 2007.

- [15] Burgert O., Salb T., Gockel T., Dillmann R., Hassfeld S., Muhling J. *A VR-system supporting symmetry related cranio-maxillofacial surgery*. Studies in Health Technology and Informatics 94; 33-35, 2003.
- [16] Eriksson M.G. *Haptic and visual simulation of a material cutting process. A study focused on bone surgery and the use of simulators for education and training*. Licentiate Thesis, Dept. of Neuronic Engineering KTH-STH, 2006. ISSN 1653-3836.
- [17] Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H-F., Sader R. *Improved 3D Osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery*. Proceedings of MICCAI 2001, 2001.
- [18] Harders M., Szekely G., Le Mercier B., Drif A., Citerin J., Pocheville A., Hatab M., Talbi N., Kheddar A., Sgambelluri N., Valentina H., Esen H., Fritschi M., Buss M. *Report on Demonstration Scenario Specifications*. 2004. IST-2001-38040.
- [19] IAOMS (2008). *IAOMS Newsletter*. Disponible <http://www.iaoms.org>
- [20] Xia J., Samman N., Yeung R.W., Shen S.G., Wang D., Ip H.H., Tideman H. *Oral and Maxillofacial Surgery*. International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery, 15(4); 265-282, 2000.
- [21] Houston W.J. *The analysis of errors in orthodontic measurements*. American Journal of Orthodontics, 83(5); 382-90, 1983.
- [22] Mol A. *The Body Multiple. Ontology in medical practice*. Duke University Press, 2002.
- [23] Cuschieri A. *Human reliability assessment in surgery-A new approach for improving surgical performance and clinical outcome*. Annals of the R.C.S. England, 82; 83-87, 2000.
- [24] Arnold L. *Assessing Professional Behaviour. Yesterday, Today, and Tomorrow*. Academic Medicine. 77(6); 502-515, 2002.
- [25] Mishra R. *Study cites risks of low-volume surgeries* Boston Globe, 1 March 2003.
- [26] Zeilhofer H-F. *3D applications in modern high-tech surgery*. Proceedings of Materialise Medical Innovations, 2008.
- [27] Xia J., Ip H.S., Samman N., Wang D., Kot C.S.B., Yeung R.W.K., Tideman H. *Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy*. International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 29 ; 11–17, 2000
- [28] Darzi A., Mackay S. *Skills assessment of surgeons*. Surgery, 131(2); 121-124, 2002.
- [29] Ritchie J.M., Lim T., Sung R.C.W., Corney J.R., Rea H. *The analysis of design and manufacturing tasks using haptic and immersive VR-Some case studies*, Proceedings of ASI'07, 2007.
- [30] Levy P. *Becoming Virtual: Reality in the Digital Age*. Plenum Trade, 1998. ISBN.0306457881.
- [31] Grad S.M. *Virtual Reality. Simulating and Enhancing the World with Computers*. Science and Technology in Focus, 2003. ISBN. 978-0816046867.
- [32] Burdea G., Coiffet P., *Virtual Reality Technology*, Wiley-Interscience, 1994. ISBN 0-471-08632-0.

- [33] Burdea G. *Teaching Virtual Reality. Why and How?. Teleoperators and virtual environments*, 13; 463-483, 2004.
- [34] Jeong K-Y., Bozkurt I. *Evaluating a Project Management Simulation Training Exercise*. *Simulation & Gaming*, 45(2); 183-203, 2014.
- [35] McGovern K, Johnston R. *The role of computer-based simulation for training surgeons*. *Studies in Health Technology and Informatics*, 29; 342-345, 1996.
- [36] Meglan D.A., Raju R., Merrill G.L., Merrill J.R., Nguyen B.H., Swamy S.N., Higgins G.A. *The teleos virtual environment toolkit for simulation-based surgical education*. *Studies in Health Technology and Informatics*, 29; 346–351, 1996.
- [37] Häfner P., Häfner V., Ovtcharova J. *Teaching Methodology for Virtual Reality Practical Course in Engineering Education*. *Procedia Computer Science*, 25; 251-260, 2013.
- [38] Bates J. *Virtual Reality, Art and Entertainment*. *Journal of Teleoperators and Virtual Environments*; 1-9, 1991.
- [39] Hsu K-S. *Application of a Virtual Reality Entertainment System with Human-Machine Sensor Device*. *Journal of Applied Sciences*, 11; 2145-2153, 2011.
- [40] Zimmermann P. *Virtual Reality Aided Design. A survey of the use of VR in automotive industry*. *Product Engineering. Tools and Methods Based on Virtual Reality*, Springer, 277-296, 2008.
- [41] Abdelhameed W.A. *Virtual Reality Use in Architectural Design Studios. A Case of Studying Structure and Construction*. *Procedia Computer Science*, 25; 220-230, 2013.
- [42] Whyte J. *Virtual Reality and the Built Environment*. Architectural Press 2002. ISBN 0750653728.
- [43] Kanade T., Narayanan P. J., Rander P.W. *Virtualized reality: Being mobile in a visual scene, Object Representation in Computer Vision II*. *Procedia Computer Science*. 1144; 271-285, 1996.
- [44] Lavcau S., Faugcras O. *3-D Scene Representation as a Collection of Images and Fundamental Matrices*, INRIA Tech Report 7705, 1994.
- [45] J. Zara. *Virtual Reality Course-A Natural Enrichment of Computer Graphics Classes*. *Computer Graphics Forum*. 25 (1); 105-112, 2006.
- [46] Wang J. *Research on Application of Virtual Reality Technology in Competitive Sports*. *Procedia Engineering*, 29; 3659-3662, 2012.
- [47] Jou M., Wang J. *Investigation of effects of virtual reality environments on learning performance of technical skills*. *Computers in Human Behavior*, 29(2); 433-438, 2013.
- [48] Schulze J.P., Kim H.S., Weber P., Prudhomme A., Bohn R. E., Seracini M., DeFanti T. A. *Advanced Applications of Virtual Reality*. *Advances in Computers*, 82; 217-260, 2011.
- [49] Hague J.V., Jackson C. *Using Virtual Reality Concepts*. *Flash 3D*, 277-305, 2006.

- [50] Rosqvist J., Sundsmo A., Maclane C., Cullen K., Norling D.C., Davies M., Maack D. *Analogue and Virtual Reality Assessment*. 43-61, 2006.
- [51] Bryson S. *Direct Manipulation in Virtual Reality*. Visualization Handbook, 413-430, 2005.
- [52] Chen J. X. *Data Visualization and Virtual Reality*. Handbook of Statistics, 24; 539-563, 2005.
- [53] Brooks F.P. *Is There Any Real Virtue in Virtual Reality?*. Royal Academy of Engineering and the British Computer Society, 1994.
- [54] Durlach N.I., Mavor A.S. *Virtual Reality-Scientific and Technological Challenges*. National Research Council, 1995. ISBN: 978-0-309-05135-4.
- [55] Holloway R.L. *Registration Errors in Augmented Reality Systems*. Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, 1995.
- [56] Agus M., Giachetti A., Gobbetti E., Zanetti G., Zorcolo A. *Adaptive techniques for real-time haptic and visual simulation of bone dissection*. Proceedings of IEEE Virtual Reality, 2003.
- [57] Chen J.X., Yang Y., Loftin R.B. *A PC-based Multi-User Virtual Environment for Learning*. Proceedings of IEEE Virtual Reality, 2003.
- [58] Deligiannidis L., Whitman L. *User Interaction in a Power-Wall Based Virtual Reality Environment*. Proceedings of IEEE Virtual Reality, 2003.
- [59] Lindeman R.W., Yanagida Y. *Empirical Studies for Effective Near-Field Haptics in Virtual Environments*. Proceedings of IEEE Virtual Reality Conference 2003.
- [60] Burdea G. C., Coiffet P. *Virtual Reality*. Technology, second ed., Wiley, 2003.
- [61] EA Games (2014). *Electronic Arts*. Disponible: <http://www.ea.com/mx>.
- [62] Ubisoft (2014). *Juegos de PC*. Disponible: <http://www.ubi.com/es/>.
- [63] Valve (2014). *Valve Games*. Disponible: <http://www.valvesoftware.com>.
- [64] PlayStation (2014). *PlayStation América Latina*. Disponible: <http://www.playstation.com>.
- [65] Xbox (2014). *XBox México*. Disponible: <http://www.xbox.com/mx>.
- [66] Vacca J. *The World's 20 Greatest Unsolved Problems*. Upper Saddle River, NJ. Prentice-Hall. 2005. ISBN-13. 978-0131426436.
- [67] Antonya C., Talaba D. *Design evaluation and modification of mechanical systems in virtual environments*. Virtual Reality, 11(4); 275-285, 2007.
- [68] Smedley T.M., Higgins K. *Brining the world into the special education classroom Intervention in School and Clinic*. Virtual technology, 41(2); 114-119, 2005.
- [69] Wasson B. *Advanced educational technologies*. The learning environment Computers in Human Behavior, 13(4); 571-594, 1997.
- [70] Wu Y., Rong Y., Ma W., LeClair S.R. *Automated modular fixture planning. Accuracy clamping and accessibility analyses*. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 14(1); 17-26, 1998.

- [71] Abdelhameed W.A. *Virtual Reality Use in Architectural Design Studios. A Case of Studying Structure and Construction*. Procedia Computer Science, 25; 220-230, 2013.
- [72] Wang X., Kim M.J., Love P.E.D., Kang S-C. *Augmented Reality in built environment. Classification and implications for future research*. Automation in Construction, 32; 1-13, 2013.
- [73] Aghina M.A., Mól A.C., Jorge C.A., Freitas V.G., Pereira C.M., Lapa C.M., Nomiya D.V., André C., Landau L., Cunha G.G. *Non-conventional interfaces for human-system interaction in nuclear plants' virtual simulations*. Progress in Nuclear Energy, 59; 33-43, 2012.
- [74] Hamrol A., Górski F., Grajewski D., Zawadzki P. *Virtual 3D Atlas of a Human Body – Development of an Educational Medical Software Application*. Procedia Computer Science, 25; 302-314, 2013.
- [75] Djukic T., Mandic V., Filipovic N. *Virtual reality aided visualization of fluid flow simulations with application in medical education and diagnostics*. Computers in Biology and Medicine, 43(12); 2046-2052, 2013.
- [76] Palter V. N., Grantcharov T. P. *Virtual Reality in Surgical Skills Training*. Surgical Clinics of North America, 90(3); 605-617, 2010.
- [77] Srinivasan S., Mital D.P., Haque S. *A quantitative analysis of the effectiveness of laparoscopy and endoscopy virtual reality simulators*. Computers & Electrical Engineering, 32(4); 283-298, 2006.
- [78] Gold J. I., Kant A. J., Kim S.H., Rizzo A.S. *Virtual anesthesia. The use of virtual reality for pain distraction during acute medical interventions*. Seminars in Anesthesia, Perioperative Medicine and Pain, 24(4); 203-210, 2005.
- [79] Choi K.-S., Sun H., Heng P.-A. *An efficient and scalable deformable model for virtual reality-based medical applications*. Artificial Intelligence in Medicine. 32(1); 51-69, 2004.
- [80] Mayoral R., Tsagarakis N.G., Petrone M., Clapworthy G.J., Caldwell D.G., Zannoni C. *Integration of Haptic and Visual Modalities for a Total Hip Replacement Planning System*. Proceedings of IEEE on Medical Information Visualisation - Biomedical Visualisation, 2005.
- [81] Robles G. *The importance of the sense of touch in virtual and real environments*. IEEE MultiMedia, 13(3); 24-30, 2006.
- [82] Gonzalez G., Govea E.H., Medellin H.I. *Performance evaluation of two different haptic devices in virtual assembly task*. Congreso Mexicano de Robótica, 2010.
- [83] Ruffaldi E., Morris D., Edmunds T., Barbagli F., Pai D.K. *Standardized Evaluation of Haptic Rendering Systems*. Proceedings of IEEE Haptic, 2006.
- [84] Iwata H., Nakagawa T., Nakashima T. *Force display for presentation of rigidity of virtual objects*. J. Robot. Mechatronics, 24(1); 39-42, 1992.

- [85] Koyama T., Yamano I., Takemura K., Maeno T. *Multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation*. Proceedings of IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst., 2905-2910, 2002.
- [86] Sun Z., Bao G., Yang Q., Wang Z. *Design of a novel force feedback dataglove based on pneumatical artificial muscles*. IEEE Mechatronics and Automation, 968-972, 2006.
- [87] Burdea G. *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*. John Wiley & Sons Inc., 1996, ISBN. 978-0471021414.
- [88] Earnshaw R.A., Vince J., Jones H. *Virtual Reality Applications*. Academic Press Inc., 1995. ISBN. 978-0122277559.
- [89] Descartes A., McCarthy M. *Reality Architecture. Building 3d Worlds in Java and Vrml*. Prentice-Hall, 1998. ISBN. 978-0137486250.
- [90] Zhu S., Kuber R., Tretter M., O'Modhrain M.S. *Identifying the effectiveness of using three different haptic devices for providing non-visual access to the web*. Interacting with Computers, 23(6); 565-58, 2011.
- [91] Maassa H., Cakmaka H.K., Kuehnafela U.G., Trantakisb C., Strauss G. *Providing more possibilities for haptic devices in surgery simulation*. Proceedings of International Congress Series, 1281; 725-729, 2005.
- [92] Jung E.-Y., Park D.K., Lee Y.H., Jo H.S., Lim Y.L., Park R.W. *Evaluation of practical exercises using an intravenous simulator incorporating virtual reality and haptics device technologies*. Nurse Education Today, 32(4); 458-463, 2012.
- [93] McBeth P.B., Louw D.F., Rizun P.R., Sutherland G.R. *Robotics in neurosurgery*. The American Journal of Surgery, 188; 68S-755, 2004.
- [94] Adams R. J., Hannaford B., *Stable Haptic Interaction with Virtual Environments*, IEEE Transactions on Robotics and Automation, 15(3); 465-474, 1999.
- [95] Adams R. J., Hannaford B. *A Two-port Framework for the Design of Unconditionally Stable Haptic Interfaces*. IEEE Intelligent Robots and Systems, 2; 1254-1259, 1998.
- [96] Basdogan C., Ho C. H., Srinivasan M. *A Ray-based Haptic Rendering Technique for Displaying Shape and Texture of 3D Objects in Virtual Environments*. ASME Dynamic Systems and Control Division, 61; 77-84, 1997.
- [97] Kim Y.J., Lin M.C., Manocha D. *Incremental Penetration Depth Estimation between Convex Polytopes Using Dual-Space Expansion*. IEEE Transactions on visualization and computer graphics, 10(2); 152-163, 2004.
- [98] Hara, M., Asada, C., Higuchi, T., Yabuta, T. *Perceptual illusion in virtual reality using haptic interface*. IEEE Intelligent Robots and Systems, 4; 3901-3906, 2004.
- [99] Cathers I., O'Dwyer N., Neilson P. *Dependence of stretch reflexes on amplitude and bandwidth of stretch in human wrist muscle*. Exp Brain Res, 129(2); 278-87, 1999.
- [100] De Vlugt E., Van der Helm F.C.T., Schouten A.C. *Adaptation of reflexive feedback during arm posture to different environments*. Biol Cybern, 87; 10-26, 2002.

- [101] De Vlugt E., Van der Helm F.C.T., Schouten A.C. *Closed-loop multivariable system identification for the characterization of the dynamic arm compliance using continuous force disturbances, a model study*. Journal of Neuroscience Methods, 122(2); 123-140, 2003.
- [102] Doemges F., Rack P.M.H. *Task-dependent changes in the response of human wrist joints to mechanical disturbance*. The Journal of Physiology, 447; 575-585, 1992.
- [103] Dolan J.M., Friedman M.B., Nagurka M.L. *Dynamic and loaded impedance components in the maintenance of human arm posture*. IEEE Trans Syst Man Cybern, 23; 698-709, 1993.
- [104] Gomi H., Kawato M. *Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement*. Science, 272; 117-120, 1996.
- [105] Acosta A.M., Kirsch R.F., Perreault E.J. *A robotic manipulator for the characterization of two-dimensional dynamic stiffness using stochastic displacement disturbances*. J Neurosci Methods, 102; 177-186, 2000.
- [106] Akazawa K., Milner T.E., Stein R.B. *Modulation of reflex EMG and stiffness in response to stretch of human finger muscle*. J Neurophysiol, 49; 16-27, 1983.
- [107] SensAble (2014). *SensAble Devices*. Disponible: www.sensegraphics.com.
- [108] Ullrich S., Kuhlen T. *Haptic Palpation for Medical Simulation in Virtual Environments*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 18(4); 617-625, 2012.
- [109] Shahabi C., Barish G., Kolahdouzan M.R., Yao D., Zimmermann R., Fu K., Zhang L. *Alternative techniques for the efficient acquisition of haptic data*. USC Computer Science Technical Report TR-0739. Nov 2000.
- [110] Ambroz M., Prebil I., Kamnik R., Munih M. *System for interactive scientific driving simulation with haptic information*. Advances in Engineering Software, 45(1); 239-251, 2012.
- [111] Pitts M.J., Burnett G., Skrypchuk L., Wellings T., Attridge A., Williams M.A. *Visual-haptic feedback interaction in automotive touchscreens*. Displays, 33(1); 7-16, 2012.
- [112] Suebnukarn S., Haddawy P., Rhiemora P., Gajananan K. *Haptic Virtual Reality for Skill Acquisition in Endodontics*. Journal of Endodontics, 36(1); 53-55, 2010.
- [113] Robles-de-la-Torre G. *Principles of haptic perception in virtual environments*. In M. Grunwald (Ed.), Human Haptic Perception, 363-379, 2008.
- [114] Lahav O., Mioduser D. *Multi-sensory virtual environment for supporting blind persons, acquisition of spatial cognitive mapping, orientation, and mobility skills*. Proceedings of International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technology, 2000.
- [115] Chiaverini S., Siciliano B., Villani L. *A survey of robot interaction control schemes with experimental comparison*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 4(3); 273 - 285, 1999.

- [116] Iida W., Ohnishi K. *Reproducibility and operationality in bilateral teleoperation*. Proceedings of IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, 2004.
- [117] Zacharia Z. *Beliefs, attitudes, and intentions of science teachers regarding the educational use of computer simulations and inquiry-based experiments in physics*. Journal of Research in Science Teaching, 40; 792-823, 2003.
- [118] Minogue J., Jones, M.G. *Haptics in education. Exploring an untapped sensory modality*. Review of Educational Research, 76(3); 317-348, 2006.
- [119] Gaming Joysticks (2014). *Wheels and Gamepads*. Disponible: <http://www.immersion.com>.
- [120] Gaming Joysticks (2014). *Gaming Mice and trackballs*. Disponible: <http://www.immersion.com>.
- [121] Berkelman P.J., Butler Z.J. Hollis R.L. *Design of a hemispherical magnetic levitation haptic interface device*. Proceedings of ASME IMECE, 1996.
- [122] FCS Control Systems (2014). *Robotics*. Disponible: <http://www.fcs-cs.com>.
- [123] Adams R., Moreyra M., Hannaford B. *Excalibur-a three axis force display*. Proceedings of ASME International Mechanical Engineering Congress and Exhibition. 1999.
- [124] Lee C. D., Lawrence D.A., Pao L.Y. *A high-bandwidth force-controlled haptic interface*. Proceedings of ASME International Mechanical Engineering, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2000.
- [125] Baxter W.V., Scheib V., Lin M.C., Manocha D. *Interactive Haptic Painting with 3D Virtual Brushes*. Proceedings of Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 2001.
- [126] Gregory A., Ehmann S., Lin M.C. *Interactive Multiresolution Modeling and 3D Painting with a Haptic Interface*. Proceedings of IEEE Virtual Reality Conference, 2000.
- [127] Van der Linde R.Q., Lammertse P., Frederiksen E., Ruiters B. *The Hapticmaster, a New High-Performance Haptic Interface*. Proceedings of Eurohaptics, 2002.
- [128] Molina M.J., Gutiérrez R.M., Vázquez M.A. *Corrección de deficiencias maxilomalar con Cirugía Ortognática Lefort III. Maxilofacial*, Revista Especializada para el Cirujano Maxilofacial, 1; 16-20, 2000.
- [129] Booth D.F. *Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery; 9 (2); 73-76, 1981.
- [130] Raspall G. *Cirugía maxilofacial: patología quirúrgica de la cara, boca, cabeza y cuello*. Editorial médica panamericana, 2002. ISBN 84-7903-138-7.
- [131] Rodríguez O., Gil F.M., Cordero E. *La cirugía oral y maxilofacial en la Unión Europea*. Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial, 35(4); 150-156, 2013.
- [132] Perdomo A.F. *Conceptos actuales en el manejo de la retrusión mandibular por medio del aparato de Herbst*, Revista de la facultad de odontología, 1(1); 42-50, 2005.

- [133] De Almeida R.R., Weber J. S., Castanha J.F. *Open Anterior Bite- Etiology and Treatment*. Revista Odontológica Dominicana 4(2); 114-124, 1998.
- [134] Morera E., Scola E., N Mir N., Martínez A. *Tratamiento de las deformidades del mentón*. Otorrinolaringológica Española, 59(7); 349-358, 2008.
- [135] Chacón H., Castro Y., Pérez S., Vázquez O., González H.R., Mendoza G. *Simplifying the surgical treatment of the gummy smile*, Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana. 37 (1); 43-49, 2011.
- [136] Kimura T. *Estudio estadístico retrospectivo de pacientes adultos sometidos a cirugía ortognática en el Hospital de Especialidades del CMN Siglo XXI del IMSS, durante el periodo de 1999 a 2001*, Revista ADM, 61(2); 45-53, 2004.
- [137] Licéaga-Reyes R., Trujillo-Fandiño J.J., Licéaga-Escalera C.J., Montoya-Pérez L.A., Rodríguez-Ramírez E. *Cirugía Ortognática en el Hospital Juárez de México. Análisis de 163 casos operados de 2007 a 2010*. Revista Mexicana de Cirugía Bucal y Maxilofacial, 8(1); 10-14, 2012.
- [138] Leiva N., Castellón L., Agurto P., Morovic C.G. *Microsomía Hemifacial, Tratamiento de un Paciente en Crecimiento*. Revista Dental de Chile, 101(3); 31-37, 2010.
- [139] Verdugo-Avello F.J., González E., Pedemonte C., Vargas I. *Root fractures in adults patients: Current treatment proposal*. Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial, 36(2); 24-58, 2014.
- [140] Kallal R.H., Ritto F.G., Almeida L. E., Crofton D.J., Thomas G.P. *Traumatic neuroma following sagittal split osteotomy of the mandible*. International Journal Oral Maxillofacial Surgery, 36(5); 453-4, 2007.
- [141] Ribeiro D.P., Gandelmann I.H., Medeiros P.J. *Comparison of mandibular rami width in patients with prognathism and retrognathia*. International Journal Oral Maxillofacial Surgery., 64(10); 1506-1509, 2006.
- [142] Schoen P., Frotscher M., Eggeler G., Kessler P., Wolff K.D., Boeckmann R. *Modification of the bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) in a study using pig mandibles*. International Journal Oral Maxillofacial Surgery., 40(5); 516-20, 2011.
- [143] Graber T.M., Vanarsdall R.L., Vig K.W.L., Graber L.W. *Ortodoncia: principios y técnicas actuales*. Elsevier España, 2006.
- [144] Ramírez H., Pavic M.E., Vásquez M. *Orthognatic surgery: diagnosis, protocol, treatment and complications. Analysis of clinical experience*. Revista de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello, 66; 221-231, 2006. ISSN 0718-4816.
- [145] Salgado G., Inzunza O., Cantín M., Fuentes R., Inostroza V., Errázuriz M.J., Pavez C. *Evaluation of Mandibular Anatomy Related to Sagittal Split Ramus Osteotomy*. International Journal of Morphology. 30(1); 30-39, 2012.
- [146] Wolford L. *The Mandibular Inferior Border Split*, International Journal of Oral Surgery, 48; 92-94, 1990.

- [147] Molina M.J.L., Soto C.E., Muñoz-Ledo L.G. *Prognatismo y desviación facial*. *Odontólogo Moderno*, 6(2); 17-23, 1977.
- [148] Molina M.J.L., Hernández V.P., Romero M.S., Somoza R.M. *Hiperplasia condilar unilateral y asimetría facial*, *odontólogo moderno*, 522-523, 1979.
- [149] Reyes T.J., Molina M.J.L., Soto C.E. *Prognatismo mandibular en gemelas idénticas*. Reporte de un caso clínico, *Quinta Esencia Edición Española*, 2(10); 1-7, 1980.
- [150] Molina M.J.L. *Fijación rígida en Cirugía Ortognática*. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, 6; 311-315, 1989.
- [151] Solís M.C.E., Molina M.J.L. *Uso actual de las mini placas en cirugía maxilofacial*. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, 47(4); 185-189, 1990.
- [152] Molina M.J.L., Martínez G.A., Gutiérrez R.M. *Artrografía como método de diagnóstico para las lesiones internas de la articulación temporomandibular*. *Cúspides Odontológicas*. 18-22, 1992.
- [153] Molina M.J.L., Hernández C.L., Duarte R.M., Maldonado P.C. *Estética facial en Cirugía Ortognática simultánea*. *Práctica Odontológica*; 14 (7); 23-25, 1993.
- [154] Xiangdong Q.I., Limin M.A., Shizhen Z. *The influence of the closing and opening muscle groups of jaw condyle biomechanics after mandible bilateral sagittal split ramus osteotomy*. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40(6); 159-164, 2012.
- [155] Molina M.J.L., Huerta A.S.E., Gutiérrez R.M. *Estabilidad esquelética en la osteotomía sagital mandibular. Comparación de dos Técnicas de Fijación Rígida-Interna*. *Práctica Odontológica*, 18 (7); 7-13, 1997.
- [156] Molina M.J.L., Ellen L.S., De-Rivera O.S.C. *Estudio comparativo del análisis de la estética facial en Cirugía Ortognática*. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*, 56(3); 101-107, 1999.
- [157] Molina M.J.L., Gutiérrez R.M., Duarte R.M., Vázquez R.M.A., Soto G.S., Pacheco R.L. *Profilaxis antibiótica en Cirugía Ortognática*. *Práctica Odontológica*, 20(10); 8-11, 1999.
- [158] Molina M.J.L., Gutiérrez R.M., Duarte R.M., Vázquez R.M.A, Soto G.S., Pacheco R.L. *Fijación rígida mandibular mediante dos tornillos bicorticales*. *Práctica Odontológica*; 20(11). 34-37, 1999.
- [159] Molina M.J.L., Gutiérrez R.M., Vázquez R.M.A. *Corrección de deficiencias maxilo-malar con Cirugía Ortognática Lefort III*. *Revista Especializada para el Cirujano Maxilofacial*, 1; 16-20, 2000.
- [160] Villafranca C., Cobo J., Fernández P., Jiménez A. *Cefalometría de las vías aéreas superiores*, 4(7); 407-414, 2002.
- [161] Tukasan P.C., Magnani M.B., Nouer D.F., Nouer P.R., Neto J.S., Garbui I.U. *Craniofacial analysis of the tweed foundation in angle class II, division I malocclusion*, 1(19); 69-75, 2005.
- [162] Donado-Rodríguez M. *Cirugía Bucal. Patología y Técnica*. Masson, 2003. ISBN. 978-84-458-0702-6.

- [163] Goaz P.W., White S.C. *Radiología Oral. Principios e Interpretación*, Harcourt. 1995.
- [164] Vorhies J.M., Adams J.W. *Polygonic interpretation of cephalometric findings*. Angle Orthod; 21.194, 1951.
- [165] Perez-Gutierrez B.A. *Módulo de navegación para un sistema de entrenamiento virtual aplicado a cirugía de la base del cráneo*. Tesis de Maestría Departamento de Ingeniería de Sistemas e Industrial, Bioingenium, Universidad Nacional de Colombia, 2008.
- [166] Meier U., Monserrat C., Alcañiz M., Juan M.C., Grau V., Gil J.A., *Simulación quirúrgica*. Manual formativo, 18; 121-131, 2003.
- [167] Heilanda M., Petersikb A., Pflessler B., Tiede U., Schmelzle R., Hohne K.-H., Handels H. *Realistic haptic interaction for computer simulation of dental surgery*. Elsevier, Proceedings of International Congress Series, 1268;1226-1229, 2004.
- [168] Ostrovsky G. *Virtual Reality Medical Simulator Being Adopted by Duke Medical School*. Med Gadget 2; 2010.
- [169] Turlington J.Z., Higgins W.E. *New techniques for efficient sliding thin-slab volume visualization*. IEEE Trans. Med. Imaging, 20(8); 823-835, 2001.
- [170] Avis N.J., Briggs N.M., Kleiner mann F., Hose D.R., Brown B.H., Edwards M.H., *Anatomical and Physiological Models for Surgical Simulation*, Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 62; 23-29, 1999.
- [171] Satava R.M. *Health Care in the Information Age, Medical Virtual Reality*, IOS Press and Ohmsa, 100-106, 1996.
- [172] Casao J.M., Morales R., Azorín J.M., Pérez C, Sabater J.M., García N. *Implementación de Objetos Deformables en un Simulador Dinámico*, Proceedings XXVII Jornadas de Automática, 2007.
- [173] Meier, U., López, O., Monserrat, C., Juan, M.C., Alcañiz, M. *Real-time deformable models for surgery simulation*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 77(3); 183-197, 2005.
- [174] Galindo J., Visbal L. *Simulación, herramienta para la educación médica*. Taller de Simulación y Adiestramiento Clínico Quirúrgico. 23(1), 79-95, 2007.
- [175] Morandeira A., Cabrera A., Sabench F., Hernández M., Del Castillo D. *Simulador de bajo coste para el entrenamiento de habilidades laparoscópicas básicas*. Cirugía Española, 87, 26-32, 2010.
- [176] Díaz C., Trefftz H., Bernal J., Eliuk S. *General algorithms for laparoscopic surgical simulators*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica 8; 57-70, 2010.
- [177] Xie K., Yang J., Zhu Y.M. *Real-time rendering of 3D medical data sets*. Future Generation Computer Systems, 21; 573-581, 2005.
- [178] Beyer N. *Creative Educational Methodologies. Using a Childbirth Simulator with Baccalaureate Nursing Students*. Newborn and Infant Nursing Reviews, 9(2); 88-90, 2009.

- [179] Daly M.K., Gonzalez E., Siracuse-Lee D., Legutko P.A. *Efficacy of surgical simulator training versus traditional wet-lab training on operating room performance of ophthalmology residents during the capsulorhexis in cataract surgery*. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 39(11); 1734-1741, 2013.
- [180] Schirmbeck E.U., Habelbeck C., Mayer H., Nagy I., Knoll A., Freyberger F.K.B., Popp M., Wildhirt S.M., Lange R., Bauernschmitt R. *Evaluation of haptic in robotic heart surgery*. Proceedings of International Congress Series 1281; 730–734, 2005.
- [181] Yi S.Y., Woo H.S., Ahn W.J., Kwon J.Y., Lee D.Y. *New colonoscopy simulator with improved haptic fidelity*. Advanced Robotics, 20(3); 349–365, 2006.
- [182] Gauger P.G., Hauge L.S., Andreatta P.B., Hamstra S.J., Hillard M.L., Arble E.P., Kasten S.J., Mullan P.B., Cederna P.S, Minter R.M. *Laparoscopic simulation training with proficiency targets improves practice and performance of novice surgeons*. The American Journal of Surgery. 199; 72–80, 2010.
- [183] Wu J., Wang D., Wang C.C.L., Zhang Y. *Toward Stable and Realistic Haptic Interaction for Tooth Preparation Simulation*. J. Comput. Inf. Sci. Eng. 10(2); 7-21, 2010.
- [184] Luciano C., Banerjee P., DeFanti T. *Haptics-based virtual reality periodontal training simulator*. Virtual Reality, 13; 69-85, 2009.
- [185] Kim L., Hwang Y., Park S.H., Ha S. *Dental Training System using Multi-modal Interface*. Computer-Aided Design and Applications, 2 (5); 591-598, 2005.
- [186] Yu H., Shen G., Wang X., Zhang S., Fan X., Liu B. *Surgical planning and simulation system for orthognathic surgery based on virtual reality*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 38(5); 563-563, 2009.
- [187] Wagner A., Rasse M., Millesi W., Ewers R. *Virtual reality for orthognathic surgery. The augmented reality environment concept*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 55 (5); 456–462, 1997.
- [188] Nadjmi N., Mollemans W., Daelemans A., Van Hemelen G., Schutyser F., Berge S. *Virtual occlusion in planning orthognathic surgical procedures*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 39 (5); 457-462, 2010.
- [189] Medicim (2014). *Medical image computing*. Disponible: <http://www.medicim.com>.
- [190] Polley J.W., Figueroa A.A. *Orthognathic Positioning System. Intraoperative System to Transfer Virtual Surgical Plan to Operating Field During Orthognathic Surgery*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 71(5); 911-920, 2013.
- [191] Medical modeling (2014), *VSP-OPS* Disponible: <http://www.medicalmodeling.com>.
- [192] Chapuis J., Schramm A., Pappas I., Hallermann W., Schwenzer-Zimmerer K., Langlotz F., Caversaccio M. *A new system for computer-aided preoperative planning and intraoperative navigation during corrective jaw surgery*. IEEE Trans Inform Technol Biomed, 11; 274–287, 2006.
- [193] Swennen G., Mollemans W., De Clerq C., Abeloos J., Lamoral P., Lippens F., Neyt N., Casselman J., Schutyser F. *A cone-beam computed tomography triple scan*

- procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. Journal Craniofacial Surgery, 20; 297-307, 2009.*
- [194] Mollemans W., Schutyser F., Nadjmi N., Maes F., Suetens P. *Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system, from computational strategies to a complete clinical validation. Med Image Anal, 11; 282 - 301, 2007.*
- [195] Amira software (2014), *3D Analysis Software for Life Sciences*. Disponible: <http://www.vsg3d.com>.
- [196] Schendel S.A., Jacobson R. *Three-Dimensional Imaging and Computer Simulation For Office-Based Surgery. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 67(10); 2107-14, 2009.*
- [197] Tucker S., Soares-Cevidanes L.H., Styner M., Kim H., Reyes M., Proffit W., Turvey T. *Comparison of Actual Surgical Outcomes and 3-Dimensional Surgical Simulations. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 68(10); 2412-21, 2010.*
- [198] Guang-sen Z., Yu-xiong S., Gui-qing L., Pei-feng J., Li-zhong L., Si-en Z., Hai-chao L. *Mandible Reconstruction Assisted by Preoperative Simulation and Transferring Templates. Cadaveric Study of Accuracy. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 70(6); 1480-1485, 2012.*
- [199] Xia J.J., Shevchenko L., Gateno J., Teichgraeber J.F., Taylor T.D., Lasky R.E., English J.D., Kau C.H., McGrory K.R. *Outcome study of computer-aided surgical simulation in the treatment of patients with craniomaxillofacial deformities. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 69(7); 2014-2024, 2011.*
- [200] Jones R.M. *The validity of computer-assisted simulation system for orthognathic surgery (CASSOS) for planning the surgical correction of facial deformity. Master Thesis, University of Glasgow, 2005.*
- [201] SurgiCase (2014). *Materialise maxillofacial*. Disponible: <http://www.cranio-materialise.com>.
- [202] Marchetti C., Bianchi A., Muyldermans L., Di Martino M., Lancellotti L., Sarti A., *Validation of new soft tissue software in orthognathic surgery planning. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 40(1); 26-32, 2011.*
- [203] Pohlenz P., Grobe A., Petersik A., Von-Sternberg N., Pflesser B., Pommert A., Hohne K.-H., Tiede U., Springer I., Heiland M. *Virtual Dental Surgery as a New Educational Tool In Dental School. J Craniomaxillofac Surg., 38(8); 560-564, 2010.*
- [204] Baerentzen A. *Octree-based volume sculpting, Proceedings of IEEE Visualization '98, 1998.*
- [205] Mischkowski R.A., Zinser M., Kübler A., Seifert U., Zöller J.E. *The Hollowman - a virtual reality tool in cranio-maxillofacial surgery. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of International Congress and Exhibition, 1268; 658-661, 2004.*
- [206] Orentlicher G., Goldsmith D., Horowitz A. *Applications of 3-Dimensional Virtual Computerized Tomography Technology in Oral and Maxillofacial Surgery. Current*

- Therapy*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 68; 1933-1959, 2010.
- [207] Wang Q., Chen H, Wu W., Jin H.Y., Heng P-A. *Real-Time Mandibular Angle Reduction Surgical*. IEEE transactions on information technology in biomedicine, 16(6); 1105-1114, 2012.
- [208] Swennen G.R.J., Mollemans W., Schutyse F. *Three-Dimensional Treatment Planning of Orthognathic Surgery in the Era of Virtual Imaging*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 67(10); 2080-2092, 2009.
- [209] Pflesser B., Petersik A., Tiede U., Höhne K.H., Leuwer R. *Volume cutting for virtual petrous bone surgery*. Comput. Aided Surg, 2; 74-83, 2002.
- [210] OpenHaptics (2014). *Geomagic*. Disponible <http://www.geomagic.com>.
- [211] Tsai M.D., Hsieh M.S., Tsai C.H., *Bone drilling haptic interaction for orthopaedic simulator*. Comput Biol Med, 37; 1709–1718, 2007.
- [212] OpenGL (2014). *OpenGL The Industry's Foundation for High Performance Graphics*. Disponible: <http://www.opengl.org/>
- [213] Suebnukarn S., Phatthanasathiankul H., Sombatweroje S., Rhienmora P., Haddawy P. *Process and outcome measures of expert/novice performance on a haptic virtual reality system*. Journal of Dentistry, 37 (9); 658-665, 2009.
- [214] Eriksson M.G., Dixon M., Wikander J., *A Haptic VR Milling Surgery Simulator – Using High-Resolution CT-Data*, Stud Health Technol Inform.,119;138-43, 2006.
- [215] SenseGraphics H3DAPI (2014). *SenseGraphics vision is to facilitate application development of haptic*. Disponible: <http://www.sensegraphics.com>.
- [216] Ullah F., Kang P., *Visual, Haptic, and Auditory Realities Based Dental Training Simulator*. Proceedings of International Conference in Information Science and Applications, 2012.
- [217] Noborio H., Sasaki D., Kawamoto Y., Tatsumi T., Sohmura T., *Mixed reality software for dental simulation system, in Haptic Audio visual Environments and Games*. Proceedings of IEEE International Workshop on HAVE, 2008.
- [218] Sohmura T.H., Hojo M., Nakajima K., Wakabayashi M., Nagao S., Iida T. *Prototype of simulation of orthognathic surgery using a virtual reality haptic device*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 33; 740-750, 2004.
- [219] Free form (2014). *Geomagic*. Disponible: <http://geomagic.com>.
- [220] VG Studio Maz (2014). *Volume graphics, solution about voxels*. Disponible: <http://www.volumegraphics.com>.
- [221] Chai 3D (2014). *Chai 3D*. Disponible: <http://www.chai3d.org>.
- [222] Visualisation Tool Kit (2014). *VTK*. Disponible: <http://www.vtk.org>.
- [223] Wu F., Chen X., Lin Y., Wang C., Wang X., Shen G. *A virtual training system for maxillofacial surgery using advanced haptic feedback and immersive workbench*. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 10; 78-87, 2014.

- [224] Yang X., Hua J., Zhua S., Liang X., Li J., Luo E. *Computer-assisted surgical planning and simulation for condylar reconstruction in patients with osteochondroma*. British Journal Oral Maxillofacial Surgery, 49 (3); 203-208, 2011.
- [225] Yang H.J., Lee W.J., Yi W.J., Hwang S.J. *Interferences between mandibular proximal and distal segments in orthognathic surgery for patients with asymmetric mandibular prognathism depending on different osteotomy techniques*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 110(1); 18-24, 2010.
- [226] CyberMed (2014). *V-Works*. Disponible: <http://www.ondemand3d.com>.
- [227] Troulis M.J., Everett P., Seldin E.B., Kikinis R., Kaban L.B. *Development of a three dimensional treatment planning system based on computed tomographic data*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 31; 349-357, 2007.
- [228] 3D Slicer (2014). *3D Slicer*. Disponible: <http://www.slicer.org>.
- [229] Wittwer G., Adeyemo W.L., Beinemann J., Juergens P. *Evaluation of risk of injury to the inferior alveolar nerve with classical sagittal split osteotomy technique and proposed alternative surgical techniques using computer-assisted surgery*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 41; 79-86, 2012.
- [230] Erkmén E., Simsek B., Yücel E., Kurt A. *Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy, setback surgery-posterior loading*. British Journal Oral Maxillofacial Surgery, 43 (2); 97-104, 2005.
- [231] James T.P., Pearlman J.J., Saigal A. *Predictive force model for haptic feedback in bone sawing*. Medical Engineering & Physics, 35(11); 1638-1644, 2013.
- [232] Oris Line (2014). *OrisCeph*. Disponible: www.orisline.com.
- [233] FACAD (2014). *Tracing & Cephalometric*. Disponible: www.facad.com.
- [234] Digital Cef (2014). *Cefalometria digital*. Disponible: www.digitalcef.com.ar.
- [235] Carmen Dental UX (2014). *Kubicam*. Disponible: www.carmendental.com.
- [236] VistaDent (2014). *VistaDent OC*. Disponible: www.gactechnocenter.com.
- [237] Radiocef Studio (2014). *Radiocef ORTO*. Disponible: www.radiocefstudio.com.
- [238] Yasunaga (2014). *CephaloMetrics AtoZ*. Disponible: www.yasunaga.co.jp.
- [239] NemoTec (2014), *NemoCeph*. Disponible: www.nemotec.com.
- [240] AxCeph (2014). *AxCeph*. Disponible: www.axceph.com.
- [241] Onyx (2014), *OnixCeph*. Disponible: www.onyx.orthorobot.com.
- [242] Fyitek (2014). *Fyitek*. Disponible: www.fyitek.com.
- [243] Planpino (2014). *Ortomed*. Disponible: www.planpino.com.
- [244] QuickCeph (2014). *Quick Ceph Systems*. Disponible: www.quickceph.com.
- [245] Cangialosi T.J., Chung J.M., Elliott D.F., Meistrell M.E. Jr. *Reliability of computer-generated prediction tracing*. Angle Orthod., 65(4); 277-84, 1995.
- [246] Naini F.B., Otasevic M., Vasir S.N. *Comparison of manual tracing, digitising and computer cephalometric analysis*. Virtual Journal of Orthodontics, 15; 3(4) 2001.
- [247] Redmond W.R. *Information technology, revolution in orthodontics*. Virtual Journal of Orthodontics, 4(2), 612-621, 2001.

- [248] Chen Y.J., Chen S.K., Yao J.C., Chang H.F. *The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry*. Angle Orthod, 74(2); 155-161, 2004.
- [249] Olszewski R., Cosnard G., Macq B. *3D CT-based cephalometric analysis. 3D cephalometric theoretical concept and software*. Neuroradiology, 48 (11); 853-62, 2006.
- [250] Kwon T.G., Park H.S., Ryoo H.M. *A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry--a three-dimensional analysis with computed tomography*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 35 (1); 43-8, 2006.
- [251] Katsumata A., Fujishita M., Maeda M. *3D-CT evaluation of facial asymmetry*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 99 (2); 212-220, 2005.
- [252] Cavalcanti M.G.P., Haller J.W., Vannier M.W. *Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning, Experimental validation in vitro*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 57 (6); 690-694, 1999.
- [253] Olszewski R., Zech F., Cosnard G., Nicolas V., Macq B., Reyhler H. *Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis, experimental validation in vitro*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 36; 828-833, 2007.
- [254] Swennen G.R., Schutyser F. *Three-dimensional virtual approach to diagnosis and treatment planning of maxillo-facial deformity*. Distraction Osteogenesis of the Facial Skeleton, BC Decker Inc, Hamilton, 2007.
- [255] Kragsskov J., Bosch C., Gyldensted C., Sindet-Pedersen S. *Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans*. Cleft Palate Craniofac Journal, 34; 111-116, 1997.
- [256] Adams G.L., Gansky S.A., Miller A.J. *Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls*. J Orthod Dento-facial Orthop., 126 (4); 397-409, 2004.
- [257] Rooppakhun S., Piyasin S., Sitthiseriprati K. *3D CT Cephalometric. A Method to Study Cranio-Maxillofacial Deformities*. Proceeding of ISBME 2006; 177-181, 2006.
- [258] Park S.H., Yu H.S., Kim K.D. *A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography*. J Orthod Dento-facial Orthop. 129 (5); 23-34, 2006.
- [259] Bholasithi W., Sinthanayothin C., Chintakanon K. *Comparison between 3D and 2D Cephalometric Analysis of 200 Thai Patients*. Proceeding of World Congress on Bioeng, 2007.
- [260] Van-Vlijmen O.J.C., Maal T., Bergé S.J., Bronkhorst E.M., Katsaros C., Kuijpers-Jagtman A.M. *A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of*

- human skulls*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 39(2); 156-160, 2010.
- [261] Keeve E., Girod S., Girod B. *Computer-aided craniofacial surgery*. Proceeding Computer Assisted Radiology, 1996.
- [262] Aoki Y., Terajima M., Hoshino Y., Nakasima A., Hashimoto S. *Computer aided system for orthognathic diagnosis utilizing 3D geometric head model in Systems*. Proceeding of IEEE International Conference on Man and Cybernetics, 2001.
- [263] Magic (2014). *Materialise*. Disponible: <http://www.cranio-maxillofacial.materialise.com>
- [264] Zachow S., Gladilin E., Zeilhofer H.-F., Sader R. *Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery*. Proceeding of MICCAI 2001, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 473-481, 2001.
- [265] Yeshwant K. C., Seldin E. B., Kikinis R., Kaban L. B. *A Computer-Assisted Approach to Planning Multidimensional Distraction Osteogenesis*. Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics, 13(3); 1-12, 2005.
- [266] Schendel S. A., Lane C., *3D orthognathic surgery simulation using image fusion*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 67; 2107-2014, 2009.
- [267] 3dMD (2014). *Surgical simulation*. Disponible: <http://www.3dmd.com/>.
- [268] H3D.org (2014). *Open Source Haptics*. Disponible: <http://www.h3dapi.org/>
- [269] Ritchie J.M., Lim T., Medellin H., Sung R.S. (2009). *A haptic based virtual assembly system for the generation of assembly process plans*. Proceeding of XV Congreso Internacional SOMIM, 2009.
- [270] Seugling, A., y Rölin, M. *Evaluation of physics engines and implementation of a physics module in a 3D authoring tool*. Tesis de maestría en ciencias de la computación, Umea University, 2009.
- [271] Seth A., Vance J.M., Oliver J. H. *Virtual reality for assembly methods prototyping: a review*. Virtual Reality, 15(1); 5-50, 2001.
- [272] Popescu V., Burdea G., Bouzit M. *Virtual Reality Simulation Modeling for a Haptic Glove*. Proceedings of Computer Animation, 195-200; 1999.
- [273] Pinto-Salamanca M.L., Sabater-Navarro J.M., Sofrony-Esmeral J. *Analysing collision detection in a virtual environment for haptic applications in surgery*. Ingenieria e Investigacion, 31(1); 204-212, 2011.
- [274] Yan X.-T., Hernandez E., Arnez V., Govea E., Lim T., Li Y., Corney J., Villela V. *A novel haptic model and environment for maxillofacial surgical operation planning and manipulation*. Proceedings of the 37th International MATADOR 2012 Conference, 2013.
- [275] Govea-Valladares E., Medellín-Castillo H.I., Fletcher C., Lim T., Ritchie J., Yan X., Arnez V., Hernandez E. *Idealising mesh modelling for haptic enabled services and operands*. Proceedings of the 37th International MATADOR 2012 Conference, 2013.

- [276] Quammen C., Weigle C., Taylor II R.M. *Boolean Operations on Surfaces in VTK Without External Libraries*, Insight Journal, 797-812, 2011.
- [277] Hazewinkel M. *Union of sets*. Encyclopedia of Mathematics, Springer, 2001. ISBN 978-1-55608-010-4.
- [278] Dell (2014). *Latitude 420*. Disponible: www.dell.com.
- [279] Sony Support (2014). *Sony Vaio FJ330F*. Disponible: <http://esupport.sony.com>.
- [280] Oracle (2014). *SUN Ultra 40 M2 Workstation*. Disponible: <http://www.oracle.com>.
- [281] Hugo Medellín, Germánico González, Raquel Espinosa, Eder Govea, Theodore Lim. *Desarrollo de Aplicaciones de Realidad Virtual y Sistemas Hápticos en Ingeniería, Medicina y Arte*. Congreso Interdisciplinario de Cuerpos Académicos (CICA) 2014 Conference, 2014.
- [282] Govea-Valladares E.H., Medellín-Castillo H.I., Lim, T., Khambay B., Rodríguez-Florido M., Ballesteros J. *Development of a Virtual Simulator for Planning Mandible Osteotomies in Orthognathic Surgeries*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 33(2); 147-158, 2012.
- [283] Águila F.J. *Manual de Cefalometría*. Actualidades Médicas Odontológicas, Latinoamericanas. Edición 1996.
- [284] Bottiroli A., González M., Basile M.J. *Variación y precisión de las medidas angulares en cefalometría*. Rev. Sociedad Argentina de Ortodoncia 63 (126); 5-24, 2012.
- [285] Houston W.B.J. *The analysis of error in orthodontic measurements*. Am.J.Orthod. Dentofac. Orthop. 83; 382-390, 1983.
- [286] Houston W.B.J., Mane. R.E., Elhoy D. *Sources of error in measurements from cephalometric radiographs*, Eur.J. Orthod., 8;149-151, 1986.
- [287] McNamara Jr J. A., *Tratamiento Ortodóntico y Ortopédico en la dentición mixta*. Ediciones Nelly Bradish Spirey, 1995.
- [288] Kamoen A., Dermaut L., Verbeeck R. *The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results*. Eur. J. Orthod.; 23(5); 569-78, 2001.
- [289] Midtgård J., Björk G., Linder-Aronson S. *Reproducibility of cephalometric landmarks and error of measurements of cephalometric cranial distance*, Angle Orthod.; 44;56-61, 1974.
- [290] Tortosa-Grau L., Vicent-Francés L.F. *Introducción a la geometría analítica*. Ramón Torres Gosálvez (Ed), 2008. ISBN 978-84-95434-50-0.
- [291] Isabel B. *Geometría analítica para la distensión*. Asociación Cultural Tántalo. ISBN 978-84-935334-4-1
- [292] Carmona-Suárez E.J., Aristizabal-Zapata J.H. *Geometría Analítica*. Elizcom S.A.S, 2010.
- [293] 3dvia (2014). *3dvia*. Disponible: <http://www.3dvia.com>.
- [294] Montgomery D.C., *Diseño y análisis de experimentos*. Editorial limusa, 2004.

Apéndices

Apéndice A

Especificaciones técnicas y físicas del dispositivo háptico Phantom Omni de SenSable.

Tópico	Característica
Área de trabajo de la retroalimentación de fuerza	~6.4 W x 4.8 H x 2.8 D in. > 160 W x 120 H x 70 D mm.
Superficie que ocupa la base en el escritorio	6 5/8 W x 8 D in. ~168 W x 203 D mm.
Peso	3 lbs. 15 oz.
Rango de movimiento	Todo el movimiento de la muñeca de la mano
Resolución de posición nominal	> 450 dpi. ~ 0.055 mm.
Fuerza máxima nominal (brazos ortogonales extendidos)	0.75 lbf. (3.3 N)
Fuerza continua (24 hrs.)	> 0.2 lbf. (0.88 N)
Rigidez	X axis > 7.3 lbs. / in. (1.26 N / mm.) Y axis > 13.4 lbs. / in. (2.31 N / mm.) Z axis > 5.9 lbs. / in. (1.02 N / mm.)
Inercia	~0.101 lbm. (45 g)
Fuerza de retroalimentación	x, y, z
Detección de la posición	x, y, z (digital encoders) [Pitch, roll, yaw (\pm 5% linearity potentiometers)
Interface	IEEE-1394 FireWire® port: 6-pin to 6-pin
Plataforma compatible	Intel or AMD-based PCs
Compatible con OpenHaptics® Toolkit	Si

Apéndice B

Especificaciones técnicas y físicas del dispositivo háptico Falcon de Novint.

Tópico	Característica
Área de trabajo en 3D	4 "x 4" x 4"
Capacidades de la Fuerza	> 2 libras
Posición	> 400 dpi
desconexión rápida del mango	<1 segundo el tiempo de cambio
Interfaz de comunicación	USB 2.0
Tamaño	9 "x 9" x 9"
Peso	6 libras
Potencia	30 volts, 100V-240V, 50Hz-60Hz

Apéndice C

Script de la Función ScriptOst programada en Phyton, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código principal con la que se inicia la simulación del proceso de osteotomía virtual. El código muestra como llama a las funciones GameEngineOst y Obejtos y las ejecuta iniciando con la última de estas.

```
import bpy
import os
bpy.ops.text.open(filepath="/home/GameEngineOst.py")
bpy.ops.text.open(filepath="/home/Objetos.py")

import Objetos
import GameEngineOst

from Objetos import obj
from GameEngineOst import GEOst

def run():

    obj()
    GEOst()

if __name__ == "__main__":
    run()
```

Apéndice D

Script de la Función “Objetos” programada en Phyton, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código para colocar en la plataforma virtual un cráneo, una mandíbula, una sierra, una lámpara y una cámara, elementos usados para la osteotomía virtual. Además también muestra el procedimiento para incluir texturas, escalas, colores y la ubicación inicial dentro del espacio de trabajo de la simulación.

```
import bpy
import os

def obj():

    realpath = os.path.expanduser("/home/bone.jpeg")
    realpath2= os.path.expanduser("/home/acero2.jpg")

    #Sierra
    bpy.ops.mesh.primitive_cube_add()
    sie=bpy.data.objects['Cube']
    sie.name="sierra"
    sie.scale = (0.25, 2.0, 0.5)
    sie.select = True
    sie.location[0]= 3.5
    sie.location[1]=-3.5
    sie.location[2]= 3.5
    #modo edicion
    bpy.ops.object.editmode_toggle()
    #modo triangularizamos malla
    bpy.ops.mesh.quads_convert_to_tris()
    #regresar al modo objeto
    bpy.ops.object.editmode_toggle()

    #La Lampara
    bpy.ops.object.lamp_add(type="SUN", location=(14.393,-13.877,16.528))
    #bpy.ops.object.lamp_add(type="SUN", location=(14.393,-
    13.877,16.528), rotation=(00.00, 00.00, 00.00))
    lamp = bpy.data.objects['Sun']
    lamp.rotation_euler[1]=-150
    lamp.rotation_euler[2]=150

    #Cargamos el modelo del craneo completo #Ubuntu

    bpy.ops.import_scene.autodesk_3ds(filepath="/home/eder/Dropbox/Blnder259/
    SkullOK.3ds")

    #Madibula
    man=bpy.data.objects["jaw"]
    man.name="mandibula"
```

```

scn = bpy.context.scene
scn.objects.active = man
man.location[0]= 1.500
man.location[1]=-0.000
man.location[2]= 4.870
man.select = True
bpy.ops.object.shade_smooth()

#Se lee la imagen para la textura de la mandibula
TexMan=bpy.data.textures.new("TexManN", type="IMAGE")
TexMan.image=bpy.data.images.load(realpath)

# Material de la mandibula
MatMan=bpy.data.materials.new("MatManN")
MatMan.diffuse_color = (0.0,0.26,0.5)
MatMan.diffuse_shader = 'LAMBERT'
MatMan.diffuse_intensity = 1.0
MatMan.specular_shader = 'COOKTORR'
MatMan.specular_intensity = 0.5
MatMan.ambient = 1

#Se agrega la textura al material
mtex = MatMan.texture_slots.add()
mtex.texture = TexMan

#Se asigna al objeto material (con textura)
man.data.materials.append(MatMan)

#Craneo
cra=bpy.data.objects["skull"]
cra.name="craneo"
cra.location[0]= 0.000
cra.location[1]=-0.000
cra.location[2]= 7.793
cra.select = True
bpy.ops.object.shade_smooth()

#Se agrega elmaterial del Skull
MatSku=bpy.data.materials.new("MatSkuN")
MatSku.use_transparency=True
MatSku.alpha=0.4
MatSku.specular_alpha=0
MatSku.raytrace_transparency.fresnel=1
MatSku.raytrace_transparency.fresnel_factor=1.75
cra.data.materials.append(MatSku)

```

Apéndice E

Script de la Función “GameEngineOst” programada en Phyton, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código para crear los elementos del Game Engine (sensores, controladores y actuadores) de los elementos sierra y mandíbula utilizadas para la osteotomía virtual. Estos elementos del Game Engine permitirán el movimiento de la sierra en tiempo de simulación por medio del teclado y el mouse.

```
import bpy

def GEOst():

    #Movimiento hacia la derecha
    #Sensor
    bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD", name="DerSens",
object="sierra")
    bpy.data.objects['sierra'].game.sensors['DerSens']
    SenDer=bpy.data.objects['sierra'].game.sensors['DerSens']
    SenDer.key="RIGHT_ARROW"

    #Controlador

    bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Der",object="sierra")
    ConDer = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Der"]

    #Actuador

    bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="DerAct",object="sierra")
    DerAct=bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["DerAct"]
    DerAct.offset_location[0]=0.05

    #Controlador - Sensor
    ConDer.link(SenDer)

    #Actuador - Controlador
    DerAct.link(ConDer)

    #-----
    -----

    #Movimiento hacia la izq
    #Sensor
    bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD", name="IzqSens",
object="sierra")
    SenIzq = bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["IzqSens"]
    SenIzq.key="LEFT_ARROW"

    #Controlador
```

```

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Izq",object="sierra")
    ConIzq = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Izq"]

    #Actuadr

bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="IzqAct",object="sierra")
    ActIzq = bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["IzqAct"]
    ActIzq.offset_location[0]=-0.05

    #Controlador - Sensor
    ConIzq.link(SenIzq)

    #Actuador - Controlador
    ActIzq.link(ConIzq)

#-----
-----

    #Movimiento hacia la Arriba
    #Sensor
    bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD",                                name="ArrSens",
object="sierra")
    SenArr = bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["ArrSens"]
    SenArr.key="UP_ARROW"

    #Controlador

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Arr",object="sierra")
    ConArr = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Arr"]

    #Actuadr

bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="ArrAct",object="sierra")
    ActArr = bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["ArrAct"]
    ActArr.offset_location[1]=0.05

    #Controlador - Sensor
    ConArr.link(SenArr)

    #Actuador - Controlador
    ActArr.link(ConArr)

#-----
-----

    #Movimiento hacia la Abajo
    #Sensor
    bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD",                                name="AbaSens",
object="sierra")

```

```

SenAba = bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["AbaSens"]
SenAba.key="DOWN_ARROW"

#Controlador

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Aba",object="sierra")
ConAba = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Aba"]

#Actuadr

bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="AbaAct",object="sierra")
ActAba = bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["AbaAct"]
ActAba.offset_location[1]=-0.05

#Controlador - Sensor
ConAba.link(SenAba)

#Actuador - Controlador
ActAba.link(ConAba)

#Movimiento Z positivo
#Sensor
bpy.ops.logic.sensor_add(type="MOUSE", name="SensUp",
object="sierra")
SenUp = bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["SensUp"]
SenUp.mouse_event="WHEELUP"

#Controlador

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Up",object="sierra")
ConUp = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Up"]

#Actuadr

bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="UpAct",object="sierra")
ActUp = bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["UpAct"]
ActUp.offset_location[2]=0.05

#Controlador - Sensor
ConUp.link(SenUp)

#Actuador - Controlador
ActUp.link(ConUp)

#-----

#Movimiento Z negativo
#Sensor
bpy.ops.logic.sensor_add(type="MOUSE", name="SensDown",
object="sierra")

```

```

SenDown = bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["SensDown"]
SenDown.mouse_event="WHEELDOWN"

#Controlador

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Down",object="sierra"
)
ConDown = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["Down"]

#Actuadr

bpy.ops.logic.actuator_add(type="MOTION",name="DownAct",object="sierra")
ActDown = bpy.data.objects["sierra"].game.actuators["DownAct"]
ActDown.offset_location[2]=-0.05

#Controlador - Sensor
ConDown.link(SenDown)

#Actuador - Controlador
ActDown.link(ConDown)

#-----

#Actualizar la posicion del cortador
#Sensor
bpy.ops.logic.sensor_add(type="ALWAYS", name="PosSens",
object="sierra")
SenPos=bpy.data.objects["sierra"].game.sensors["PosSens"]
SenPos.use_pulse_true_level=True

#Controlador

bpy.ops.logic.controller_add(type="PYTHON",name="PosPy",object="sierra")
ConPos = bpy.data.objects["sierra"].game.controllers["PosPy"]
ConPos.mode = "SCRIPT"
bpy.ops.text.open(filepath="/home/eder/Escritorio/union de codigo
osteotomía con renderizado/MovSierra.py")
ConPos.text = bpy.data.texts["MovSierra.py"]

#Controlador - Sensor
SenPos.link(ConPos)

#-----

##Operacion booleana de diferencia para cortar dos mallas y
renderizado
##Sensor
bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD", name="Corte",
object="mandibula")
SenCor = bpy.data.objects["mandibula"].game.sensors["Corte"]

```

```

SenCor.key="C"

#CONTROLADOR PARA SCRIP Y CARGAR EL CODIGO

bpy.ops.logic.controller_add(type="PYTHON",name="ctrPy",object="mandibula
")
    ConCor = bpy.data.objects["mandibula"].game.controllers["ctrPy"]
    ConCor.mode = "SCRIPT"
    #bpy.ops.text.new()
    bpy.ops.text.open(filepath="/home/eder/Escritorio/union de codigo
osteotomía con renderizado/BoolDiff.py")
    ConCor.text = bpy.data.texts["BoolDiff.py"]

    ##Controlador - Sensor codigo corte
    ConCor.link(SenCor)

bpy.ops.logic.controller_add(type="LOGIC_AND",name="Rend",object="mandibu
la")
    ConRen = bpy.data.objects["mandibula"].game.controllers["Rend"]

    ##Controlador - Sensor render
    ConRen.link(SenCor)

    #Actuador

bpy.ops.logic.actuator_add(type="SCENE",name="Render",object="mandibula")
    ActRen = bpy.data.objects["mandibula"].game.actuators["Render"]
    ActRen.mode="SET"
    ActRen.scene=bpy.data.scenes['Scene']

    #Actuador - Controlador
    ActRen.link(ConRen)

```

Apéndice F

Script de la Función “boolDiff” programada en Python, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código por medio del cual se ejecuta la operación booleana diferencia, utilizada para simular el corte de una mandíbula con una sierra.

```
import bpy
import bge

jaw=bpy.data.objects['mandibula']
scn = bpy.context.scene
scn.objects.active = jaw

tool=bpy.data.objects['sierra']
mod = jaw.modifiers.new('Chain','BOOLEAN')
mod.operation = "DIFFERENCE"
mod.object = tool
bpy.ops.object.modifier_apply(apply_as='DATA', modifier="Chain")
```

Apéndice G

Script de la Función “Función link” programada en Python, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código por medio del cual se realiza la conexión entre el sensor, actuador y controlador del elemento.

```
import bpy

bpy.ops.logic.sensor_add(type="KEYBOARD", name="sens", object="Cube")
initSensor = bpy.data.objects["Cube"].game.sensors["sens"]

ctr =
bpy.ops.logic.controller_add(type="PYTHON", name="ctrPy", object="Cube")
obj = bpy.data.objects["Cube"].game
obj_ctr = obj.controllers[0]
obj_ctr.mode = "SCRIPT"
initController = bpy.data.objects["Cube"].game.controllers["ctrPy"]

initController.link(initSensor)
```

Apéndice H

Script de la Función “MovSierra” programada en Phyton, implementada en la plataforma VOSS en Blender. Esta función presenta el código por medio del cual se especifican los movimientos de la sierra en el espacio de trabajo 3D.

```
import bge
import bpy

cont = bge.logic.getCurrentController()
own = cont.owner

tool=bpy.data.objects['sierra']
scn = bpy.context.scene
scn.objects.active = tool
tool.location[0]=own.position.x
tool.location[1]=own.position.y
tool.location[2]=own.position.z
```