



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN
Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas

**ESQUEMA HUMANO-MÁQUINA PARA LA SIMULACIÓN VIRTUAL
HÁPTICA DE UNA CRANEOTOMÍA PTERIONAL**

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN

PRESENTA:
AGUSTÍN GALLO FERNÁNDEZ

TUTOR:
DR. MIGUEL ÁNGEL PADILLA CASTAÑEDA
ICAT, UNAM

CIUDAD DE MÉXICO, DICIEMBRE DE 2019



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Antes que nada, agradezco a mi familia por estos 2 años y medio de apoyo. A mis padres, **Agustín y Rocío**, que cada vez que vienen de visita son unas pequeñas vacaciones; a mis hermanos **Pedro y Andrés** por soportar mis divagues y ser mis roomies durante este tiempo; a mi hermano **Juan José** que a pesar de la distancia siempre ha mostrado su apoyo e interés; a mi hermana **Sofía** que siempre es un gusto verla y compartir gustos culposos y echarnos pequeñas maratones de series.

A **Paulina**, por siempre apoyarme, visitarme, aguantarme y darme consejo.

A **Esdras y José Luis Guiza** por siempre tener tiempo cuando voy de visita a Guanajuato; a **Liz**, porque fue a partir de una conversación con ella que me decidí a empezar esta aventura/proyecto/trabajo.

A los compañeros del laboratorio; los sempais **Sergio, César y Saúl** por sus consejos y sabiduría; a los compañeros de grado **Samuel, Rogelio** y mi compañero de viaje en el país nipón, **Ricardo**; a **Rodolfo, Miguel, Adriana, Viviana, Jessica** y a los todos en general por hacer del laboratorio siempre un buen lugar para trabajar.

Al **Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda**, por aceptarme en el laboratorio y ser mi director de tesis e introducirme en la háptica que pocos conocen y menos aún comprenden.

A los doctores **Harada y Mitsuishi** por la oportunidad de hacer una estancia en su laboratorio MHL(Mitsuishi-Harada Lab.) en la Universidad de Tokio.

A los doctores **Miguel de la Cruz, Fernando Arámbula, María Elena Martínez y Alfonso Gastelum**, por ser mis sinodales y tomarse el tiempo de revisar este proyecto.

Al **pueblo de México** y al **CONACyT** por su apoyo durante mis estudios de posgrado, esperando ser capaz de devolvérselo con creces en el futuro.

A la **UNAM** por poner a mi disposición sus instalaciones e institutos, así como los apoyos DGAPA PAPIME PE110019 y PAPIME PE109118 para la provisión de material de laboratorio, al **Hospital General Eduardo Liceaga** por los espacios brindados para la instalación del simulador y al gobierno de la Ciudad de México por el apoyo brindado para el proyecto de la SECTEI 9656c19.

Por mi raza hablará el espíritu.

RESUMEN

En este trabajo se desarrolló un modelo que permite a un médico cirujano interactuar con un cráneo virtual para recrear la experiencia que se tiene al realizar una craneotomía. Dicha experiencia consiste principalmente de un ambiente virtual donde se encuentra un modelo digital del cráneo a ser taladrado por el cirujano utilizando dispositivos hápticos que emulan el instrumental quirúrgico y permiten percibir táctilmente el cráneo dentro del ambiente virtual y durante el procedimiento.

En el presente trabajo se presenta un estudio sobre las señales producidas al realizar la perforación de un hueso, así como la incorporación de estas señales al entorno virtual mediante la instrumentación del dispositivo háptico por medio de vibromotores, así como la vibración programada del dispositivo háptico al hacer contacto con el modelo virtual del cráneo.

Otros elementos añadidos dentro del simulador fueron el añadido de sonido tomado de una perforación real de hueso, así como el acoplamiento de un pedal para la activación del taladro, de manera semejante a como se usaría durante una cirugía real. Posteriormente al trazado se realiza la operación de modificar topológicamente el modelo virtual del cráneo y marcar un error en la perforación realizada contra la ruta objetivo utilizando un método de ajuste de forma.

Dentro del simulador lo que se buscó fue la experiencia vibratoria del usuario al realizar una craneotomía y que intentara seguir la ruta marcada previamente por un experto, para poder tener una primera experiencia de las dificultades que se esperarían al realizar esta operación antes del contacto con pacientes reales.

Para la implementación del software del simulador se utilizaron los motores de Blender y SOFA-Framework. Utilizando código en xml, C++, Arduino y Python para la integración de todos estos elementos en un solo producto que nos permite tener retroalimentación háptica en el proceso de realizar una craneotomía.

ABSTRACT

On this work was developed a model which allows a neurosurgeon to interact with a virtual skull in order to make a rehearsal of the experience during a craniotomy. Such experience consists in a virtual environment where is a digital model of a skull, which is going to be drilled, the surgeon uses a set of haptic devices, which emulate the surgical tools and allows to tactilely perceive the skull in the virtual environment and during the procedure.

I present a study regarding the signals produced when drilling a bone, and a way to bring these signals into the virtual environment instrumenting the haptic using vibration motors and programing the haptic device to vibrate to a given frequency when is in contact with the virtual model of the skull.

Other elements included inside the simulator were the adding of sound taken from an actual bone drilling, the coupling of the system with a pedal in order to activate the drill in a way that resemble an actual surgery. After marking the skull, a topological operation is done to modify the virtual model of the skull and calculate an error between the drilling done and the intended path, using for this shape adjusting method.

What was intended with the simulator was the vibrational experience of the user when doing a craniotomy and trying to follow a path marked by an expert, this, to have a first impression of the difficulties expected when doing this task and prior being in contact with actual patients.

To implement the simulator software, Blender and SOFA-Framework engines were used. Using xml, C++, Arduino and Python scripts to integrate all the elements into a single product which allow us to have haptic feedback when performing a craniotomy task.

ÍNDICE

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN Y ESTRUCTURA DE LA TESIS -----	11
1.1. INTRODUCCIÓN. -----	11
1.2. OBJETIVOS. -----	12
1.2.1. Principal. -----	12
1.2.2. Específicos. -----	13
1.3. JUSTIFICACIÓN. -----	13
1.4. METODOLOGÍA. -----	15
1.5. INFRAESTRUCTURA. -----	17
1.5.1. Material. -----	17
1.5.2. Software. -----	17
1.6. ESTRUCTURA DE LA TESIS. -----	18
1.6.1. Capítulo 2. Conceptos Principales. -----	18
i. Háptica -----	18
ii. Dispositivos Hápticos -----	18
iii. Craneotomía -----	19
iv. Simuladores -----	19
v. Estado del Arte -----	19
1.6.2. Capítulo 3. Modelos Computacionales. -----	19
i. Métodos de Simulación. -----	19
1.6.3. Capítulo 4. Entorno de Simulación y Procesamiento de Señales -----	19
i. SOFA y Open Haptics -----	19
ii. Digitalización de Señales y Muestreo. -----	19
iii. Procesamiento de Señales. -----	20
1.6.4. Capítulo 5. Implementación del simulador -----	20
i. Etapa 1, medición de señales. -----	20
ii. Etapa 2, análisis de señales. -----	20

iii.	Etapa 3, instrumentación y hardware.	20
iv.	Etapa 4, software.	20
v.	Etapa 5, evaluación.	21
1.6.5.	Capítulo 6. Resultados	21
i.	Señales adquiridas de hueso contra generadas en el simulador	21
ii.	Resultados de Cuestionarios.	21
1.6.6.	Capítulo 7. Conclusiones.	21
1.6.7.	Bibliografía y Apéndices.	21
CAPÍTULO 2. CONCEPTOS PRINCIPALES		22
2.1.	HÁPTICA.	22
2.2.	DISPOSITIVOS HÁPTICOS.	24
2.2.1.	Vibromotores.	25
2.2.2.	Phantom Touch.	26
2.3.	CRANEOTOMÍA.	28
2.3.1.	Clasificación de Craneotomías.	29
2.3.2.	Instrumentos Quirúrgicos.	31
2.3.3.	Imagenología.	33
2.4.	SIMULADORES.	36
2.4.1.	Clasificación de los Simuladores.	37
2.4.2.	Juegos Serios.	40
2.5.	ESTADO DEL ARTE	41
2.5.1.	Simuladores Comerciales en Neurocirugía.	41
i.	Dextroscope.	42
ii.	ImmersiveTouch.	43
iii.	NeuroTouch (NeuroVR).	45
iv.	Surgical Rehearsal Platform.	47
2.5.2.	Otros simuladores.	49

CAPÍTULO 3. MODELOS COMPUTACIONALES. -----	52
3.1. MODELOS DE SIMULACIÓN DE TEJIDOS.-----	52
3.1.1. Modelo de Partículas. -----	53
3.1.2. Modelo de Objetos Rígidos.-----	54
3.1.3. Modelos de Parámetros Concentrados. -----	56
3.1.4. Modelos Estadísticos. -----	61
3.1.5. Modelo de Autómatas Celulares. -----	61
3.1.6. Modelos Deformables. -----	62
i. Modelos Heurísticos-----	64
ii. Modelos Mecánico de Medio Continuo -----	69
iii. Otros Modelos -----	72
CAPÍTULO 4. ENTORNO DE SIMULACION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES. 75	
4.1. SOFA, Simulation Open Framework Architecture. -----	76
4.1.1. Representación Multimodelo. -----	76
4.1.2. Colisiones. -----	78
4.1.3. Modularidad. -----	79
4.1.4. Acoplamiento Háptico. -----	80
4.2. SEÑALES. -----	82
4.2.1. Midiendo las Señales. -----	82
i. Muestreo. -----	82
ii. Cuantización. -----	83
4.2.2. Procesamiento de Señales. -----	83
i. Fourier. -----	84
ii. Wavelets -----	86
iii. Transformada de Hilbert-Huang (HHT) y Descomposición de Modo Empírico (EMD) -	88
CAPÍTULO 5. IMPLEMENTACIÓN DEL SIMULADOR-----	91
5.1. ETAPA 1, Obtención y medición de señales.-----	91

5.2. ETAPA 2, Procesamiento de las señales.-----	93
5.3. ETAPA 3, Instrumentación y Hardware. -----	96
5.3.1. Vibromotores (Caracterización y Conexión).-----	97
5.3.2. Pedal Roland.-----	100
5.3.3. Phantom Touch.-----	100
5.4. ETAPA 4, Software.-----	102
5.4.1. Escena de simulación.-----	103
5.4.2. Ejecución de la simulación, hilo háptico y procesamiento de colisiones (C++ de SOFA). -----	106
5.4.3. Procesamiento de datos y realización de incisión (Python).-----	106
i. Ciclo de estados del taladro virtual. -----	107
ii. Realización de incisión, método de ajuste de forma. -----	108
5.5. ETAPA 5, Evaluación. -----	109
5.5.1. Cuestionario. -----	109
5.5.2. Medición de Señales.-----	110
5.5.3. Método de ajuste de forma. -----	111
CAPÍTULO 6. RESULTADOS.-----	112
6.1. SEÑALES. -----	113
6.2. INCISIÓN DEL CRÁNEO. -----	116
6.3. CUESTIONARIOS. -----	117
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES. -----	119
7.1. VIBRACIONES PRODUCIDAS. -----	119
7.2. INCISIONES PRODUCIDAS. -----	120
7.3. RESPUESTAS A CUESTIONARIO. -----	121
7.4. TRABAJO FUTURO.-----	121
7.4.1. Vibromotores y modelo del craneótomo 3D. -----	121

7.4.2. Incisión y medición del error. -----	122
7.4.3. Simulador. -----	122
7.4.4. Pruebas y trabajos con otros simuladores. -----	123
APÉNDICES.-----	124
A. Instalación de drivers de Phantom Touch.-----	124
B. Creación de un nuevo Plugin en SOFA. -----	124
C. Agregar sonido en C++. -----	129
D. Cuestionario.-----	130
E. Índice de Imágenes.-----	132
F. Índice de Diagramas. -----	133
G. Índice de Gráficas. -----	133
H. Índice de Tablas -----	133
BIBLIOGRAFÍA-----	134

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN Y ESTRUCTURA DE LA TESIS

1.1. INTRODUCCIÓN.

Enseñar es un proceso elemental en el desarrollo de nuevos profesionales, en el cual la formación de habilidades cognitivas y físicas son de primordial importancia y en general es el objetivo de las instituciones educativas, en este proceso el modelo de maestro-estudiante se ha caracterizado por ser el más eficiente para el desarrollo de nuevas habilidades (Vanlehn, 2006), lo cual lo ha vuelto el método más extendido en la formación de profesionales en México y el mundo.

Con el advenimiento de las computadoras, se ha buscado la manera de mejorar y reducir los costos del proceso de educación y una manera de lograr esto ha sido con la creación de diferentes tipos de simulaciones, sistemas de control y entornos de aprendizaje. Estos surgieron por medio de internet en el campo del Mejoramiento Tecnológico de Aprendizajes y con el llamado e-learning (Gazibara et al., 2015).

Como cualquier otro campo, el de la medicina no se ha visto exento de dicho desarrollo y diversos entornos de aprendizaje han sido desarrollados con el reto propio de los procedimientos en el ámbito médico, los cuales suelen ser de alto nivel de dificultad y complejidad, conllevando un alto nivel de destreza física como de preparación teórica, las cuales son reforzadas a través de cientos de horas de entrenamiento.

Dentro de este entrenamiento médico, es importante el evaluar el desarrollo del practicante dentro de la realización de procedimientos médicos. Este desarrollo es posible medirlo por medio de la curva de aprendizaje, el cual es un concepto evaluado principalmente en dos ámbitos: la optimización del tiempo de operación (Ito et al., 2009) y la reducción del sangrado en los pacientes (Tseng et al., 2007). Asimismo (Vickers et al., 2009) establecieron que son necesarias alrededor de unas 750 operaciones para mejorar los procedimientos quirúrgicos, así como que los pacientes tratados por médicos con entre 750 y 10,250

operaciones en su experiencia suelen tener menos problemas de salud que aquellos tratados con menos experiencia.

En cuanto intervenciones quirúrgicas, la neurocirugía es un campo complejo en el cual se requiere de juicio considerado, ser experto técnicamente y un enfoque metódico. Dados estos factores ha habido un creciente interés en la simulación de procedimientos quirúrgicos que permitan el entrenamiento de neurocirujanos sin implicar un riesgo para los pacientes. Esto debido a dos factores principalmente, el primero de ellos es la reducida exposición de los cirujanos en entrenamiento a casos quirúrgicos y el segundo a los crecientes avances tecnológicos en imagenología, computo, realidad virtual e impresión 3D.

En el campo de la neurocirugía se hace cada vez más patente que la sala de operaciones no es el mejor lugar para la adquisición inicial y refinamiento de habilidades quirúrgicas debido al número creciente de dispositivos médicos y complejidad de los procedimientos, esto aunado al riesgo implícito de toda operación a los pacientes.

Es de esta forma que los simuladores en general ofrecen una oportunidad realista de mejorar la seguridad y eficacia en el proceso de aprendizaje del alumno (Rehder et al., 2016), implicando un riesgo nulo, ya que no hay pacientes aquejados, pero teniendo un nivel de dificultad elevado debido al nivel de complejidad de las operaciones así como la fidelidad que dichos simuladores deben tener.

1.2. OBJETIVOS.

1.2.1. Principal.

Crear una Interfaz Háptica que permita realizar la simulación del procedimiento quirúrgico de una craneotomía, incluyendo en dicho simulador la percepción kinestésica y táctil de realizar dicho procedimiento.

1.2.2. Específicos.

- Desarrollar un sistema de medición de señales a partir de un taladro y sensores de presión, tales como galgas y/o puentes de resistencia variable (puente de Wheatstone) que cumpla con los requisitos de medición de patrones vibratorios de referencia.
- Captura de la señal generada por un taladro en funcionamiento utilizando el sistema de medición anteriormente mencionado; dicha señal será capturada con el taladro en estado libre y con el taladro realizando una perforación de hueso.
- Desarrollo de un método basado en las técnicas de procesamiento digital de señales para la reconstrucción artificial de la señal vibratoria de referencia.
- Instrumentación de un dispositivo háptico con vibromotores, para reproducir la sensación táctil de una craneotomía real.
- Desarrollo de un módulo de control y de señales por el dispositivo, con las cuales podremos controlar la vibración del dispositivo háptico.
- Implementación de un escenario de simulación virtual de la craneotomía, acoplado al instrumento háptico.

1.3. JUSTIFICACIÓN.

El desarrollo de simuladores de entrenamiento para cirujanos antes de llegar a la sala de operaciones es una actividad que puede resultar ser de vital importancia para el tratamiento del paciente durante el proceso quirúrgico, así como para la etapa postoperatoria.

El poder practicar sin riesgos a terceros es donde la incorporación de simuladores virtuales toma un papel preponderante, ya que tradicionalmente el entrenamiento inicial a un residente médico que comienza a aprender cirugía se hace en pacientes vivos supervisado por un experto, sin embargo, esto no deja de conllevar un riesgo importante para el paciente, sobre todo cuando es uno de los primeros procedimientos llevados a cabo por este nuevo médico.

En neurocirugía, uno de estos primeros procedimientos es la realización de craneotomías, la cual es uno de los primeros procedimientos quirúrgicos que realizan los médicos sin mucha experiencia, al ser los residentes quienes realizan esta operación.

Una craneotomía es un procedimiento quirúrgico que permite entrar al cerebro a través del cráneo. Se afeita el cuero cabelludo para practicar una incisión y luego se hace una perforación a través del cráneo. Se quita un pedazo del cráneo mientras el cerebro es operado y se vuelve a colocar antes de suturar el cuero cabelludo (Delgado, Francés, & Hernández, 2011).

Las principales razones para realizar una craneotomía son:

- Cortar un aneurisma para interrumpir el flujo sanguíneo.
- Extirpar un tumor o un pedazo de tumor para una biopsia.
- Extirpar tejido cerebral anormal.
- Drenar sangre o una infección.
- Liberar un nervio.

Como establece (Vickers et al., 2009), es aproximadamente después de realizar 750 procedimientos que se puede considerar que se consigue una habilidad suficiente para considerar al médico como experto. Así, a pesar de que no pudiera considerarse una simulación virtual como idéntica a un proceso real. Si se puede proveer información útil ya sea en el proceso médico o en lo que se espera sentir y percibir en un procedimiento real, de forma tal que dicha persona llegue con una mejor preparación a la sala de operaciones.

Es por esto por lo que se propone el desarrollo de un esquema humano-máquina que permita incorporar sensaciones hápticas adicionales como son las vibraciones, a un dispositivo háptico comercial dentro de un ambiente virtual para que se permita simular el proceso de una craneotomía.

También es de considerar el hecho que hay poco desarrollo en la implementación de este proceso vibratorio a ser incorporado dentro de un simulador virtual (Echegaray, Herrera,

Aguinaga, Buchart, & Borro, 2014; Escobar-Castillejos, Noguez, Neri, Magana, & Benes, 2016; Rehder et al., 2016) ya que se le ha dado una mayor importancia a los modelos físicos y a la parte visual de los simuladores, y a pesar de que ambos son de suma importancia aún queda una importante labor en lo referente a la implementación de modelos de percepción visuotáctil más fidedignos .

1.4. METODOLOGÍA.

El desarrollo se realizó en 5 etapas.

1. La primera etapa consiste en la obtención de señales reales de un taladro en operación por medio de sensores de fuerza, con los cuales se obtendrán señales tal y como se utilizaría en un ambiente real. Este estará sujeto por la mano de un usuario de la manera más perpendicular posible y se tomarán medidas conforme se avance en la penetración del material (hueso).

De esta forma en esta primera etapa tenemos las siguientes actividades específicas:

- Desarrollo de un sistema que permita la captación de las vibraciones producidas por un taladro.
 - Adquirir las señales a replicar mediante sensores de presión.
 - Adquirir diferentes muestras de señales en diferentes ubicaciones del taladro dentro del material; horizontales (en mano) y verticales (en hueso).
2. La segunda etapa consiste en el análisis de dichas señales en un nivel multiescala (wavelets y Descomposición de Modo Empírico), con el fin de obtener las señales principales; estas componentes posteriormente se utilizarán en la recreación de la señal, aplicando cada una a un vibromotor. Esto conlleva las siguientes actividades:
 - Aplicar un análisis multiescala de las señales obtenidas con el fin de obtener las componentes principales de características espectrales de vibración.

3. En la tercera etapa se crea el hardware necesario para la aumentación del dispositivo háptico disponible, así como la generación de la señal real implementando los resultados del análisis de las señales obtenidas anteriormente, por lo que se realizaron las siguientes actividades:
 - Utilizar el análisis de componentes principales, para la generación de la vibración física en cada vibromotor.
 - Acoplar los vibromotores al dispositivo háptico.
4. Como cuarta etapa incorporamos al software de SOFA el nuevo hardware desarrollado, así como de los algoritmos necesarios para el control de los motores y el desarrollo del modelo final en el entorno de simulación.
 - Comunicación entre los diferentes dispositivos utilizados, computadora, Arduino, dispositivos hápticos.
 - Creación de plugin en SOFA para el envío de información a la tarjeta de control para el control de los motores.
5. La última etapa consiste en la evaluación de todo el simulador, esta se realizará de dos maneras, la primera de ellas es comparar las señales generadas en la simulación contra las obtenidas del taladro real. La segunda consiste en una evaluación psicofísica con personas del campo de la medicina y obtener su opinión en cuanto al desarrollo realizado.

Actividades:

- i. Evaluar las vibraciones producidas utilizando las mediciones obtenidas utilizando los sensores de presión colocados en el dispositivo, contra las obtenidas por medio del taladro en la etapa 1.
- ii. Hacer una evaluación psicofísica de la simulación por medio de un cuestionario a personas dentro del campo médico de la cirugía.

1.5. INFRAESTRUCTURA.

1.5.1. Material.

- Fuente de voltaje.
- Estación para soldar.
- Vibromotores de tipo moneda.
- Phantom Touch de 3D Systems.
- Osciloscopio.
- Sensores Resistivos de Fuerza (FSR por sus siglas en inglés).
- Taladro Dremel.
- Huesos animales.
- Arduino MEGA.
- Pedal Roland.
- Impresora 3D y material de impresión PLA.
- Driver para motores de DC: L293E
- Material de electrónica variado como resistencias, diodos, cables, capacitores, etc.

1.5.2. Software.

- Matlab 2017.
- Arduino Software.
- Open Haptics Software.
- Touch Device Driver.
- SOFA Software.
- Blender 2.8.
- Python 2.7+

1.6. ESTRUCTURA DE LA TESIS.

La estructura del presente trabajo se decidió dividir en 7 capítulos. En el presente primer capítulo es una primera vista de la tesis en general, se definen los objetivos y la metodología utilizada. El capítulo 2 son los conocimientos necesarios que conciernen directamente a la realización del objetivo principal, esto es los conceptos de háptica, craneotomía, simuladores y estado del arte. En los siguientes capítulos, el 3 y 4, se abordan los temas que son necesarios comprender para la realización de los objetivos específicos, estos son los métodos de simulación, procesamiento de señales, sincronización de sistemas, digitalización de señales y comunicación serial. En el capítulo 5 se expondrá la implementación de dicho conocimiento, explicando la realización de la propuesta, así como extender lo dicho en la metodología anteriormente, haciendo un seguimiento de lo realizado en cada una de las siguientes etapas. El capítulo 6 son los resultados experimentales, el análisis de las señales generadas en el taladro con los vibromotores y el resultado de los cuestionarios realizados. Para finalizar, el capítulo 7 con una sección con las conclusiones del trabajo realizado y otra sección de las sugerencias de trabajo futuro a realizar. Como añadidos estarán las fuentes consultadas, así como un apéndice de instrucciones detalladas para ciertos pasos en la instalación de software y scripts desarrollados para lograr unir todos los elementos del trabajo.

1.6.1. Capítulo 2. Conceptos Principales.

En el capítulo 2 como se mencionó se darán las nociones necesarias en cuanto a definiciones y teoría de cada uno de los temas que se tocaron dentro de este trabajo. Los temas por tratar son los siguientes:

- i. Háptica.** Al ser un área que juega un papel fundamental dentro de este proyecto al ser una de las formas en las cuales se experimenta el mundo físico, específicamente con el sentido del tacto, en esta sección se expone la definición propia de esta área, la percepción háptica en el ser humano y clasificación de percepciones en esta área.
- ii. Dispositivos Hápticos.** Al querer generar una sensación háptica es necesario un dispositivo que nos permita emular la señal física, es aquí donde

se explica el funcionamiento de dichos dispositivos y explicamos el funcionamiento de un sistema háptico básico.

- iii. **Craneotomía.** Definición, el procedimiento en la realización de esta y el cuándo es necesario realizar este procedimiento.
- iv. **Simuladores.** Definición, que son los juegos serios y los simuladores dentro del campo de la medicina.
- v. **Estado del Arte.** Después de definir las áreas en las cuales se desarrolla este proyecto se muestran los trabajos previos y el estado de arte que comprende estas áreas.

1.6.2. Capítulo 3. Modelos Computacionales.

En el capítulo 3 se exponen los conocimientos necesarios para la realización de los conocimientos específicos, estos son:

- i. **Métodos de Simulación.** Quizá la sección más grande, se da una explicación de los métodos utilizados para poder realizar simulaciones computacionales: Obtención de Colisiones, elasticidad y deformación, fuerzas de respuesta a colisiones, representación del mundo real en el virtual (modelos visuales, biofísicos y de colisiones) y cambios topológicos en modelos virtuales.

1.6.3. Capítulo 4. Entorno de Simulación y Procesamiento de Señales

- i. **SOFA y Open Haptics.** SOFA es el software de simulación en el cual se incorpora nuestro sistema, por lo que es necesario explicar conceptos en cuanto a su funcionamiento e incorporación de diferentes herramientas. Open Haptics es el software que permite controlar los dispositivos hápticos.
- ii. **Digitalización de Señales y Muestreo.** El adquirir señales que sean significativas para nuestro estudio es la primera parte que arroja validez sobre

el trabajo, ya que si las señales capturadas no son válidas cualquier trabajo subsecuente basado en estas será inválido o con poca fidelidad.

- iii. **Procesamiento de Señales.** Junto con la adquisición de señales una parte importante del desarrollo tiene que ver con el análisis de señales realizado a las mediciones que obtendremos, por lo que se explica Fourier, Wavelets, descomposición de Modo Empírico y la Transformada de Hilbert-Huang, junto con sus ventajas y desventajas al utilizar cada una de estas herramientas.

1.6.4. Capítulo 5. Implementación del simulador

El capítulo 4 consiste en la explicación en cuanto a cómo se implementó cada una de las etapas expuestas en el punto 1.4 de la metodología de la etapa 1 a la 4 dejando la etapa 5 para el siguiente capítulo siguiente puesto que consiste a la etapa de evaluación. La organización de este capítulo es acorde con esta.

- i. **Etapa 1, medición de señales.** Obtención de señales reales de un taladro en operación por medio de sensores de fuerza, con los cuales se obtendrán señales tal y como se utilizaría en un ambiente real. Se explican los circuitos electrónicos utilizados, así como el sistema de medición y la evaluación de este mismo sistema utilizando un osciloscopio comercial.
- ii. **Etapa 2, análisis de señales.** La segunda etapa consiste en el análisis de las señales obtenidas en un nivel multiescala (wavelets y Descomposición de Modo Empírico), con el fin de obtener las señales principales y así recrear estas.
- iii. **Etapa 3, instrumentación y hardware.** Realización del Hardware necesario para poder aumentar las capacidades hápticas del hardware existente comercial. Conexión y alimentación de los motores, generación de las señales mecánicas reales en cada vibromotor de forma independiente para recrear la señal compuesta analizada.
- iv. **Etapa 4, software.** Incorporamos al software de SOFA los algoritmos necesarios para el control de los motores y el desarrollo del modelo final en

el entorno de simulación. Se explica la creación de un nuevo módulo dentro de SOFA, así como las capacidades del plugin realizado.

- v. **Etapa 5, evaluación.** Comparación de las señales generadas contra las sensadas, comparación de las incisiones trazadas contra las realizadas en el cráneo virtual y realización de cuestionarios a expertos.

1.6.5. Capítulo 6. Resultados

El capítulo 6 consiste en la evaluación, correspondiente a la etapa 5 de la metodología. En este capítulo se exponen los resultados obtenidos en lo referente a la recreación de las señales del taladro, así como de cuestionarios realizados a usuarios después de utilizar el simulador, usando para ello a personas expertas y no expertas.

- i. **Señales adquiridas de hueso contra generadas en el simulador.** Se comparan las señales recreadas contra las obtenidas experimentalmente.
- ii. **Resultados de Cuestionarios.** Se muestran los resultados de aplicar cuestionarios de funcionamiento a expertos y no expertos después de utilizar el simulador.

1.6.6. Capítulo 7. Conclusiones.

En esta sección se presentan las conclusiones del trabajo con respecto a las vibraciones e incisiones producidas, las respuestas y comentarios de los expertos al realizar pruebas con el simulador y el trabajo a futuro propuesto en cuestiones a mejorar del simulador y la incorporación de este junto con otros simuladores.

1.6.7. Bibliografía y Apéndices.

Después del Capítulo 6 se pone a disposición del lector los apéndices con detalles específicos con respecto a la instalación del software y scripts específicos para la comunicación entre los diferentes componentes. Después de los apéndices se pone a disposición del lector la bibliografía consultada.

CAPÍTULO 2. CONCEPTOS PRINCIPALES

En este capítulo se abordaran los conocimientos introductorios para el entendimiento de la tesis, tales conceptos abarcan la definición del campo de la háptica, en donde se tocaran los conocimientos utilizados para este trabajo: que es la háptica, comparación con otros campos de estudio de los sentidos, umbral de percepción de distintos mecano-receptores de la piel y algunos esquemas que ilustran las ubicaciones de tales sensores en la piel; que son los dispositivos hápticos, cuales estamos usando en nuestro marco de trabajo y el diagrama de comunicación entre sensores, controlador y dispositivos hápticos; en que consiste una craneotomía, clasificaciones principales, instrumentos médicos utilizados durante la craneotomía, así como los diferentes estudios de imagen existentes en el mercado y los utilizados previamente a realizar una craneotomía; simuladores, que son, clasificación, juegos serios en el rol de entrenamiento de profesionales y principales simuladores quirúrgicos comerciales desarrollados y finalmente el estado de arte en investigación en cuanto a la utilización de técnicas para poder dar retroalimentación háptica en el proceso de perforación.

2.1. HÁPTICA.

La háptica generalmente describe la retroalimentación que recibimos al percibir el mundo por medio del sentido del tacto, sin embargo esta percepción no está limitada al contacto con otros objetos, sino que también involucra la sensación del cuerpo en el espacio como indica Gibson al definir el sistema háptico como “la percepción del individuo del mundo adyacente a su cuerpo mediante el uso de su propio cuerpo” (Gibson, 1966). El campo de la háptica fue primeramente acuñado por Max Dessoir en su artículo “Über den Hautsinn” (Sobre el Sentido de la Piel) en cual englobaba todos aquellos sub-sentidos que son los “sensores” encargados de percibir estímulos de contacto, temperatura, presión, muscular, etc. con el fin de que a manera de la acústica y la óptica hubiera un campo de la ciencia que incluyese todos estos términos y se dedicara a su estudio (Grunwald & John, 2008).

Las percepciones hápticas pueden ser divididas en dos clases generales, cutánea y kinestésica. La primera de ellas haciendo referencia a aquellas percepciones táctiles y superficiales en la piel, mientras que la segunda clasificación hace referencia a las fuerzas y posiciones de los músculos y articulaciones (Okamura, 2009). Así todas aquellas percepciones relativas a la posición del propio cuerpo (propiocepción) y fuerzas mayores corresponderían a percepciones kinestésicas mientras que aquellas relativas a vibraciones, temperatura y contacto fino corresponden a percepciones cutáneas.

Previamente mencionamos la existencia de diferentes tipos de sensores, siendo éstos propiamente mecano-receptores, los cuales nos permite la percepción cutánea y kinestésica. Estos mecano-receptores se dividen en 4 tipos diferentes de acuerdo con su ubicación en el cuerpo: en articulaciones, en tejido muscular, en tejido conectivo entre piel y músculo y los ubicados cutáneamente. En la Ilustración 1, se pueden ver la ubicación de cada uno estos mecano-receptores.

Mecano-receptores en articulaciones. Estos mecano-receptores se ubican en el tejido conectivo que forma las capsulas de las articulaciones, los primeros de estos receptores son los corpúsculos de Ruffini los cuales se encuentran en la membrana fibrosa que cubre las capsulas de las articulaciones, estos receptores tienen una alta sensibilidad al estiramiento de las fibras de colágeno. El patrón de descarga de los potenciales de acción se adapta lentamente con intervalos regulares de pulsos al mantener un estímulo constante.

El segundo de los receptores presente en las articulaciones son los corpúsculos Vater-Pacini (corpúsculos Pacinianos o de Pacini para abreviar), siendo los mecano-receptores más grandes en los mamíferos (2mm de largo x 1mm de diámetro). Funcionalmente estos receptores responden ante la estimulación vibratoria con un máximo de sensibilidad a los 200Hz aproximadamente y amplitudes menores a 0.1um.

Mecano-receptores musculares. Tenemos dos tipos de receptores, los órganos del tendón de Golgi y los husos musculares. Los primeros monitorean la tensión desarrollada por el músculo mientras que los segundos monitorean cambios en la longitud del tejido muscular.

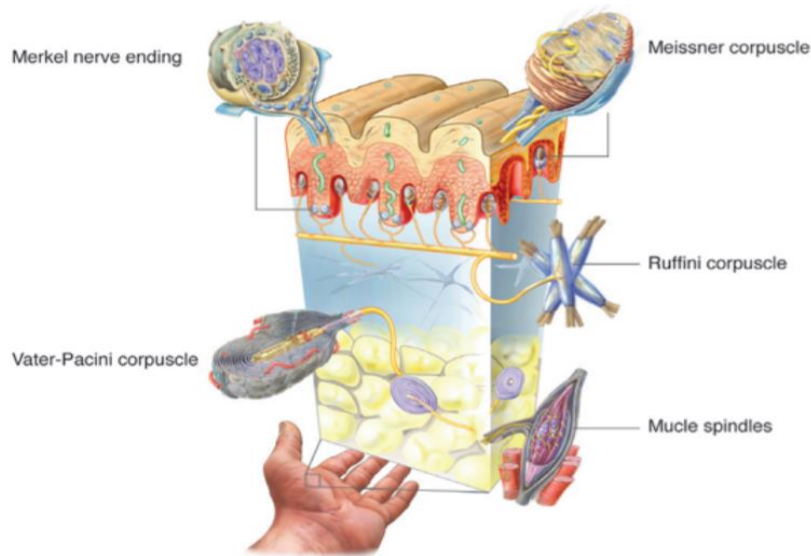


Ilustración 1. Ubicación de los diferentes tipos de mecano-receptores en la piel, se pueden ver en la capa más superficial a los corpúsculos de Meissner y las terminaciones nerviosas de Merkel, en la capa media. (tejido conectivo) se pueden encontrar corpúsculos de Ruffini y de Pacini, mientras que los Husos musculares se encuentran en la capa más interna (Grunwald & John, 2008).

Mecano-receptores de tejido conectivo piel-músculo. Aquí se encuentran receptores en forma de corpúsculos de Pacini y de Ruffini, desempeñando las funciones previamente descritas en los receptores de las articulaciones.

Mecano-receptores cutáneos. En esta zona que corresponde a la piel, encontramos cerca de la superficie de la piel las terminaciones nerviosas de Merkel, estas son los únicos mecano-receptores presentes en el epitelio y responden a hendiduras en la piel con adaptaciones largas y lentas a series de potenciales de acción. El otro tipo de mecano-receptores presentes son los corpúsculos de Meissner los cuales son conocidos por responder a pequeñas hendiduras en la piel con trenes de pulsos cortos y de respuesta rápida, los cuales en contraste con los corpúsculos de Pacini su frecuencia óptima de respuesta es de 25 Hz.

2.2. DISPOSITIVOS HÁPTICOS.

Los dispositivos hápticos son dispositivos electromecánicos con controles que permiten proporcionar retroalimentación táctil con cierto número de grados de libertad.

Cuando estos dispositivos son acoplados con simuladores virtuales y proveen al usuario la sensación de tacto adicionalmente al de la vista.

En el trabajo actual, los dispositivos hápticos en los cuales nos basaremos para poder recrear la sensación háptica serán dos, el primero de ellos es un conjunto de vibromotores, los cuales al vibrar a una cierta frecuencia estimularán los mecano-receptores presentes en nuestra piel. El segundo de ellos es el Phantom Touch de 3D Systems, el cual consiste en un *stylus*, el cual está conectado a por una serie de brazos y uniones a motores que permiten generar fuerzas y así generar la experiencia táctil kinestésica.

2.2.1. Vibromotores.

Hay dos tipos de vibromotores disponibles en el mercado, el primero de ellos (ERM, Eccentric Rotating Mass) y el más común consiste en un motor haciendo girar una masa excéntrica, generando de esta forma la vibración. El segundo (LRA, Linear Resonant Actuator) consiste en una masa magnética interna fijada mediante un resorte a la carátula, la cual tiene debajo una pequeña bobina, la cual al ser energizada produce un campo magnético lo cual produce que la masa se mueva, generando la vibración. En la Ilustración 2 se pueden apreciar las curvas de respuesta para ambos tipos de vibromotores.

Los ERM muestran un aumento en la frecuencia y amplitud de la vibración al incrementar el voltaje suministrado al vibromotor, mientras que los LRA experimentan una vibración y amplitud alta en un voltaje muy específico, por lo que en este proyecto se utilizaron vibromotores tipo ERM los cuales se caracterizaron suministrándoles un voltaje creciente para poder caracterizar como es su incremento en frecuencia. Los ERM utilizados fueron de tipo moneda debido a una mayor facilidad en su acoplamiento a superficies a comparación de los cilíndricos (Precision Microdrives, 2019).

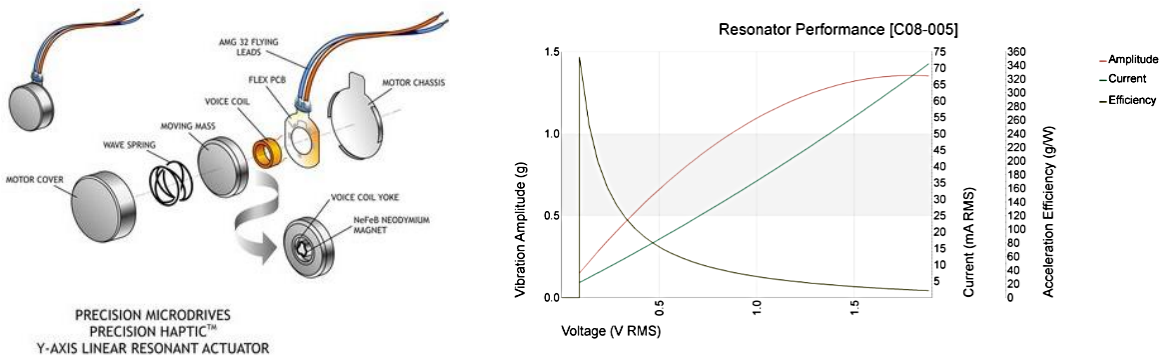
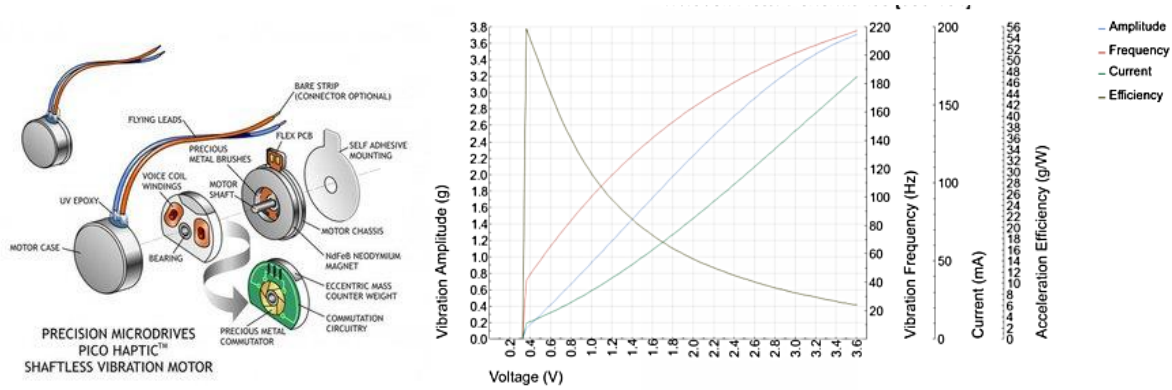


Ilustración 2. En la parte superior se ve un vibromotor tipo ERM con su curva característica. En la inferior un vibromotor tipo LRA con su curva correspondiente. Como se puede apreciar en el LRA no se aprecia una correspondencia de voltaje con frecuencia, esto es debido a que solo tienen una única frecuencia de funcionamiento (Precision Microdrives, 2019).

2.2.2. Phantom Touch.

El dispositivo háptico Phantom Touch es una herramienta motorizada la cual permite la aplicación de retroalimentación de fuerzas a la mano del usuario, lo cual permite sentir objetos virtuales y producir sensaciones kinestésicas al manipular objetos 3D en la pantalla.

Los usos del Phantom Touch son diversos permitiendo ser utilizado en investigación, modelado 3D o aplicaciones OEM (*Original Equipment Manufacturer*) para diseño de piezas, con aplicaciones que van de esculpir con arcilla 3D a simulaciones médicas como es el caso de nuestra aplicación en este trabajo. Otras aplicaciones en las que se puede utilizar el Phantom Touch son simulación, aprendizaje, evaluación de habilidades, ensayos, montaje virtual, control robótico, detección de colisiones, diseño de interfaz de máquinas y rehabilitación (3D Systems, 2019). La Tabla 1 muestra las especificaciones técnicas del dispositivo háptico Phantom Touch y en la Ilustración 3 la forma de este.

Característica	Valor
Espacio de Trabajo	160 Ancho x 120 Altura x 70 Profundidad mm
Rango de Movimiento	Movimiento de mano en pivoteo de muñeca
Resolución Nominal	-.055mm
Máximo de fuerza y torque en posición nominal (brazos en posición ortogonal).	3.3N
Rigidez	Eje x – 1.26 N/mm Eje y – 2.31 N/mm Eje z – 1.02 N/mm
Fuerza de Retroalimentación	x, y, z
Posición de Sensado/Entrada	x, y, z (<i>encoders</i> digitales) [<i>Roll, Pitch</i> y <i>Yaw</i> ($\pm 5\%$ potenciómetros lineales)]
Interfaz	USB 2.0

Tabla 1. Especificaciones del Phantom Touch (3D Systems, 2019).

Cabe aclarar que el Phantom Touch tiene 6 grados de libertad de movimiento y sólo 3 grados de libertad en la retroalimentación, esto quiere decir puede percibir el movimiento de la herramienta en 6 movimientos (*x, y, z, roll, pitch, yaw*) pero solo puede darnos retroalimentación de fuerza en 3 (*x, y, z*).



Ilustración 3. Phantom Touch de 3D Systems.
(3D Systems, 2019)

Los sistemas hápticos suelen incorporar una serie de elementos que son necesarios para poder realizar las señales físicas que serán percibidas por el usuario. Dichas señales son disparadas ante un evento, el evento puede suceder en el mundo real, como una temperatura,

radiación o señal dada o en el mundo virtual como es el caso de colisiones de una herramienta quirúrgica contra un tejido.

Como entrada, en nuestro sistema tenemos los eventos desarrollados durante la simulación, en nuestro caso específico estos serían las colisiones y la fuerza de respuesta que nosotros aplicamos en el dispositivo háptico. Nuestra unidad de procesamiento es nuestra computadora, en específico el plugin desarrollado para SOFA, el cual por una parte mandará la señal de control a un Arduino, que activará los vibromotores; por otra parte, envía la señal de control de regreso al dispositivo háptico para dar la fuerza necesaria en el *stylus* del dispositivo.

Dicha interconectividad de elementos se muestra en el Diagrama 1.

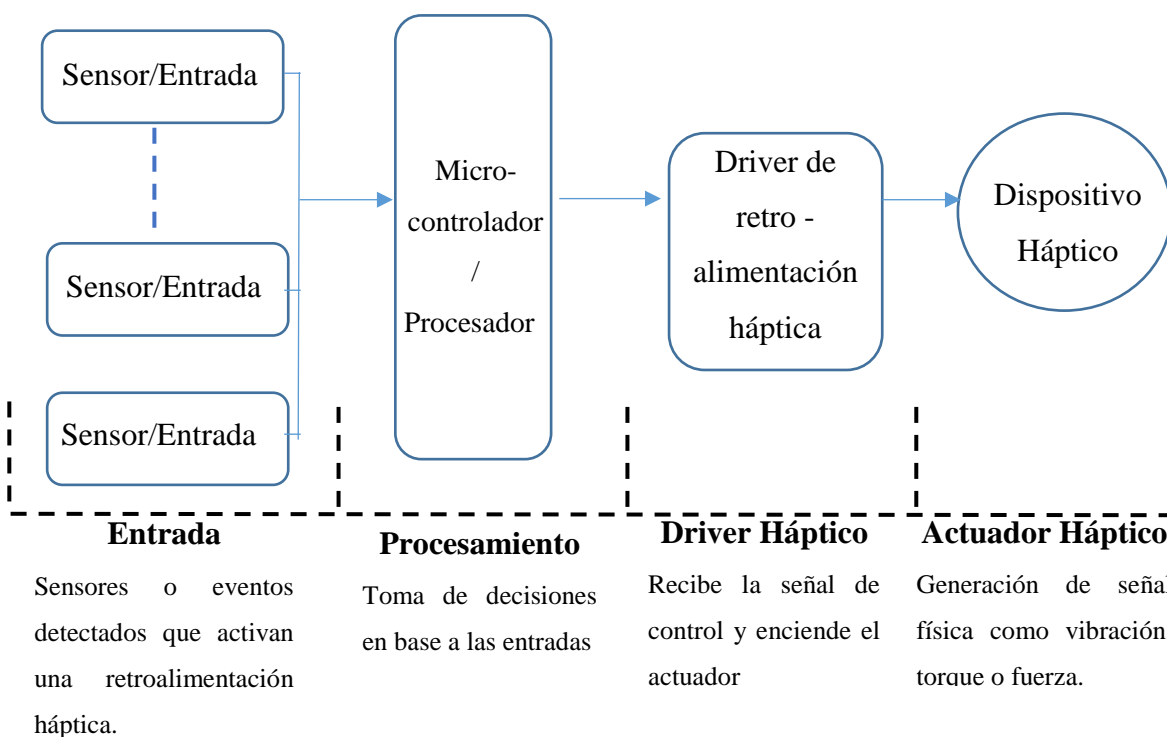


Diagrama 1. Conexión general para una interfaz háptica (Precision Microdrives, 2019).

2.3. CRANEOTOMÍA.

La craneotomía es un proceso quirúrgico en donde una sección del cráneo es temporalmente removida con el fin de acceder a una zona específica del cerebro. Se trata

regularmente de un proceso quirúrgico que es el precursor para realizar algún otro tipo de acción dentro del espacio craneal.

Su diseño ha evolucionado a lo largo del tiempo para disminuir la extensión y lograr ubicaciones que llevan a las vías transcerebrales o transcisternales menos destructivas y que permiten alcanzar zonas muy basales o profundas afectando en lo menos posible la estética craneal. En estas generalmente se realizan colgajos de tejidos epicraneales, hueso y duramadre para poder realizar el cierre de manera correcta y prevenir infecciones encefálicas. El cierre de la duramadre es de suma importancia en el proceso de prevenir futuras infecciones, en caso de que se pierda dicho tejido por alguna circunstancia o requerimiento del proceso es necesario sustituir dicho tejido por poliuretano, fascias musculares, duramadre liofilizada u otro sustituto biocompatible.

En el caso del hueso, este debe reponerse al terminar el trabajo intracraneal, ya sea por el mismo hueso extraído del paciente o por un implante sustituto. Los músculos y tejidos blandos epicraneales (cuero cabelludo), se suturan para conservar sus funciones motoras (músculos) y estéticas (Pereira Riveron, Ramiro, 2009).

2.3.1. Clasificación de Craneotomías.

Como una primera clasificación podemos referirnos al área que se separa del cráneo, si esta porción de cráneo es conservada y utilizada posteriormente en el área de apertura son llamadas craneotomías osteoplásticas o craneotomías. Sin embargo, cuando esta área es desechada se les llama craneotomías osteoclásticas o craniectomías. Sin embargo, también hay craneotomías que podrías ser llamadas mixtas al tener elementos osteoplásticos y osteoclásticos.

Si en cambio tomamos en cuenta la localización de la apertura y el objetivo intracraneal, las craneotomías pueden ser clasificadas en supratentoriales, infratentoriales o combinadas.

En relación con el plano sagital del cráneo en unilaterales o bilaterales. Con respecto a su altura en basales, altas, intermedias o mixtas.

También, de acuerdo con el lóbulo del cerebro que se está abordando puede ser: frontal, parietal, temporal u occipital.

La amplitud de la perforación depende ampliamente del objetivo de la craneotomía y del instrumental disponible. En ocasiones es suficiente con una apertura de la piel de 5 mm y una perforación del cráneo de 2 mm para realizar el drenado de un hematoma o abrir el camino para una cánula para ventriculostomía o biopsia.



Ilustración 4. Diferentes instrumentos utilizados para la realización de craneotomías. De izquierda a derecha: Craneótomo neumático . Trepano quirúrgico, Rongeur tipo Dahlgren, trefina y por último sierra manual tipo Gigli (Catálogo de proveedores para La Salud, 2019; Surtex Instruments, 2015, 2016).

En ocasiones es suficiente con abrir el cráneo por medio de una trefina de 20 o 25mm para evacuar hematomas intracraneales, introducir un electrodo o pasar un neuroendoscopio. Y también hay casos en los cuales es necesario realizar una craneotomía mayor, haciendo varios agujeros previos con un trépano a lo largo del perímetro de la apertura, que luego se interconectan por medio de un taladro eléctrico llamado craneótomo o una sierra de función manual tipo Gigli o un Rongeur tipo Dahlgren. Estas herramientas se pueden ver en la Ilustración 4, (Catálogo de proveedores para La Salud, 2019; Surtex Instruments, 2015, 2016).

La apertura puede variar notoriamente en extensión, siendo estas últimas, las que requieren varios agujeros previos con el trepano y luego ser conectados con el craneótomo, las que son las de nuestro interés. Puesto que este tipo de aperturas son muy utilizadas en la realización de clipaje de aneurismas y remoción de tumores (Pereira Riveron, Ramiro, 2009).

En el caso específico de este trabajo se realiza una craneotomía pterional que es una craneotomía frontotemporal (lóbulo frontal y temporal) o frontotemporoesfenoidal (lóbulo frontal, temporal y zona del hueso esfenoides).

2.3.2. Instrumentos Quirúrgicos.

Microscopio.

El microscopio quirúrgico utiliza dos principios ópticos que son de suma importancia para la labor del cirujano, la ampliación y la perspectiva estereoscópica. Siendo la ampliación óptica importante pero no la única utilidad del microscopio, puesto que sin la capacidad estereoscópica se perdería capacidad visual.

Algunos procedimientos quirúrgicos se realizan en la superficie del campo operatorio, y en estos la ampliación y la profundidad de campo son consideraciones primarias. Sin embargo, algunas operaciones tienen lugar en un pequeño espacio en la base del cerebro a través de una incisión muy pequeña y en estos casos es más importante que mantenga una visión binocular bien iluminada en el campo de visión. La perspectiva estereoscópica es en estos casos la función más útil en los microscopios quirúrgicos. La distancia entre las lentes anteriores del tubo binocular del microscopio es de solo 16 mm mientras que la distancia interpupilar media de un humano es de 60 mm (Garduño Magaña, Mauricio, 2018).

Instrumentación

La aplicación de técnicas microquirúrgicas a la neurocirugía ha requerido el desarrollo de instrumentación que explote adecuadamente las ventajas que ofrece el microscopio de operación. Como la instrumentación es básicamente una extensión de las

capacidades físicas humanas, los principios del diseño del instrumento deben tener en cuenta las necesidades físicas del cirujano, así como el trabajo a realizar. El cirujano debe tener desarrollada mediante entrenamiento destreza motriz en las muñecas para así poder operar de manera óptica las herramientas que serán de ayuda para realizar el procedimiento quirúrgico.

Los instrumentos son requeridos para proporcionar estabilidad al paciente, al cirujano y al campo operativo. Algunos de estos instrumentos son:

- Inmovilizadores de cabeza. Esta herramienta permite que la cabeza se fije en una variedad de posiciones y evita la presión sobre las prominencias óseas y las órbitas oculares.
- Retractores de tejidos blandos. Retractores de resortes, son compuestos principalmente de ganchos afilados y una pinza unidos con un muelle para proporcionar una retracción constante de los tejidos blandos con facilidad para reposicionamiento.
- Retractores de cerebro. Es una herramienta para proporcionar una retracción suave pero constante del cerebro en casi cualquier dirección. Este retractor está sujeto por un poste metálico fijado a la barra lateral de la mesa de operaciones.
- Respaldo de brazo. Es un brazo con resorte montado sobre una articulación esférica con el propósito de estabilizar los antebrazos o manos del cirujano durante la disección microquirúrgica.

El cirujano requiere adicionalmente, instrumentación que le maximice la movilidad en la disección precisa. La disección debe realizarse en aperturas profundas estrechas con instrumentos delicados pero fuertes y que no interfieran con la visión. Así es como tenemos varios instrumentos involucrados.

- Tijeras. Las tijeras de presión y tijeras del tipo cocodrilo junto con sus distintas variedades de tamaños y de formas. Estas tijeras deben tener una acción de cierre suave y cortar de manera limpia.

- Escalpelos. En la sala operatoria se encuentran disponibles diferentes microescalpelos con distintos tipos y formas de hoja para el corte de tejido.
- Aparato de succión. Las puntas de succión utilizadas en este procedimiento tienen un borde suavemente redondeado para evitar daños a las estructuras cerebrales durante la disección y tienen un diámetro pequeño. Se prefiere la succión baja, ya que una succión alta puede romper pequeños vasos sanguíneos, así como aneurismas y dañar estructuras neuronales. Para ello se han introducido ejes de succión sin agujeros de regulación de presión y una bomba de succión eléctrica cuya presión esta rigurosamente regulada.
- Taladro de alta velocidad (craneótomo). Un concepto importante en la microcirugía de aneurismas ha sido la craneotomía para crear la ventana necesaria para acceder al cerebro. Para quitar secciones del cráneo, se hace uso del taladro eléctrico de alta velocidad. La velocidad se controla con mayor precisión que con instrumentos accionados por aire y se puede invertir el sentido de giro del taladro.

Además de estos instrumentos se encuentra una variedad de pinzas, bisturís, ciertos aparatos de cauterización, anestésicos, algunos disectores y herramientas de suturación.

2.3.3. Imagenología.

La imagenología médica comprende la realización de todo tipo de exámenes: diagnósticos y terapéuticos, en los cuales se utilizan equipos que adquieren imágenes del organismo. Estas imágenes dependiendo del método utilizado para su obtención pueden ser una radiografía, un ultrasonido, una resonancia magnética o una tomografía, principalmente. Términos que se han vuelto parte de la vida cotidiana y han tomado un papel importante en la cura de muchas enfermedades.

Esta disciplina, emplea diferentes modalidades de imágenes del cuerpo humano, obtenidas mediante un conjunto de equipos y métodos como ultrasonido, tomografía axial computarizada, resonancia magnética nuclear, radiología convencional y digital, para llegar en forma rápida y segura a la detección de numerosas enfermedades, volviéndose herramientas imprescindibles para la correcta atención de los pacientes.

Una de las mayores ventajas que tiene la imagenología es la posibilidad de avanzar en el tratamiento de alguna enfermedad sin la necesidad de intervenir quirúrgicamente al paciente; siendo conocidas estas técnicas como métodos no invasivos. Todas estas técnicas comenzaron con el descubrimiento de los rayos X por William Crookes en el siglo XIX, abriendo las puertas a la imagenología. (Montaño Zetina, Luis Manuel, 2007)

La radiación se define como energía en movimiento, esta energía puede ser electromagnética o corpuscular; ionizante o no ionizante; alfa, beta o gamma, y es invisible para nuestros sentidos la mayor parte del tiempo (calor y luz son las únicas formas de radiación permitidas), lo que hace que su uso pueda llegar a ser peligroso o incluso letal en algunas circunstancias. Por lo que es necesario disponer de un instrumento para poder medirla y así dosificar su uso. Dichos instrumentos son los detectores de radiación.

El principio de funcionamiento de un detector de radiación se basa en los diferentes mecanismos físicos de interacción de la radiación con la materia, los cuales consisten principalmente en el desprendimiento de electrones de los átomos que conforman el material del detector. Estos electrones pueden ser recolectados con algún dispositivo, llamado ánodo y esto constituye la señal que el detector nos muestra.

Posteriormente se investigó en qué consistía la radiación, y fue así como se clasificó en alfa, para núcleos de helio; beta, para electrones y positrones; y gamma para fotones, partículas de luz sin masa.

Hay diversas técnicas para obtener imágenes a partir de estos sensores, como son TAC, PET, SPECT, ultrasonido, resonancia magnética nuclear (RMN) que serán explicadas brevemente a continuación.

TAC. El TAC o Tomografía Axial Computarizada, produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo. En lugar de obtener una imagen como la radiografía convencional, el TAC obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo y obtener una serie de

imágenes que son similares a rodajas (cortes) del cuerpo y posteriormente estas rodajas se procesan en una computadora para darnos un modelo tridimensional del cuerpo analizado.

PET. La tomografía por emisión de positrones es una técnica que mide la actividad metabólica de los diferentes tejidos del cuerpo humano, especialmente del sistema nervioso central. Este tipo de tomografía se basa en detectar y analizar la distribución que adopta en el interior del cuerpo un radioisótopo administrado a través de una inyección, esto hace que se produzcan emisiones de rayos gamma al interactuar los positrones emitidos por el radio isótopo con los electrones de los tejidos. Estos rayos gamma son medidos y de esta forma se obtienen las imágenes de estudio (Montaño Zetina, Luis Manuel, 2007).

SPECT. La tomografía computarizada de emisión monofotónica es semejante al PET con la diferencia de que en este caso el agente radioactivo introducido en el paciente directamente emite la radiación gamma sin tener que ser producida por la interacción de positrones con electrones. Se dice que es monofotónica por qué a diferencia de la PET donde se producen dos fotones al interactuar un positrón con un electrón, en este solo se produce uno, lo que a su vez hace que se sea menos sensible la detección del origen del fotón. La detección de la emisión gamma (fotones) permite la generación de imágenes que son utilizadas posteriormente en la reconstrucción tridimensional («U.S. National Library of Medicine, 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894 U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health. Updated April 30th 2018», 2018).

Ultrasonido. Este tipo de imagen emplea los ecos de una emisión de ultrasonidos dirigida sobre un cuerpo u objeto como fuente de datos para formar una imagen de los órganos o masas internas. El ultrasonido es producido por un transductor que funciona de manera semejante a un micrófono, pero a muy alta frecuencia, estas ondas son transmitidas hacia el cuerpo y se recibe el eco al interactuar estas ondas de sonido con el cuerpo, este eco recibido es el que posteriormente se utiliza para crear la imagen. En el ultrasonido no se usa radiación por lo cual es ideal para ser usado en mujeres embarazadas y obtener estudios fetales no invasivos (Montaño Zetina, Luis Manuel, 2007).

Resonancia Magnética Nuclear (RMN). En esta técnica se alinean los campos magnéticos de los átomos de hidrógeno en una dirección por medio de un campo magnético externo. Posteriormente se desactiva el campo magnético externo y al regresar los átomos a su orientación original, estos “resuenan” emitiendo una señal en el espectro de las radiofrecuencias que es posible captar consiguiendo de esta manera la imagen requerida por el estudio.

En el caso de las craneotomías, antes de realizar cualquier abordaje se toman estudios de imagen para poder conocer la ubicación de la zona objetivo dentro de la zona intracraneal y de esta manera poder hacer la planeación quirúrgica y el marcaje de la zona que debe hacerse para poder hacer el acceso al área intracraneal (Pereira Riveron, Ramiro, 2009), en la mayoría de los casos estos estudios de imagen previos son realizados utilizando TAC o RMN (X. Yang et al., 2016).

2.4. SIMULADORES.

Podemos ver a la simulación como el uso de modelos que recrean la experiencia de la vida real, dichos simuladores pueden ser utilizados para comprender el funcionamiento de un sistema, desarrollar y evaluar estrategias ante una situación específica y la recreación de una experiencia dentro de un contexto acotado y seguro.

Dentro de todo el conjunto de simuladores, podemos ver como el uso de estos comienzan a ganar aceptación en diversos campos como lo son, aviación, transporte, estrategia militar y medicina, tomando como escenas de entrenamiento eventos que pueden ser de gran relevancia y riesgo, donde errores o una toma de decisiones errónea puede conllevar grandes pérdidas o incluso catástrofes (Rehder et al., 2016) que involucrarían la pérdida de vidas humanas. Este tipo de simuladores se conocen como simuladores de entrenamiento.

2.4.1. Clasificación de los Simuladores.

Los simuladores de entrenamiento pueden ser clasificados como simuladores físicos, de realidad virtual o de realidad mixta (Bohm & Arnold, 2015; Hoh et al., 2013). Animales y cadáveres suelen ser los modelos físicos y son considerados un estándar en los métodos de entrenamiento quirúrgico (Chan, Conti, Salisbury, & Blevins, 2013; Cohen et al., 2013). Sin embargo, estos tienen limitaciones como biorriesgos a los que se está expuesto, rigidez del tejido y la duración durante la cual el tejido se puede mantener en condiciones adecuadas.

El segundo tipo de simuladores es la realidad virtual, en la cual el desarrollo de la tomografía computarizada y la resonancia magnética han permitido la creación de modelos 3D anatómicos (Kunkler, 2006). Sin embargo, uno de los mayores retos de dichos modelos es la recreación de la elasticidad del tejido deformado, el complejo sistema de capas y la estructura no homogénea del tejido (Hoh et al., 2013), (Alaraj et al., 2011; Limbrick Jr & Dacey Jr, 2013; Mattei et al., 2013; Xu, Liu, Zhang, & Hu, 2010; Zhu & Gu, 2012).

Finalmente, los simuladores de realidad mixta conocidos como simuladores híbridos. Estos simuladores consisten de un componente físico y de uno virtual en los cuales los usuarios perciben tanto el mundo físico como el virtual (Halic, Kockara, Bayrak, & Rowe, 2010; Hoh et al., 2013; Jabbour & Chalouhi, 2013; Limbrick Jr & Dacey Jr, 2013).

En un inicio uno podría considerar la realidad virtual y la realidad física como opuestos, o incluso como antónimos, siendo que ambos conceptos forman un todo. Es común ver la realidad virtual como un espacio en el cual el participante está totalmente inmerso en un mundo totalmente sintético, el cual puede o no puede imitar las propiedades de un mundo real, sea este existente o no, pero este también puede sobrepasar las propiedades del mundo real, creando un mundo en el cual las reglas que gobiernan la gravedad, tiempo y materia no se mantengan en lo más mínimo. Por el contrario, el mundo real claramente está contenido por las reglas de la física, sin embargo, no debemos ver ambos conceptos como opuestos sino más bien como el estar ubicados en lados opuestos de un conjunto llamado el continuo

Realidad-Virtualidad, tal y como se muestra en la Ilustración 5 de (Milgram, Takemura, Utsumi, & Kishino, 1995).

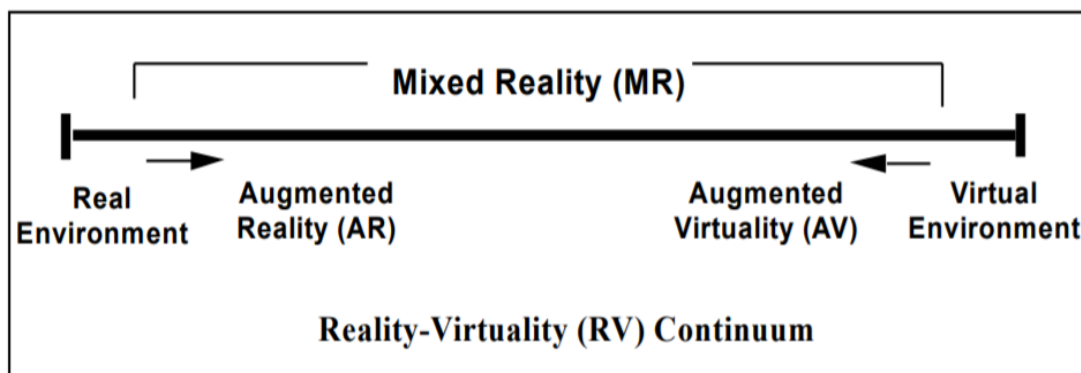


Ilustración 5. Forma simplificada de ver el continuo Realidad-Virtualidad (Milgram, Takemura, Utsumi, & Kishino, 1995).

Por lo tanto, tenemos 4 posibilidades dentro de este continuo.

Ambiente real: Consiste únicamente de objetos reales e incluye cualquier cosa que pueda ser observado al ver una escena del mundo real, ya sea de manera persona o a través de una ventana o algún tipo de medio gráfico, como puede ser el video.

Ambiente Virtual: En el otro extremo tenemos este mundo que consiste únicamente de objetos virtuales, como lo pueden ser simulaciones gráficas por computadora, sean inmersivas o por medio de un monitor.

De esta forma es fácil definir como realidad mixta todo aquel ambiente en el cual objetos reales y virtuales son presentados simultáneamente, es decir entre los extremos de ambientes reales y virtuales.

Realidad Aumentada: Se consigue al aumentar la retroalimentación natural percibida del mundo real con pistas virtuales las cuales suelen ser en el aspecto visual.

Virtualidad Aumentada: De manera similar a la realidad aumentada, este tipo de ambientes se logran al tener un ambiente virtual y dar pistas o señales correspondientes al

mundo real en cualquiera de los sentidos. Estas pistas pueden ser acústicas, visuales, hápticas, olfativas o incluso del sentido del gusto.

Basado en estos tipos de características es que se clasifican los simuladores en las 3 clases principales mencionadas, de acuerdo con el tipo de modelos y características del simulador.

Animales, cadáveres y el uso de modelos físicos, tanto sintéticos como reales son la base de los simuladores físicos, los cuales forman parte de la metodología estándar en cuanto al entrenamiento y formación de nuevo personal médico. Sin embargo, conllevan una serie de desventajas y limitaciones, como puede ser la dificultad de conseguir, utilizar y conservar el tejido, en especial en los orgánicos, así como puede ser los riesgos a la salud de utilizar dichos modelos físicos (Rehder et al., 2016), incluso dichos simuladores físicos suelen fallar en lo referente a representar fielmente el tejido vivo, en gran parte debido a la degeneración que experimenta el tejido y a la dificultad de reproducirlos usando materiales sintéticos. A esto también hay que añadirle el que la naturaleza de algunos procesos es destructiva por sí mismo, como es el proceso de realizar una craneotomía, en el cual hay que realizar perforaciones, lo cual destruye el modelo físico utilizado y se requiere crear uno nuevo para volver a realizar la simulación como se muestra en la Ilustración 6 de (Ryan, Almefty, Nakaji, & Frakes, 2016).

En cuanto a los simuladores virtuales, en estos se suelen utilizar modelos 3D obtenidos por medio de TAC y RMN. Esto permite la creación de ambientes virtuales 3D interactivos, como la posibilidad de explorar modelos anatómicos expuesta por (S Teodoro Vite, Velasco, Muscatello, Castañeda, & De Paolis, 2019), en el cual por medio de gestos manuales, permite el cambio de los modelos expuestos dentro del ambiente virtual. Sin embargo, hay un gran reto en el sentido de recrear las propiedades físicas de los elementos tomados del mundo real, es especial la recreación de las deformaciones de dichos modelos, más si el tejido no es homogéneo o si consiste en diversas capas. Otro reto importante es la

generación de cambios topológicos en tiempo real, como es el realizar cortes, perforaciones, etc.

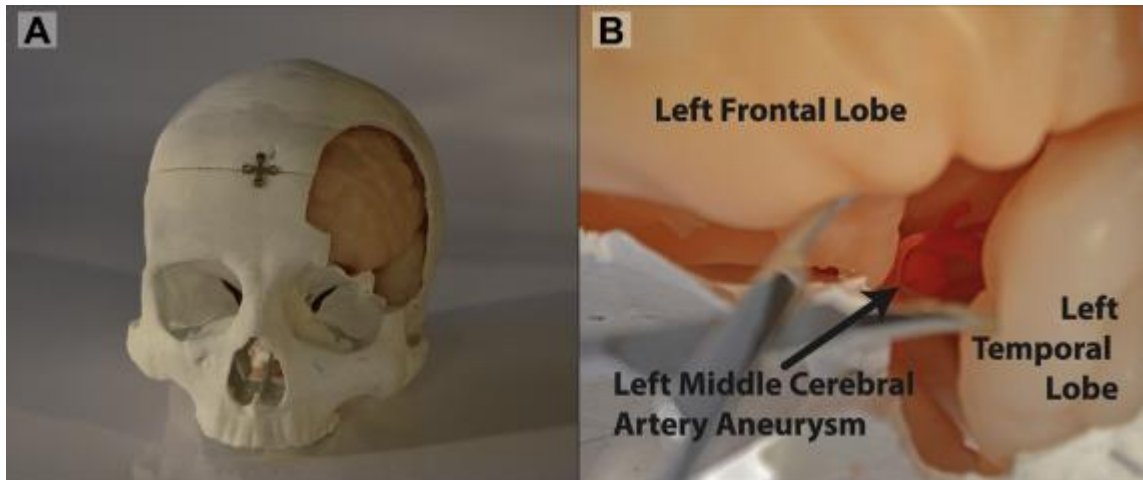


Ilustración 6. En A, cráneo obtenido por medio de impresión 3D, representando la incisión de una craneotomía tendiendo en su interior un cerebro elástico. En B, Fórceps retrayendo el lóbulo frontal izquierdo y temporal revelando un modelo 3D impreso de un aneurisma (Ryan, Almefty, Nakaji, & Frakes, 2016).

Los simuladores de realidad mixta, también conocidos como simuladores híbridos consisten generalmente en modelos físicos, los cuales son aumentados virtualmente por medio de displays o recreando la experiencia quirúrgica, realizando una recreación del modelo físico a utilizar, capturarlo por medio de una cámara y en el proceso de desplegarlo en la pantalla, incorporar pistas u objetos virtuales, aumentando el realismo del proceso, agregar ruido o métricas. Otra opción dentro de los simuladores híbridos es el uso de un entorno virtual con modelos virtuales y la incorporación de sensaciones del mundo real, hápticas y acústicas principalmente, esto con el fin de aumentar la sensación de inmersión dentro del simulador.

2.4.2. Juegos Serios.

Cuando pensamos en juegos, en general pensamos en relajación, entretenimiento y en diversión, lo cual viene a ser algo muy adecuado cuando lo apegamos a la realidad, pues un juego suele cumplir generalmente estos fines. Por otra parte, la palabra “serio” nos refiere a algo que parece completamente lo opuesto a lo anterior, implicando en general responsabilidad, aburrimiento o al menos no diversión.

Al jugar se desarrollan una serie de habilidades necesarias para alcanzar un objetivo específico, es decir, para ganar es necesario mejorar una forma de pensar o de actuar específica, dicha habilidad necesaria se ve expresada en las reglas que limitan las acciones del jugador y moldean las interacciones de este, ya sea consigo mismo a modo de reglas autoimpuestas o con otros jugadores, ya sean humanos o virtuales.

Un juego serio involucra las actividades de competencia y de alcanzar objetivos claros que exhiben los juegos tradicionales con el detalle de que tiene enfoque muy claro en el desarrollo y aprendizaje de la habilidad a diferencia de la diversión (Marcano, 2008). Es decir, el objetivo de los juegos serios a diferencia de los juegos tradicionales es aprender en lugar de recreación.

Dentro de los juegos serios vemos una serie de características muy marcadas que nos permiten distinguirlos:

- Están destinados a la educación, el entrenamiento de habilidades y comprensión de procesos complejos.
- Están vinculados en forma evidente con un aspecto de la realidad, lo cual favorece la identificación del jugador con lo que se está representando en el mundo virtual.
- Permiten una práctica segura de los aprendices en el área en el cual se desarrolla el aprendizaje.
- Hay un interés manifiesto en sus contenidos (políticos, económicos, psicológicos, etc.).

2.5. ESTADO DEL ARTE

2.5.1. Simuladores Comerciales en Neurocirugía.

En el congreso nacional de neurocirujanos de 2011 de Estados Unidos fue iniciado el primer curso de simulación e incluyó elementos de simulación en procedimientos vasculares, espinales y craneales, incorporando principalmente simuladores físicos y de realidad virtual. Después de una revisión del curso y una retroalimentación por parte de los asistentes se

estableció una currícula estandarizada que incluía exámenes previos, sesiones cortas de didáctica, demostraciones del simulador, uso del simulador y exámenes de diagnóstico posteriores al uso del simulador, con gran parte del tiempo dedicado al uso del simulador. El simulador utilizado por (Lobel, Elder, Schirmer, Bowyer, & Rezai, 2013) consistió en un módulo para mejorar la enseñanza y desempeño de una hemisferotomía descompresiva, el cual demostró con exámenes antes y después de simulador mejorar la enseñanza en la planeación del corte, localización de la trepanación y tamaño de la craneotomía descompresiva, especialmente en los entre los aprendices novatos.

El campo de la simulación es sumamente aplicable al campo de la neurocirugía, dada la rutina de adquisición de imágenes para planeación y navegación, así como del alto riesgo que presentan los procedimientos envueltos. Dado que el uso de técnicas de imagenología es algo rutinario para la planeación de las cirugías, la creación de modelos personalizados que ayuden a mejorar el entrenamiento en el simulador es una realidad, y la interacción con dichos modelos 3D no tiene por qué estar limitada al uso de computadora-ratón, sino que el proveer de retroalimentación adicional es algo altamente apreciado por los cirujanos (Ju, Pace, & Bambakidis, 2018).

i. Dextroscope.

Dextroscope intenta solucionar las necesidades que surgen en la planeación neuroquirúrgica. Incorpora diferentes técnicas de imagenología para presentar un único conjunto de modelos tridimensionales, lo cual permite a los cirujanos el manipular al paciente virtual y explorar puntos de vista intraoperativos al remover tejido óseo y suave, para poder realizar una mejor planeación de la ruta a seguir durante la operación.

Este sistema surgió como una variante práctica a la tendencia que había en la década de los 90's a desarrollar entornos de inmersión total. Ya que, en lugar de buscar una inmersión total, solo se muestran las manos dentro del ambiente virtual en el cual se muestra el modelo virtual del paciente que está siendo manipulado mediante controles posicionales en el espacio 3D real.

El campo virtual quirúrgico es creado por una imagen estereoscópica la cual es desplegada en un monitor y reflejada mediante un espejo hacia los ojos del usuario. El usuario, que utiliza unos lentes estereoscópicos, sincronizados con el monitor, ve dentro del espejo una imagen estereoscópica que parece flotar detrás del espejo. Con ambas manos detrás del espejo, se experimenta la sensación de tener las manos en el mismo espacio que el modelo 3D. Esta ilusión de estar en el mismo campo de trabajo; las manos y el modelo virtual, permite trabajar de forma delicada y diestra (Ju et al., 2018).

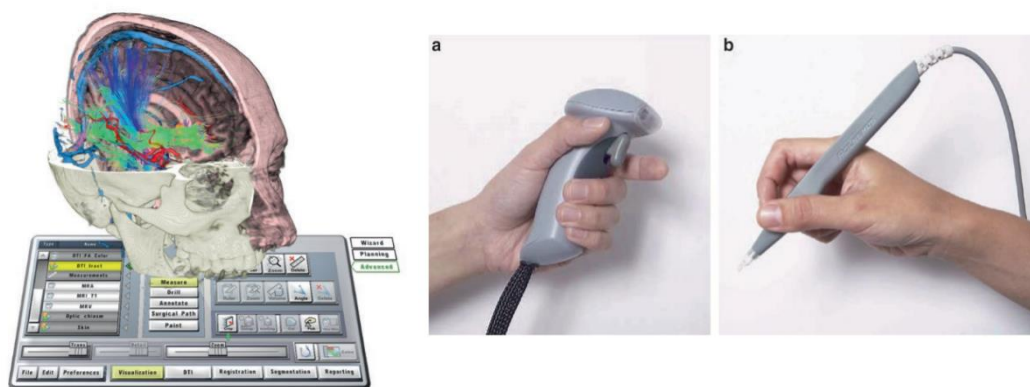


Ilustración 7. Dextroscope, a la izquierda se puede ver como se presenta el modelo virtual junto con el panel de control debajo. A la derecha se ven los dispositivos utilizados para la manipulación del modelo virtual (Ju et al.,

2018).

Para la manipulación de los modelos virtuales, el usuario sostiene dos herramientas, la primera de las herramientas es una herramienta ergonómica con un interruptor que al presionarlo permite mover el modelo 3D libremente como si este estuviera en el espacio real; la segunda de las herramientas es un lápiz que es utilizado para seleccionar una serie de opciones desde un panel virtual de control para poder realizar manipulaciones y operaciones en la imagen 3D. Imágenes del Dextroscope pueden ser vistas en la Ilustración 7. En donde se puede ver la imagen generada con los modelos virtuales, el panel de control virtual y las herramientas físicas (Ju et al., 2018).

ii. ImmersiveTouch.

Desarrollado por la Universidad de Illinois en Chicago (2005), el ImmersiveTouch combina uno o dos dispositivos hápticos, un monitor 3D, dispositivos de rastreo electromagnético y un espejo para crear un ambiente de realidad virtual aumentado.

El monitor 3D permite tener una clara visión de los detalles anatómicos; los dispositivos de rastreo van colocados en la cabeza y la mano del usuario, lo que permite el ajuste de la escena dependiendo de la posición de la cabeza, mientras que el sensor de la mano define el plano de corte y la fuente de luz para integrar la posición de la mano en el ambiente virtual. Los dispositivos hápticos simulan las herramientas quirúrgicas además de que proveen de la información de posición y orientación, computan las fuerzas de colisión y generan la retroalimentación háptica.

Immersive Touch utiliza 4 módulos interconectados para adquirir, procesar e integrar la información gráfica y háptica.

Preprocesamiento de datos volumétricos.

Este módulo es el encargado de utilizar las imágenes obtenidas por TAC y RMN para la generación de un modelo tridimensional. La cabeza virtual está hecha por medio de isosuperficies poligonales que corresponden a cada una de las capas anatómicas.

Seguimiento de mano y cabeza.

Ambos sensores electromagnéticos permiten el computo de la perspectiva visual de acuerdo con los movimientos de la cabeza y el ajuste del plano de corte junto con la fuente de luz.

Integración Háptica.

Cada isosuperficie está definida por cuatro parámetros: rigidez, viscosidad, fricción estática y fricción dinámica. Por medio de los dispositivos hápticos y una gran tasa de respuesta, se puede interactuar con los elementos virtuales y se provee una retroalimentación háptica acorde con las múltiples capas y texturas de las isosuperficies para generar la retroalimentación háptica de acuerdo con las colisiones computadas entre los modelos tridimensionales y los dispositivos hápticos en la realidad virtual.

Integración Gráfica.

El modelo tridimensional es desplegado a través de un nodo de cámara que representa la perspectiva estereoscópica de forma tal, que esta ajustada a la cabeza del observador. La perspectiva es posteriormente ajustada en la profundidad utilizando el sistema de localización de la mano (Brunozzi et al., 2018), Ilustración 8.



Ilustración 8. Configuración del Immersive Touch, el modelo virtual es visto a través de un espejo (Brunozzi et al., 2018).

Así este simulador de esta forma permite el aprender nuevas habilidades y mejorar el desempeño quirúrgico por medio de la repetición y práctica, combina las ventajas de simuladores de realidad virtual general con las propiedades de la realidad virtual inmersiva.

iii. NeuroTouch (NeuroVR).

Este sistema (2008) se enfoca en el entrenamiento de tareas de neurocirugía cortas y muy específicas con manipulación de modelos 3D. El sistema tiene la opción para seleccionar diferentes herramientas quirúrgicas, incrementar el nivel de dificultad, seguimiento de movimientos y medir el tiempo del usuario. Como, se mencionó previamente el sistema está enfocado en hacer operaciones parciales de forma tal que un aprendiz logre tener las habilidades quirúrgicas mínimas. Ventriculostomía, navegación de endoscopía nasal, reducción de tumores y microdissección, son algunos de los procedimientos implementados en NeuroTouch (Brunozzi et al., 2018).

El trabajo sigue la corriente cada vez más creciente de buscar la forma de lograr capacitar a personal médico en labores complejas. Especialmente cuando los procedimientos más sencillos se realizan con métodos no invasivos y los casos en los cuales es necesario hacer cirugía, son casos complejos que requieren un alto nivel de habilidad.

La plataforma de NeuroTouch asemeja el espacio de trabajo de una neurocirugía abierta al replicar la visión estereoscópica y la ergonomía de un microscopio en la sala de operaciones. Así mismo el NeuroTouch dispone de 2 dispositivos hápticos que permiten la interacción táctil de tejido blando con un instrumento quirúrgico en cada uno de los instrumentos hápticos. Pedales, sensores en el manejo de las herramientas, mandos de control y botones pueden ser utilizados para el control de las herramientas al estar conectados a la computadora por medio de un controlador tal y como se muestra en la Ilustración 9.



*Ilustración 9. Configuración del simulador NeuroTouch.
(Brunozzi et al., 2018).*

El software permite una simulación basada en física de las propiedades y comportamiento de los tejidos, la interacción de herramientas quirúrgicas con tejido cerebral y sangrado dinámico utilizando una computadora de gama alta. La malla también se deforma de acuerdo con la acumulación de sangre y efectos locales ocasionados por las herramientas. La disección de tejido activa el sangrado, y la cantidad de sangrado depende del nivel de vascularización presente en la superficie, el número de vascularidades intersectadas por el plano de corte y tiempo. El sangrado puede ser localmente controlado por medio de cauterización.

Todo esto es computado por la tarjeta gráfica del sistema para minimizar la carga en CPU. Una textura de alta resolución es colocada sobre la malla, para mejorar el realismo de las escenas. La imagen resultante es deformada y difuminada para simular los efectos ocasionados por la distorsión del microscopio y la profundidad de campo.

NeuroTouch también permite la simulación de resección de tumores a través de una craneotomía utilizando aspirador ultrasónico, aspirador quirúrgico, cauterizador bipolar y microtijeras. La rigidez del tejido puede ser ajustada durante la simulación por medio de dos diales físicos ubicados en el área de trabajo. Además de los tejidos deformables, el espacio quirúrgico incluye representaciones fijas y rígidas de piel, cráneo, duramadre y ganchos. Las vascularidades son representadas por medio de texturas a lo largo de la superficie y a través del volumen. La superficie del cerebro y del tumor experimentan pulsaciones a una tasa de 60 pulsaciones por minuto (Bernardo & Evins, 2018).

iv. Surgical Rehearsal Platform.

La plataforma de ensayo quirúrgica (SRP por sus siglas en inglés) fue desarrollado por Surgical Theater LLC (*Limited Liability Company*) en Mayfield, Ohio, y fue una respuesta a la creciente demanda de tecnología de simulación para poder minimizar la restricción de necesitar una gran cantidad de pacientes para poder realizar el entrenamiento de los cirujanos en formación. El software, desarrollado parcialmente por ingenieros que pertenecieron a la fuerza aérea israelí, fue inspirado en la tecnología utilizada para el desarrollo de los simuladores de vuelo, creada para el entrenamiento de pilotos de combate.

El sistema recibió permiso de la FDA (*Food and Drugs Administration*) en 2013, comenzó a utilizarse en diversas instituciones a lo largo de los Estados Unidos para la planeación de resección de tumores intracraneales, embolización de aneurismas y malformaciones arteriovenosas y procedimientos espinales.

El simulador requiere de una computadora personal, dos monitores, dos controladores 3D y lentes estereoscópicos, los cuales trabajan de manera conjunta para proveer un ambiente quirúrgico realista para el usuario. Para la reconstrucción visual utiliza segmentación de 20

minutos de imágenes DICOM (*Digital Image and Communication On Medicine*) de un paciente específico, lo cual produce los modelos necesarios para la simulación, en el caso de consistir en un clipaje de un aneurisma, estos modelos consisten en el modelo del aneurisma y del tejido circundante. Así mismo el simulador brinda retroalimentación háptica por medio de un par de dispositivos hápticos Phantom Omni de la compañía SensAble Technologies, ahora adquirida por 3DSYSTEMS. La deformación del tejido ofrece al usuario un mejor modelo virtual que simula la sensación mecánica y sensorial experimentada durante un procedimiento real.

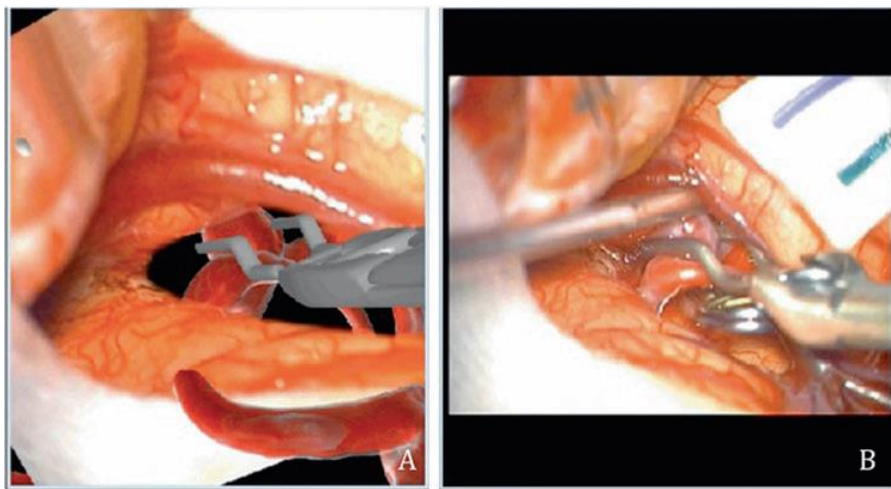


Ilustración 10. (a) SRP y en (b) se puede ver como la planeación preoperatoria es utilizada para la selección del clip y entrenamiento (Ju et al., 2018).

El simulador permite la modificación de la segmentación del tejido y el poder manipular virtualmente cualquier herramienta seleccionada para esa configuración específica. También los cirujanos pueden cambiar el ángulo de visión en un rango de giro de 360° en el área operativa, lo cual permite la visualización de estructuras neurovasculares que de otra forma serían inaccesibles para el cirujano.

En la parte de la apertura craneal para la simulación de clipaje de aneurisma, el sistema permite utilizar un taladro virtual para poder hacer el marcado del área en el cual es deseado hacer la apertura craneal y así revelar la zona de cerebro que será manipulada (Ju et al., 2018).

Este tipo de simulador tiene la gran ventaja de poder utilizar modelos individualizados, lo cual permite realizar una planeación quirúrgica especializada que permite que el cirujano explore la línea de abordaje y navegación a través del tejido cerebral, pudiendo ver vascularidades que de otra forma estarían ocluidas. De forma similar es posible el hacer la planeación de la zona y extensión en donde se realizará la craneotomía para poder tener el rango de maniobra suficiente y poder acceder de forma correcta, en la Ilustración 10A se puede ver la simulación utilizando la plataforma y en Ilustración 10B el clipaje en una situación real.

2.5.2. Otros simuladores.

Uno de los campos en los cuales se puede ver una amplia investigación en el área de perforación de hueso es en ortopedia, ya que esta actividad es un paso esencial antes de la inserción de tornillos y pines (Y. Chen & X. He, 2013).

Como primer ejemplo del desarrollo de estos simuladores podemos ver el trabajo de Tsai et al. (Tsai, Hsieh, & Tsai, 2007) en el cual se modela el proceso de perforación de hueso basados en los trabajos previos realizados en el área de perforación de metales (Ema & Marui, 2003; Langella, Nele, & Maio, 2005; Strenkowski, Hsieh, & Shih, 2004; J. A. Yang, Jaganathan, & Du, 2002). En dicho simulador se realizaba la perforación de huesos del fémur y de la sección de la cadera cuyos modelos se obtuvieron por medio de tomografía computarizada. Sin embargo, en dicho simulador no se realizó la evaluación con expertos en cuanto a la percepción de las fuerzas generadas por su modelo.

Otro ejemplo también en la rama de la ortopedia fue el desarrollado por (Y. Chen & X. He, 2013) para la perforación de hueso de femoral en una cirugía de fractura de cadera, en dicho simulador se utilizó como dispositivo háptico un Phantom Premium con 6 grados de libertad, dentro del simulador el hueso es modelado por medio de un escaneo realizado con una TAC o por medio de imagen de resonancia, mientras que el taladro como tal se modela utilizando un volumen cilíndrico. En este simulador la computación de las fuerzas de respuesta háptica fue realizado basado en la tasa de remoción de material, la cual dependía del diámetro del taladro, así como de su velocidad de giro.

Dentro de los simuladores de neurocirugía podemos ver el trabajo realizado por (Echegaray et al., 2014), en el cual dicho simulador realiza la perforación del cráneo así como luego la interacción con el cerebro, obteniendo los modelos con CT y RMN. Para la simulación de la remoción del cráneo se realiza la disminución en la densidad de los voxels con los cuales colisiona la herramienta. Para el cálculo de la normal de la colisión, así como la profundidad de esta se basaron en los modelos de McNeely et al. (McNeely, Puterbaugh, & Troy, 2005; Renz, Preusche, Pötke, Kriegel, & Hirzinger, 2001) y de esta forma computaron la fuerza que habría de producir el dispositivo háptico.

Un trabajo para la predicción de las fuerzas de perforación experimentadas en cirugía fue el realizado por Lin et al. (Lin, Chen, Yu, Zhang, & Yuan, 2017) en el cual se utilizaron huesos cadavéricos frescos, en la fase de entrenamiento y obtención de datos para la regresión lineal así como en la fase de evaluación experimental.

El simulador realizado por (Sergio Teodoro Vite, Velasco, Valencia, Lomelí, & Castañeda, 2018), permite la exploración del Valle Silvano, con el fin de hacer la aproximación y clipaje de un aneurisma que se encuentra dentro del cerebro. Dentro de dicho simulador se utilizó el motor de simulación de SOFA, dispositivos hápticos y modelos virtuales de las herramientas quirúrgicas. Lo cual, todo unido permite la simulación interactiva con un cerebro deformable, cuya deformación, calculada por métodos de elemento finito, es perceptible por el sentido del tacto, al igual que la interacción con el aneurisma.

En el estudio presentado por (Heredia-Pérez et al., 2019) también realizaron un simulador utilizando dispositivos hápticos, el cual se replicaba el proceso de remoción de un tumor de la glándula pituitaria en una resección transesfenoidal. En este caso el modelo para calcular la deformación del tejido, cerebro y tumor fue usando un método de dinámica basado en posición utilizando el motor de NVIDIA Flex. En dicho simulador también se comparó las rutas realizadas al usar diferentes tipos de escalamiento de movimiento al realizar la operación los cirujanos.

Tradicionalmente, los canales visuales y auditivos han sido privilegiados en la evolución de la interacción entre humanos y computadoras, sin embargo, las sensaciones táctiles han sido agregadas paulatinamente con el desarrollo de dispositivos pensados principalmente para las manos, como lo fueron el *mouse* teclado, pantallas táctiles como medios de recepción de información. El desarrollo de la háptica ha permitido la percepción del sentido del tacto por medio de dispositivos no limitados únicamente a la captura de información lo cual nos permite incorporar una canal más a los sistemas de entrenamiento, el cual se ha mostrado ser de vital importancia para el desarrollo de habilidades.

CAPÍTULO 3. MODELOS COMPUTACIONALES.

Después de haber revisado los conceptos esenciales en el capítulo pasado, pasaremos en este capítulo a revisar los conceptos relacionados con los modelos y la simulación que serán de utilidad durante la ejecución del proyecto, dichos conceptos abarcan a los modelos de simulación.

3.1. MODELOS DE SIMULACIÓN DE TEJIDOS.

Como ya se ha mencionado previamente la naturaleza propia de la simulación consiste en la utilización de técnicas para imitar, simular las diversas operaciones y procesos que ocurren en el mundo real. Estas operaciones o procesos de interés a imitar son llamados sistemas. Para poder estudiar dicho sistema científicamente, generalmente es necesario el fijar una serie de suposiciones acerca de cómo funciona dicho sistema. Estas suposiciones, que generalmente toman la forma de relaciones lógicas o matemáticas, constituyen un modelo que utilizado para intentar obtener información sobre cómo es el comportamiento del sistema.

Si las relaciones que componen el modelo son lo suficientemente simples, es posible usar métodos matemáticos para obtener información exacta sobre aquello que queremos conocer del sistema, esto es la solución analítica. Sin embargo, la mayor parte de los sistemas presentes en el mundo real son demasiado complejos como para permitir que modelos realistas puedan ser evaluados analíticamente, así que estos modelos deben de ser estudiados por medio de una simulación, en donde usamos una computadora para poder evaluar un modelo numéricamente y la información es reunida para dar una estimación de las verdaderas características del modelo (Law, Kelton, & Kelton, 2000).

Los modelos pueden ser de dos formas: contruidos física o matemáticamente. Siendo los segundos los más extendidos actualmente debido a que son más versátiles y económicos. En aplicaciones específicas los modelos matemáticos consisten en software de computadora que es fácil de adaptar a cambios en las propiedades del sistema, además de que poseen una gran capacidad de generalizarse y consistencia conceptual entre los diferentes modelos, lo

que lleva a importantes implicaciones prácticas puesto que lleva a un menor costo en recursos y esfuerzos.

Al integrar el conocimiento tecnológico y científico sobre un determinado sistema se busca predecir el comportamiento de este. Así, incorporando este conocimiento en software, una computadora puede procesar la información disponible sobre el estado del sistema y en base al modelo llegar a una conclusión del futuro estado del sistema. Actualmente, estos modelos matemáticos se encuentran presentes en una gran cantidad de simulaciones numéricas que permiten el estudio de sistemas complejos y fenómenos naturales que de otra manera sería muy costoso, peligroso o incluso imposible de estudiar con experimentación directa (Herrera & Pinder, 2012).

3.1.1. Modelo de Partículas.

El modelo de partículas es en cierta medida el más simple y es obtenido de la mecánica clásica tratando a los objetos de masa como una partícula. La partícula tiene asociada una posición, localizada en el centro de masa del objeto. Así que la única operación que se le aplica a la partícula es la de traslación. La representación entonces estos objetos se transportan a un espacio euclidiano en el cual son simplemente un punto, que es donde estaría inicialmente el centro de masa del objeto. Este modelo fue creado por Isaac Newton (1642-1727) y usado para explicar la ley de gravitación universal, en la cual tomó al sol y a los planetas como partículas. También, usando la segunda ley de Newton podemos definir la transformación de posición que sufre un cuerpo al aplicársele una fuerza externa (Sergio Teodoro Vite, 2012).

Teniendo un objeto de masa en $\bar{x} = x_1\hat{e}_i + x_2\hat{e}_j + x_3\hat{e}_k$, donde $\hat{e}_i, \hat{e}_j, \hat{e}_k$ son los vectores unitarios base en el sistema Cartesiano, y $x_i = x_i(t)$ ($i = 1, 2, 3$) funciones del tiempo continuas y diferenciables, que se mueven en un espacio euclidiano, tiene asociada una velocidad y aceleración, ecuaciones 1 y 2.

$$\vec{v}(t) = \frac{dx_1}{dt} \hat{e}_i + \frac{dx_2}{dt} \hat{e}_j + \frac{dx_3}{dt} \hat{e}_k \quad (1)$$

$$\vec{a}(t) = \frac{d^2x_1}{dt^2} \hat{e}_i + \frac{d^2x_2}{dt^2} \hat{e}_j + \frac{d^2x_3}{dt^2} \hat{e}_k \quad (2)$$

Si denotamos la masa total del objeto con m y la suma de fuerzas que actúan sobre él con \vec{F} , de la segunda ley de Newton llegamos a la ecuación 3.

$$\vec{F} = m\vec{a}(t) \quad (3)$$

Así que, dada la masa y fuerza en un objeto, podemos calcular su aceleración y velocidad lineal, y tiempo en un tiempo t , ecuaciones 4-6.

$$\vec{a}(t) = \frac{1}{m} \vec{F} \quad (4)$$

$$\vec{v}(t) = \int \vec{a}(t) dt \quad (5)$$

$$\vec{x}(t) = \int \vec{v}(t) dt \quad (6)$$

3.1.2. Modelo de Objetos Rígidos.

Este modelo adicionalmente a considerar la traslación de un objeto también considera su capacidad de movimiento rotacional, sin considerar la deformación. Es decir, un objeto que se desplaza por el espacio sufre un giro asociado a su inercia, lo que implica que el objeto ya no es un punto en el espacio cartesiano, y se convierte en un conjunto de elementos con masa. Estos elementos mantienen sus relaciones de posición entre ellos, logrando que el objeto no cambie de forma, por lo que no es deformable y de ahí el término “rígido”.

Por lo anterior, no solo va a estar involucrada la segunda ley de Newton, sino que también las ecuaciones de Euler por el movimiento rotacional. Las ecuaciones de Euler son formas especiales de la conservación del momento angular expresado en un sistema de coordenadas con referencia al centro de masa del objeto rígido y que está alineado con los ejes de inercia.

Teniendo entonces I_{11} , I_{22} , I_{33} , los momentos principales de inercia, pertenecientes al tensor del momento de inercia \bar{I} , simétrico:

$$\bar{I} = \begin{bmatrix} I_{11} & I_{12} & I_{13} \\ I_{12} & I_{22} & I_{23} \\ I_{13} & I_{23} & I_{33} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Donde cada componente está dado por:

$$\begin{aligned} I_{11} &= \int_{\Omega(t)} (x_2^2 + x_3^2) \rho(\bar{x}, t) dv & I_{22} &= \int_{\Omega(t)} (x_1^2 + x_3^2) \rho(\bar{x}, t) dv \\ I_{33} &= \int_{\Omega(t)} (x_2^2 + x_1^2) \rho(\bar{x}, t) dv & I_{12} &= - \int_{\Omega(t)} (x_1 x_2) \rho(\bar{x}, t) dv \\ I_{13} &= - \int_{\Omega(t)} (x_1 x_3) \rho(\bar{x}, t) dv & I_{23} &= - \int_{\Omega(t)} (x_2 x_3) \rho(\bar{x}, t) dv \end{aligned}$$

Donde $\Omega(t)$ representa el dominio espacial que ocupa el objeto, \bar{x} es un vector de posición de un elemento de volumen (dv) o de su masa con respecto al origen; $\rho(\bar{x}, t)$ es la densidad del elemento de masa, y x_1 , x_2 y x_3 , son las componentes de dicho vector de posición.

De esta forma las ecuaciones 8-10 son las ecuaciones de Euler para el momento de fuerza, asociados a cada uno de los ejes de referencia.

$$M_1 = I_{11} \frac{d\omega_1}{dt} + \omega_2 \omega_3 (I_{33} - I_{22}) \quad (8)$$

$$M_2 = I_{22} \frac{d\omega_2}{dt} + \omega_3 \omega_1 (I_{11} - I_{33}) \quad (9)$$

$$M_3 = I_{33} \frac{d\omega_3}{dt} + \omega_1 \omega_2 (I_{22} - I_{11}) \quad (10)$$

Donde ω_1 , ω_2 y ω_3 , son las componentes de la velocidad angular $\bar{\omega}$, alrededor de su respectivo eje coordenado. Cuando hay una sola componente diferente de cero de la velocidad angular; esto es, $\omega_i \neq 0$ y $\forall \omega_j = 0$ ($i \neq j, \{i, j\} = \{1, 2, 3\}$) tenemos la ecuación

11.

$$M_i = I_{ii}\alpha_i \quad (11)$$

Donde α_i es la aceleración angular.

También, por conservación del momento angular \bar{L} se cumple la ecuación 12. Donde $\bar{L} = \bar{r} \times m\bar{v}$, siendo \bar{r} la distancia entre el centro de masa del objeto y una masa puntual m , que se desplaza con velocidad lineal \bar{v} .

$$\bar{\omega} = \bar{I}^{-1}\bar{L} \quad (12)$$

3.1.3. Modelos de Parámetros Concentrados.¹

Los modelos de parámetros concentrados son una extensión del modelo de objetos rígidos en el sentido de que algunos de los elementos del modelo no son asumidos como rígidos totalmente, sino que responden de una manera simplificada. La palabra concentrada² es usada para implicar que no todas las propiedades son modeladas de forma exacta. Tomemos por ejemplo el concepto mecánico de “fricción de Coulomb”, la fórmula de fricción estática de coulomb se emplea para indicar la fuerza F necesaria para poder mover un objeto de peso W que descansa sobre una superficie horizontal en la forma de $F = \mu W$, donde μ representa el modelo de fricción. Sin embargo, este término μ concentra en sí mismo una serie de valores como la adhesión, la película de superficie, lubricante y rugosidad del material en cuestión, por lo que la fórmula de fricción de Coulomb es un modelo de parámetros concentrados (Cowin & Doty, 2007).

Para la realización de simulaciones con modelos de parámetros concentrados, se suelen usar una serie de eslabones básicos, los cuales unidos entre si nos dan una serie de comportamientos que podemos utilizar para poder realizar un modelo lo suficientemente acertado de un tejido biológico de acuerdo con nuestras necesidades. Dichos eslabones primarios son 4: resorte de Hawking, elemento de amortiguamiento, elemento contráctil y

¹ Lumped Parameter Models.

² De Lumped en inglés.

elemento de permeabilidad. Los símbolos utilizados para cada uno de estos se pueden observar en la Ilustración 11.

El elemento de resorte, también conocido como modelo de Hook, es caracterizado por una ecuación que relaciona la fuerza F con el estiramiento o compresión x que un resorte experimenta junto con una constante del resorte k en la forma de $F = kx$. Por su parte el modelo de un amortiguador está determinado por una ecuación que relaciona el cambio en la longitud, ya sea elongación o acortamiento, dx/dt , con la fuerza aplicada al amortiguador y una constante de amortiguamiento η , $F = \eta (dx/dt)$.

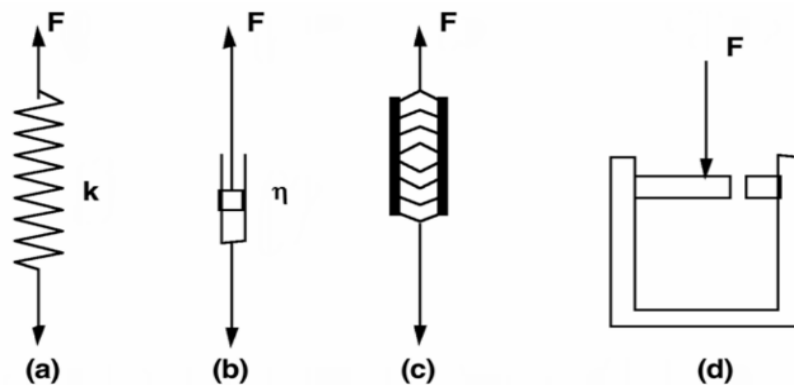


Ilustración 11. De izquierda a derecha los elementos utilizados para crear modelos de parámetros concentrados. Resorte, amortiguador, contráctil y permeabilidad (Cowin & Doty, 2007).

Los modelos de parámetros concentrados utilizan ampliamente los dos modelos anteriores en el estudio de movimiento animal y humano, en especial para explicar la respuesta del material a los fenómenos de deformación por fluencia lenta y relajamiento de esfuerzo¹. La deformación por fluencia lenta es la tensión creciente que exhibe un material bajo una carga constante a lo largo del tiempo. El relajamiento de esfuerzo es la reducción o decaimiento del esfuerzo que experimenta un tejido al estar bajo una tensión constante.

El elemento contráctil o generador de fuerza es un modelo peculiar utilizado en biomecánica y se utiliza principalmente para la modelación de la contracción de los

¹ Creep and Stress Relaxation.

músculos. La tensión generada por un elemento contráctil T es considerada generalmente considerada como una función de la longitud instantánea ζ del elemento, y la velocidad de contracción v_c , $T = T(\zeta, v_c)$. A la tensión generada se le pueden dar diferentes propiedades de acuerdo con el modelo específico. Resumiendo, el elemento contráctil es un generador de fuerza en un modelo resorte-amortiguador en un sistema biológico que envuelve acción muscular.

El elemento de permeabilidad, llamado también elemento Darcy, es utilizado para modelar medios porosos y se desarrolló para explicar el flujo de fluidos a través de este tipo de medios. Para describirlo imaginemos una capa de arena de espesor L colocada sobre una malla rígida, donde las aberturas de la malla son mayores que el tamaño de los pasajes del fluido a través de la capa de arena. Encima de la capa de arena hay una capa de agua que se mantiene siempre a una altura h gracias a un suministro ilimitado de agua mientras el agua pasa a través de la capa de arena. Al final de la capa de arena hay una capa de aire, así como por encima de la capa de agua, teniendo como presión p_0 . Por lo tanto, el decremento de la presión en la capa de arena es de $p_0 + p$, a p_0 , siendo $p = \rho gh$. De esta manera podemos ver que el gradiente de presión a través de la capa de arena es de p/L . El volumen del flujo de agua a través de la arena por unidad de área por unidad de tiempo es denotado como q . Si el área transversal de la capa de arena es A_0 , entonces el flujo de volumen por unidad de tiempo es $A_0(dw/dt)$, donde dw/dt es la razón de cambio a la cual la superficie del agua en la base se está llenando, y el flujo de volumen q a través de la sección de arena esta dado por la ecuación 13.

$$q = \left(\frac{1}{A_0}\right) A_0 \left(\frac{dw}{dt}\right) = \frac{dw}{dt} \quad (13)$$

Darcy llegó a la conclusión de que el flujo de volumen q a través de la capa de volumen es proporcional al gradiente de presión a lo largo de la capa de arena, p/L . Esta constante de proporcionalidad llamada κ es la permeabilidad y es descrita por $k = qL/p$. Reemplazando p/L por el gradiente (dp/dL) , el resultado entonces de la ley de Darcy se

muestra en la ecuación 14. Donde L fue reemplazada por la coordenada x en conformación con el gradiente en una dimensión.

$$q = -\kappa \frac{\delta p}{\delta x} \quad (14)$$

En los modelos pasados cada uno de ellos está constituido por un único parámetro. El siguiente nivel en el modelo de parámetros concentrados, consiste en las combinaciones de estos modelos elementales usando 2 o 3 parámetros, más de 3 parámetros no se considera recomendable puesto que se pierde el nivel de simplicidad que en un principio se buscaba usando modelos concentrados.

Son 3 los modelos principales que utilizan la combinación de dos de eslabones, de Maxwell, Voigt y el modelo consolidado, su simbología se observa en la Ilustración 12. El modelo de Maxwell es una combinación de resorte y un amortiguador configurados en serie. Cuando una fuerza en forma de escalón es aplicada a un modelo de Maxwell, es decir, pasa de cero a una fuerza finita en un instante de tiempo y después se mantiene así. hay en una extensión elástica inicial seguida de una deformación continua mientras el amortiguador es extraído de su “envase”. De esta forma el modelo de Maxwell representa las características de un fluido con una respuesta elástica inicial.

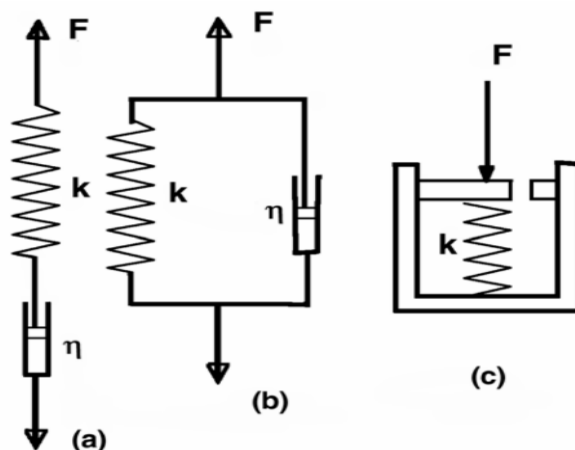


Ilustración 12. Modelos que utilizan dos parámetros concentrados. a) Maxwell, b) Voigt, c) Modelo consolidado (Cowin & Doty, 2007).

El modelo de Voigt es una combinación de un resorte y un amortiguador en paralelo. Cuando una fuerza en forma de escalón es aplicada a este modelo, el movimiento ocurre solo cuando el amortiguador comienza a moverse, por lo que el objeto primero se comporta como un modelo rígido y posteriormente comienza a tener un decaimiento en la resistencia al esfuerzo (*creep*) de forma asintótica ante la fuerza aplicada constantemente sobre el modelo.

Ninguno de los modelos anteriores es considerado especialmente bueno para modelar tejidos deformables. El modelo consolidado de Terzaghi utiliza dos eslabones pertenecientes a mecánica de suelos y que tiene aplicación en el modelo de tejidos biológicos cuando llega el momento de imitar el comportamiento de fluido de agua en la mayoría de los tejidos. Su comportamiento es semejante al de una esponja, si esta tiene agua en ella, entonces su compresión solo puede proceder conforme la cantidad de agua dentro de la esponja sea extraída. De esta forma el modelo se consolida cuando la fuerza que el resorte ejerce hacia arriba va creciendo hasta igualar a la presión que le es ejercida al modelo (Cowin & Doty, 2007).

Para finalizar esta sección de modelos de parámetros concentrado se dará una breve explicación de modelos utilizando 3 parámetros, en este caso se trata de dos modelos, el primero de ellos es el modelo de un sólido linear estándar y el segundo es modelo de Hill, ambos pueden verse en la Ilustración 13.

El primero de ellos consiste en un amortiguador colocado en serie con un resorte, y estos elementos a su vez están colocados en paralelo con otro resorte. Mientras que en el modelo de Hill en lugar de tener un amortiguador contiene un elemento contráctil.

El modelo de un sólido linear estándar es considerado una buena aproximación para la deformación de materiales reales y su ecuación diferencial se observa en la ecuación 15. En la cual agrupando constantes, llegamos a la ecuación 16.

$$F + \tau_x \frac{dF}{dt} = k \left\{ x + \tau_F \frac{dx}{dt} \right\} \quad (15)$$

$$F + \frac{\eta}{k_R} \frac{dF}{dt} = kx + \eta \left(1 + \frac{k}{k_R} \right) \frac{dx}{dt} \quad (16)$$

Donde,

$$\tau_x = \frac{\eta}{k_R} , \quad \tau_F = \frac{\eta}{k} + \tau_x$$

Hay modelos que incluyen más de tres elementos, es decir, son de mayor orden, sin embargo, hay una gran prudencia al utilizar dichos modelos, puesto que al utilizar más elementos se destruye la ventaja de utilizar modelos de parámetros concentrado debido a su simplicidad y se prefiere mejor utilizar otros métodos.

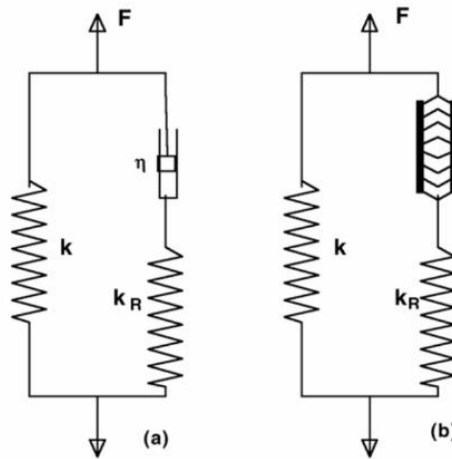


Ilustración 13. A la izquierda el modelo de sólido lineal estándar. A la derecha el modelo de Hill (Cowin & Doty, 2007).

3.1.4. Modelos Estadísticos.

Estos modelos suponen una estructura muy idealizada y simple para sus elementos básicos. En general estos modelos se utilizan para desarrollar relaciones entre las propiedades macroscópicas de sistemas compuestos de un largo número de elementos y las propiedades individuales de cada tipo de elemento dentro del sistema, es decir, permite construir propiedades de comportamiento generales agregando propiedades individuales de los miembros del sistema.

3.1.5. Modelo de Autómatas Celulares.

Los autómatas celulares son idealizaciones matemáticas de sistemas físicos, en los cuales el tiempo y el espacio están discretizados, y los valores físicos a su vez también están discretizados. Una célula consiste en un espacio discreto en el cual se contienen ciertas

variables discretas, estas células a su vez están contenidas en una láttice¹ uniforme. Esta red de células evoluciona en cada intervalo de tiempo, con las variables de cada célula siendo afectadas por los valores de las células colocadas alrededor, de acuerdo con los valores contenidos en el paso anterior. De esta forma los valores de cada célula en toda la red son actualizadas simultáneamente en cada espacio de tiempo de acuerdo con reglas locales.

Los sistemas físicos que contengan varios elementos discretos suelen ser modelados de esta forma, utilizando únicamente reglas locales. Cualquier sistema físico que satisfaga ecuaciones diferenciales puede ser aproximado utilizando autómatas celulares (Wolfram, 1983). Esto permite que con las nuevas capacidades computacionales se cambie la forma de ejecutar operaciones de cálculo utilizando algoritmos computacionales en la forma de resolver dichas ecuaciones con procedimientos paso a paso, y en el caso de una simulación permite ir desarrollando la solución del sistema en cada intervalo de tiempo.

3.1.6. Modelos Deformables.

De manera similar a como el modelo rígido agrega una nueva capacidad de movimiento al modelo de partícula al agregar la rotación, el modelo deformable agrega una nueva capacidad al modelo rígido al permitir movimiento entre dos puntos dentro del modelo. Este modelo es el más utilizado en el estudio de tejidos y fluidos biológicos y representa un dominio del espacio cartesiano en la misma forma en que lo es el objeto siendo modelado. Por lo tanto, tiene todas las características necesarias para usar las capacidades analíticas del cálculo. Específicamente, desplazamientos, esfuerzos, velocidades, y nivel de deformación pueden ser calculados.

Los modelos deformables pueden ser definidos en una, dos o en tres dimensiones, y pueden aplicados asimismo en diferentes áreas de investigación como puede ser en segmentación de imágenes, modelado de objetos y para simulaciones mecánicas interactivas,

¹ Una láttice o red es un conjunto parcialmente ordenado por una relación de orden, en el cual cada subconjunto $\{a, b\}$ de este, que consta de dos elementos, tiene una mínima cota superior y una máxima cota inferior.

en las cuales se intenta replicar la deformación que experimenta un objeto no rígido al serle aplicadas una serie de fuerzas. En este último campo, el cual es de nuestro interés, es donde se encuentran los simuladores médicos, como la realización de planeación quirúrgica y aplicaciones en tiempo real, como pudiese ser la realización de un proceso quirúrgico. Es en este tipo de simuladores en donde es importante el buscar lograr una simulación que se aproxime lo suficiente a la realidad pero que al mismo tiempo pueda ser ejecutada en tiempo real. Incluso, de acuerdo con (Meier, López, Monserrat, Juan, & Alcaniz, 2005) en muchas ocasiones, en los simuladores se busca más una buena interacción con el usuario que una representación precisa del fenómeno en sí.

Dado el gran número de aplicaciones que hay para la realización de simuladores, y a que estos cubren un gran rango de actividades, muy diferentes entre sí, es que no hay un modelo deformable único que sea apropiado para todos los simuladores, sino que se selecciona el método que es considerado el más apropiado para cada caso.

En el marco de tener diferentes aplicaciones y distintos modelos deformables, podemos clasificar estos modelos en 3 grupos básicos: los métodos heurísticos, los métodos mecánicos de medio continuo y los métodos híbridos (Meier et al., 2005).

El grupo de los modelos heurísticos se basa en la hipótesis de que la forma de resolución clásicos y relativamente exacta de resolver el problema de deformación de un cuerpo usando para ello métodos como Elemento-Finito (FEM) son demasiados complejos como para obtener una respuesta en tiempo real. Por lo que el enfoque de los modelos que utilizan esta metodología, buscan encontrar una forma alternativa de resolver la deformación de cuerpos. Uno de los primeros enfoques fue el de simplificar los cuerpos como superficies y utilizar para ello *splines* deformables como una extensión de la técnica gráfica para la representación de curvas y superficies suaves. Posteriormente surgió el modelo iterativo de masa-resorte, iniciando como primer paso con la representación de superficies.

Sin embargo el manejo de objetos sólidos como si estos estuvieran compuestos por menores objetos vacíos, a pesar de permitir reducir el problema en gran parte nos lleva a una

limitación en el realismo, principalmente en lo referente a la conservación de volúmenes, es por eso que han surgido modelos parecidos al de masa-resorte pero usando volumen, uno de estos es el algoritmo de volúmenes ligados y el modelo de masa-tensor que permite establecer relaciones lineares o no lineares derivadas del modelo mecánico de medio continuo para el tratamiento de elementos tetraédricos.

El en el caso de los modelos mecánicos de medio continuo, admiten la hipótesis de que los modelos basados de esta forma cuando son aplicados rigurosamente son demasiado lentos para ser ejecutados en las computadoras actuales. Sin embargo, si estos modelos son simplificados lo suficiente en cuanto al comportamiento del tejido, los modelos pueden ser simulados con cierto nivel de realismo.

Finalmente, están los métodos híbridos que intentan combinar las ventajas de ambas aproximaciones. Este enfoque en general se caracteriza por dividir un objeto deformable en diferentes secciones de acuerdo con la interacción que se espera en dicha sección y en dicha sección aplicar el modelo apropiado.

i. Modelos Heurísticos

- **Modelos basados en geometría.**

Estos fueron los primeros intentos en cuanto al modelado de deformaciones en tejido, algunos de estos intentos fueron deformación libre de forma (FFD) y *splines* deformables. En estos modelos se explora el cómo se puede lograr una deformación en la superficie de un modelo usando una láctice basada en paralelepípedos usando para ellos puntos de control, de esta forma, al cambiar los puntos de control, la superficie de láctice es deformada usando el tensor producto del polinomio de Bernstein para determinar los puntos de la superficie a ser modificados. De esta forma transformaciones locales y globales pueden ser obtenidas al utilizar puntos de control. Otra forma de obtener deformaciones usando *splines* es buscando minimizar la energía potencial la cual es proporcional al nivel de deformación elástica con respecto al desplazamiento de los puntos de control para lograr el grado de deformación correspondiente.

Sin embargo, a pesar de que estos modelos son lo suficientemente rápidos para la lograr la deformación de tejido en forma interactiva, el grado de precisión logrado no es el suficiente para simulación quirúrgica puesto que después de todo la deformación es lograda utilizando puntos de control y no el punto de contacto. Es por esto por lo que en general estos métodos ya no son utilizados en los simuladores modernos puesto que han sido suplantados por modelos que tienen un mejor desempeño (J. Zhang, Y. Zhong, & C. Gu, 2018).

- **Modelo Masa-Resorte (MSM).**

Tal y como dice su nombre, estos modelos están compuestos por mallas compuestas de puntos de masa discretos, unidos entre sí por medio de resortes. De esta forma el contorno del objeto puede ser discretizado en elementos triangulares cuyos nodos son elementos de masa y sus aristas están compuestas por resortes. La ubicación de los centros de masa puede en realidad ser arbitraria, sin embargo, se opta por usar la geometría del modelo visual por cuestiones de visualización, pero una forma de simplificar la red puede ser colocando los centros de masa en el centro geométrico de los polígonos formados por la malla visual original. Una forma de nombrar el tipo de conexión de la malla es usando la notación malla T_i donde $i + 1$ son los vértices con los que tiene contacto cada vértice, así en una malla T_2 cada elemento de masa está unido a otros 3 elementos de masa por medio de resortes. Esta representación es importante puesto que aprovecha que es la misma representación de malla tradicionales por lo que se pueden explotar mejor las capacidades de las tarjetas gráficas que suelen estar configuradas para este tipo de composición. Dicha representación se observa en la Ilustración 14.

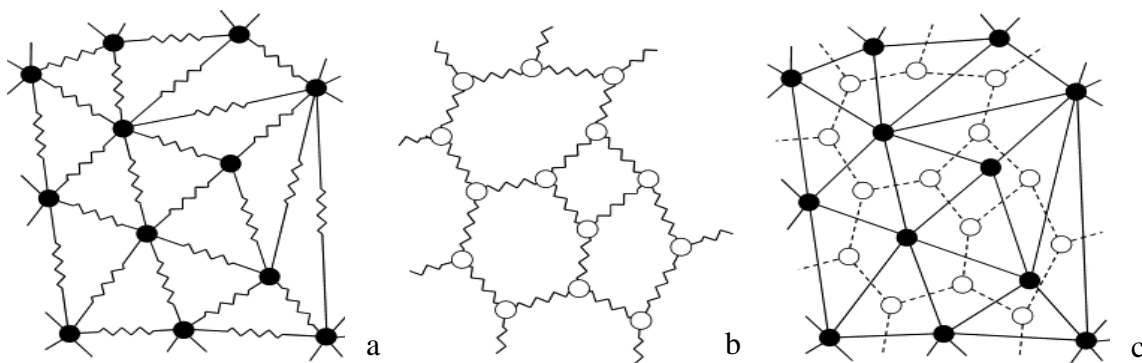


Ilustración 14. A) Malla triangular, con resortes formando elementos triangulares. B) malla T_2 , donde cada elemento está ligado a 3 elementos. C) dualidad utilizando las mallas anteriores donde los elementos de la malla T_2 (blanco) se colocan en el centro de la malla triangular (negro) (Meier et al., 2005).

Usando este modelo podemos obtener el punto de equilibrio utilizando la ley de movimiento de Newton para cada uno de los nodos de la malla, ecuación 17.

$$m^i \frac{d^2 r^i}{dt^2} + \gamma \frac{dr^i}{dt} + f_{int}^i = f_{ext}^i \quad (17)$$

Donde m es la masa del nodo i ; r , las coordenadas del nodo i ; f_{int}^i es la fuerza interior del nodo intentando mantener la posición inicial conectado con los resortes a los nodos adyacentes y f_{ext}^i es la fuerza exterior actuando sobre el nodo i .

La fuerza interior utilizada en la ecuación 17 se obtiene por medio de:

$$f_{int}^i = \sum_{j \in N_i} k_j^i \frac{|r^j - r^i| - |r^j - r^i|^0}{|r^j - r^i|} (r^j - r^i) \quad (18)$$

Donde N_i es el conjunto de nodos con los cuales el nodo i tiene una unión por medio de un resorte, k_j^i es la rigidez del resorte entre los nodos i y j , mientras $|r^j - r^i| - |r^j - r^i|^0$ es la distancia actual y la anterior respectivamente.

La solución al sistema de ecuaciones se obtiene mediante una discretización del tiempo en intervalos de tiempo Δt , generalmente por diferencias de Euler. Mientras el objeto sea más rígido, más pequeño debe de ser el intervalo Δt para que la solución converja. Otra forma de obtener la solución es utilizando Runge-Kutta, el cual permite una mayor estabilidad del sistema, lo que permite tener intervalos de tiempo más grandes, sin embargo, se requiere hacer una evaluación más frecuente de las fuerzas interiores.

La mayor ventaja de este método es la simplicidad de su malla, lo que lo hace ideal para el renderizado y también para para la obtención del sistema de ecuaciones. Hay que notar que muestra una estructura local muy definida por lo que al hacer modificaciones estas son confinadas localmente, lo que permite que actividades como la punción se puedan representar con cierta facilidad, mientras que, si se intenta realizar

una incisión, el interior de la estructura debe de ser creado dado que los modelos de masa resorte representan únicamente la superficie del modelo. Ejemplo del uso de este modelo lo podemos ver en la simulación de una operación transfenoidal para la resección de tumor cerebral (Heredia-Pérez et al., 2019) y .una operación resección de próstata transuretral (Castañeda & Arámbula Cosío, 2004).

Dentro de las mayores desventajas que presenta el modelo es precisamente la localidad de las interacciones y la no conservación del volumen debido a la localidad de sus operaciones, al interactuar con una zona del tejido, el que dicha interacción se propague al resto del tejido toma en ocasiones demasiado tiempo.

Otra desventaja presente es la tendencia a la oscilación del sistema, puesto que depende en gran medida del intervalo de tiempo seleccionado para que converja el sistema, algo que en general debe de ser determinado experimentalmente (Meier et al., 2005).

Así, a pesar de que los modelos de masa resorte hayan sido muy utilizados en el pasado debido a las ventajas de su estructura de malla, lo más probable es que sean reemplazados por un nuevo método que tenga un mayor realismo y que al mismo tiempo tenga la posibilidad de ser ejecutado en tiempo real.

- **Volúmenes ligados.**

Este modelo es una extensión del MSM, basándose en la discretización de todo el volumen del objeto en elementos cúbicos espaciados de forma regular, los centros de dichos cubos son unidos a los centros de los cubos de los vecinos mediante resortes y amortiguadores, mientras que en el centro se colocan las masas.

Es de esta forma que se obtiene un modelo bastante semejante al MSM con la diferencia de que hay un considerable mayor número de nodos y conexiones. Sin embargo, el desempeño es comparable, aunque el tamaño del problema limita la resolución posible para discretizar el objeto lo que cuesta en el realismo mecánico del fenómeno representado.

Para compensar esta discretización en la visualización, se hace un mapeo de una superficie con el objeto deformable, de esta manera la discretización no es algo vital para una visualización realista, pero es algo que inevitablemente cuesta computacionalmente.

Algunas operaciones que se han logrado con estos modelos han sido corte, horadación, unión y desunión al eliminar los elementos que constituyen el modelo. Sin embargo, la localidad de las operaciones sigue siendo una desventaja en estos modelos que se puede compensar disminuyendo la cantidad de elementos dentro del modelo, pero esto ocasiona que se pierda realismo en el comportamiento (Meier et al., 2005).

Un ejemplo de esta aplicación se puede ver al utilizar este modelo para la simulación de un tumor vitreo (Schill, Gibson, Bender, & Männer, 1998).

- **Chain Mail Model.**

Este modelo lo podemos ver como una variación del modelo de volúmenes ligados. Lo podemos visualizar imaginándonos una cota de malla (*chain-mail*) de un soldado medieval en el cual el objeto está compuesto de anillos entrelazados entre sí, que permite una cantidad de movimiento libre siempre y cuando no exceda ciertos límites, al exceder dichos límites, su movimiento se ve ralentizado por las otras anillas que están alrededor. Este el concepto detrás del modelo de *chain-mail* solo que usando esferas en lugar de círculos.

Este modelo puede simular varios tipos de comportamiento mecánico como desplazamiento no lineal ante el esfuerzo, histéresis y relajación ante el esfuerzo. Además de que la propagación de las deformaciones a lo largo del objeto es transmitida de forma rápida, este modelo debido a su simplicidad permite su aplicación en sistemas con millones de voxels y operaciones como punción y corte son logradas al eliminar esferas-anilladas.

Hay, no obstante, problemas con este modelo y uno de ellos como suele ser en los métodos heurísticos es la selección de los parámetros, en este caso en específico es el rango de movilidad de cada esfera-anillada, ya que este rango tiene un impacto significativo en el comportamiento amortiguado del sistema.

Otras limitaciones del modelo consisten en que a pesar de que muy bien puede tener millones de elementos, la deformación experimentada no debe de ser muy extensa puesto que esto incrementa el costo computacional significativamente. También el comportamiento al utilizar modelos no homogéneos presenta dificultades al tener fuerzas que no son proporcionales a la profundidad de la fuerza experimentada. En cuanto a hacer la operación de rasgar un objeto, a pesar de que es posible la operación, dado que el modelo no incluye información del esfuerzo percibido es probable que el rasgado aparezca en lugares que parezcan aleatorios y no en donde se presenta la mayor fuerza de tensión (J. Zhang et al., 2018; Meier et al., 2005).

ii. Modelos Mecánico de Medio Continuo

- **Método de Elemento Finito (FEM)**

Originalmente estos métodos se originaron para resolver sistemas de ecuaciones definidas para un cierto dominio y con unas condiciones frontera bien establecidas. Para hacer esto, el objeto deformable es discretizado en un número finito de subdominios o elementos. Entonces la magnitud de interés es aproximada utilizando ecuaciones polinomiales sobre cada elemento y es representada en función de los valores de puntos de control o nodos. Cuando se fuerza esta cantidad de puntos de control o nodos a ser continuos dentro de los límites del objeto una solución puede ser obtenida minimizando el error inherente producido por la discretización del sistema.

En el caso más sencillo, el sistema de ecuaciones formado toma la forma de la ecuación 19.

$$KU = F \quad (19)$$

En donde U y F son los desplazamientos nodales y los vectores de fuerza respectivamente y donde K es la matriz de rigidez que es dispersa y simétrica.

Durante la simulación la mayoría de los nodos son libres, es decir no están recibiendo ninguna fuerza y el desplazamiento es desconocido. Los nodos que están en contacto con la

herramienta virtual tienen un desplazamiento dado, mientras que la fuerza resultante como respuesta a este desplazamiento es desconocido. Por esto F consiste en su mayoría de ceros, con la excepción de los elementos que están en contacto con la herramienta. Mientras que U consiste en su mayoría de elementos desconocidos con solo algunos elementos conocidos que están cambiando de valor. Es por esto, que la ecuación previa tiene que ser reacomodada cada vez para tener los valores conocidos y desconocidos juntos y de esta forma se dice que U se refiere al vector de valores desconocidos y F al vector de valores conocidos.

Las propiedades del material siendo modelado, como el módulo de Young y el radio de Poisson pueden ser obtenidos mediante mediciones experimentales e integradas dentro de los parámetros para el cálculo de los elementos finitos. Por su capacidad de modelar estas propiedades es que se han utilizado métodos FEM en la simulación de biomecánica y ha sido integrado en una gran variedad de aplicaciones.

Las propiedades de K , hacen de la ecuación (19) un sistema que es relativamente fácil de resolver, aunque el tiempo de solución depende en gran medida del algoritmo utilizado, e incluso las aplicaciones de tiempo real tienen que estar confinadas a sistemas bastante pequeños y es por eso que se ve la importancia de realizar simplificaciones con respecto a las hipótesis del comportamiento mecánico de los objetos modelados (J. Zhang et al., 2018; Meier et al., 2005).

- **Simplificaciones de FEM**

Con el fin de obtener aplicaciones en tiempo real a pesar de la complejidad computacional de FEM han surgido diversas formas de mejorar el desempeño de este método. El FEM explícito es una forma simplificada de FEM, esta simplificación puede ser integrada de forma implícita o explícita. En la forma explícita las fuerzas externas e internas junto con las masas son concentradas en los nodos, llevando a la creación de Matrices Diagonales de Bloque de masa y amortiguamiento en las cuales la computación puede ser realizada a nivel de los elementos constituyentes del objeto, permitiendo una implementación sencilla y paralelizable. Otro método realizado por (Bro-Nielsen & Cotin, 1996) fue el desarrollar el método de Elemento Finito Rápido (FFE) en el cual se realizaba una

condensación de matrices reduciendo la complejidad computacional. Esta matriz condensada describía únicamente el comportamiento de los nodos de la superficie del objeto mientras preservaba las propiedades físicas originales del modelo volumétrico, lo cual reducía el tiempo que llevaba computar la solución, aunque perdía exactitud.

Posteriormente (Cotin, Delingette, & Ayache, 1999) aplicaron una técnica de preprocesamiento para lograr un desempeño en tiempo real, las soluciones de equilibrio al sistema FEM eran computadas y el principio de superposición era aplicado para determinar la posición de los nodos de forma interactiva. Sin embargo, las soluciones precomputadas a las deformaciones solo son válidas para una determinada configuración de la matriz de rigidez. Mas tarde (Cotin, Delingette, & Ayache, 2000) propusieron un modelo de tensor-masa (TMM) que incorporaba el concepto de funciones de forma del modelo FEM en la formulación de las fuerzas internas y obtenía las posiciones de los nodos de forma similar a como se hace con el modelo de masa-resorte.

BEM (*Boundary Element Method*) es un método que simplifica la complejidad de FEM formulando la forma del débil del principio de trabajo virtual en forma de una integral de superficie basada en que el interior del objeto es isotrópico y homogéneo. Con esta suposición la solución a la deformación es reducida a una ecuación de integración de límites en la superficie de la maya lo que reduce el costo computacional significativamente. Este tipo de solución solo funciona adecuadamente con elementos que tengan estas características (J. Zhang et al., 2018).

- **Formulación Lagrange Total**

Estando en un intervalo dado de la simulación, FEM emplea dos formulaciones, una de ellas es la formulación de Lagrange actualizada y la formulación de Lagrange total para la determinación de los valores desconocidos en las variables de estado. En la formulación de Lagrange actualizada todas las variables están referidas al estado del sistema en el intervalo anterior inmediato. La ventaja de hacer esto es la simplicidad en la descripción incremental de los esfuerzos y los bajos requerimientos de memoria interna, pero esto requiere el recalcular todas las derivadas espaciales en cada intervalo de tiempo ya que la

referencia cambia con cada intervalo. Este proceso de recalcular es muy costoso computacionalmente y dificulta en gran medida la aplicación de las simulaciones en tiempo real. En contrapartida la formulación de Lagrange total considera todas las variables con respecto a la configuración inicial y contrario a la descripción del esfuerzo de manera incremental, la formación del esfuerzo en la formulación de Lagrange total lleva a resultados correctos después de un ciclo de carga sin tener acumulación de error. También permite el cálculo por adelantado de todas las derivadas con respecto a sus coordenadas espaciales ya que la configuración inicial esta descrita de forma implícita.

- **Métodos Libres de Mallas**

A pesar de la popularidad y el alto nivel de precisión de los métodos basados en elementos finitos, gran parte de la calidad de los resultados depende de la calidad de la malla utilizada en el objeto que lo discretiza por lo que en general una buena malla es requerida para tener convergencia numérica y exactitud física lo cual conlleva un gran costo en esfuerzo y tiempo. Incluso si se tiene una malla de buena calidad, la simulación puede fallar si se tienen grandes deformaciones.

A diferencia de los métodos basados en mallas, los métodos libres de mallas llevan a cabo la deformación de los objetos sin utilizar la topología de una malla para discretizar el objeto. En su lugar usa un conjunto de partículas dispersas arbitrariamente e interpola las variables de estado de cada partícula a través de la consideración de las variables de estado de las partículas vecinas.

iii. Otros Modelos

Actualmente se están comenzando a utilizar nuevos modelos para la deformación de tejidos, principalmente explorando los campos desarrollados en el marco de la Inteligencia Artificial. Un primer ejemplo de esto es usando una red neuronal celular para la deformación de tejido de forma interactiva (Zhong, Shirinzadeh, Alici, & Smith, 2006). La deformación del tejido es realizada desde el punto de vista de la propagación de la energía potencial, en el cual la carga mecánica de una fuerza externa es considerada como el equivalente de energía

potencial, así, de acuerdo con el principio de conservación de la energía es propagada dicha energía a través de la red.

También se ha explorado la idea de usar redes neuronales para lograr la deformación de tejido por (De, Deo, Sankaranarayanan, & Arikatla, 2011), en donde el proceso fue dividido en dos partes, la primera de ellas llamada *offline* que precomputa la respuesta FEM del modelo ante desplazamientos establecidos con anterioridad y optimiza los coeficientes de las neuronas por medio del entrenamiento de la red usando funciones de distribución radial; la segunda fase, llamada *online* reconstruye las deformaciones utilizando la red ya entrenada. Modelos semejantes de técnicas de *Machine Learning* se han utilizado dependiendo en gran medida de los datos disponibles para el entrenamiento del modelo, pero es capaz de recrear de manera acertada deformaciones que no estuvieron contempladas en el entrenamiento usando funciones de mapeo.

Usando otra metodología (Bickel et al., 2009) usaron un FEM corrotacional para la deformación del tejido. Para esto las deformaciones en un objeto real fueron capturadas y cada una de las deformaciones es presentada como una variación espacial de la tensión-compresión del material. Las propiedades del material son de esta forma interpolados logrando modelos con un incremento en la exactitud en cuanto a las deformaciones experimentadas por el objeto.

En la Tabla 2 se presenta una tabla hecha por (J. Zhang et al., 2018) que condensa los diferentes tipos de modelos utilizados y sus usos.

Model	Year	Hardware	Speed	Application
Deformable spline surface [23]	1993	Silicon Graphics (SGI)	15,000 polygons (real-time)	Laparoscopic gall-bladder surgery
FFE [75]	1998	4-processor SGI ONYX	250 nodes (20 Hz)	Simulation of lower leg
3D ChainMail [44]	1998	8-processor SGI Challenge	125,000 chain elements (real-time)	Arthroscopic knee surgery
Linear TMM [81]	2000	Dec Alpha 233 MHz	4,000 edges (40 Hz)	Hepatic surgery
Linear BEM [82]	2001	SGI R-4400	150 nodes (15 Hz)	Laparoscopic liver surgery
Localized linear PCMFMS [40]	2005	Intel Pentium IV 2.2 GHz	28 nodes (13.7 ms)	Liver deformation
TLED [77]	2007	Intel Pentium IV 3.2 GHz	6,000 hexahedrons (16 ms)	Brain shift in image-guided surgery
POD [103]	2008	AMD Quad Opteron 2.2 GHz	8,514 nodes (6 DOFs reduced model) (472-483 Hz)	Palpation of human cornea
Data-driven co-rotational FEM [132]	2009	Standard PC (specification not available)	1,691 tetrahedrons (10 Hz)	Soft tissue deformation
MTLED [109]	2010	Intel Pentium IV 3.0 GHz	4,314 nodes (14.9 ms)	Soft tissue deformation
Fibers-fluid [134]	2012	Intel Pentium 1.66 GHz	2,000 surface grid points (30 Hz)	Breast deformation
PGD [105]	2013	Intel Core i7 2.66 GHz	8,559 nodes (real-time)	Palpation of liver
MSM [24]	2016	Intel Core i7-2600 3.4 GHz	15,946 tetrahedrons (33.88 ms)	Laparoscopic gall-bladder surgery
PCISPH [119]	2016	Intel Core i5-2500k 3.3 GHz	250,305 particles (481 ms)	Soft tissue deformation
Machine Learning [130]	2017	Intel Core i7 3.4 GHz	Approx. 394,000 nodes (0.3 s)	Liver deformation

Tabla 2. Compendio de modelos utilizados para diferentes simulaciones de tejido (J. Zhang, Y. Zhong, and C. Gu 2018)

CAPÍTULO 4. ENTORNO DE SIMULACION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES.

Después de haber revisado los métodos de simulación existentes en este capítulo revisaremos las características del framework de simulación que estaremos utilizando, SOFA. También revisaremos el proceso general utilizado para la digitalización de señales junto con los conceptos detrás del procesamiento digital de señales y la comunicación serial.

En la sección de SOFA revisaremos principalmente los conceptos que estaremos utilizando para la implementación del simulador. Algunos de estos conceptos será la forma de usar múltiples modelos para la simulación, la manera de obtener las colisiones, el concepto de modularidad y el acoplamiento virtual.

En la parte de la digitalización de señales se hablará de cómo convertir una señal analógica en una digital junto a la frecuencia de muestreo necesaria para capturar una señal utilizando el teorema de Nyquist, puesto que fue necesario capturar las señales producidas antes de poder analizarlas.

En el análisis de señales se darán las nociones necesarias de descomposición de señales utilizando Fourier, Wavelets, Descomposición de Modo Empírico (EMD, por sus siglas en ingles) y Transformada de Hilbert-Huang, utilizadas para el análisis de las señales capturadas.

En la última sección de este capítulo finalmente hablaremos de la comunicación serial y de los conceptos relacionados a ella puesto que es la manera en la que es posible comunicar los diferentes componentes del simulador e interactuar entre sí, por lo que es un aspecto importante que tomar en cuenta durante el desarrollo del proyecto.

4.1. SOFA, Simulation Open Framework Architecture.

Como se ha visto, el desarrollo de simuladores físicos que permitan la interacción con modelos deformables representa un desafío que requiere de múltiples habilidades en las áreas de modelado geométrico, mecánica computacional, análisis numérico, detección de colisión, renderizado, interfaz de usuario y retroalimentación háptica entre otras. Incluso únicamente desde el punto de vista del desarrollo de software es necesario utilizar diversas técnicas como el uso de algoritmos que sean eficientes computacionalmente y de técnicas de paralelización de procesos, todo esto junto con el hardware necesario que sea capaz de cumplir las necesidades de exactitud y tiempo de ejecución para lograr una simulación estable y en tiempo real.

SOFA entra aquí con una propuesta interesante para lograrlo. Utilizando para ello usar un framework altamente modular y un esquema multimodelo basado en escenas que permita el desarrollo sencillo de simulaciones usando un número arbitrario de objetos. El conjunto de los objetos y algoritmos presentes en la simulación (la escena) es descrito utilizando una estructura de datos similar a la utilizada por bibliotecas gráficas. Los objetos son descompuestos en colecciones o grupos de componentes individuales cada uno de ellos describiendo una característica del modelo. De esta manera es posible cambiar de forma rápida de un modelo basado en resortes a un modelo basado en FEM manteniendo el resto de los componentes de la simulación sin cambios (Faure et al., 2012).

4.1.1. Representación Multimodelo.

Un objeto en SOFA es descrito típicamente usando tres modelos: un modelo interno con los grados de libertad, la masa y las reglas que rigen su comportamiento; un modelo de colisiones que maneja la geometría necesaria para la interpretación de los contactos; y un modelo visual con geometría detallada y los parámetros necesarios para la renderización. Cada uno de estos modelos puede ser diseñado de manera independiente y durante el tiempo de ejecución los modelos son sincronizados utilizando un mecanismo genérico llamado mapeo para la propagación de las fuerzas y los desplazamientos.

Tomemos por ejemplo la representación de un hígado como se puede ver en la Ilustración 15. En esta podemos ver como el primer modelo, el modelo de deformaciones es utilizado para representar el comportamiento mecánico del objeto, el cual puede ser calculado utilizando FEM o cualquier otro modelo. La geometría de este modelo suele ser optimizada para el cómputo de las fuerzas interiores usando para ello un número reducido de tetraedros. Sin embargo, el mejor balance entre exactitud y velocidad en la detección de colisiones requiere de otro modelo geométrico mientras que para una visualización realista se requiere una geometría muy detallada y suave. Por lo que se usa un segundo modelo para la detección y respuesta a las colisiones, y un tercero para la parte visual.

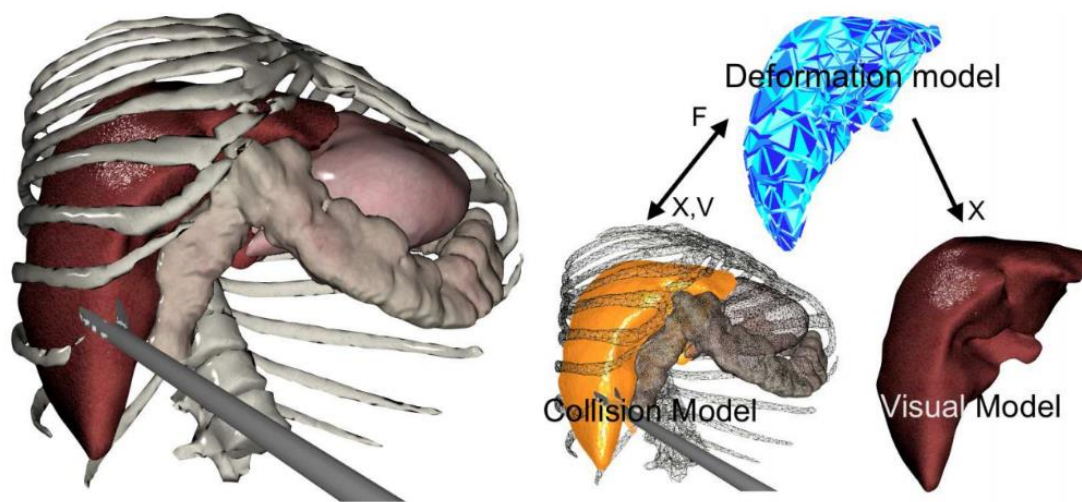


Ilustración 15. Representación multimodelo de un hígado (Faure et al. 2012).

El mapeo utilizado para poder realizar la sincronización entre estos tres modelos toma uno de ellos como el objeto maestro y los otros modelos quedan entonces como esclavos a las interacciones y deformaciones que este objeto maestro sufra. El objeto maestro para lograr consistencia en la simulación es el modelo de deformaciones.

El mapeo en general se hace utilizando una función de mapeo que toma las posiciones del modelo maestro y las transforma a las coordenadas del modelo esclavo. Para el cálculo de las velocidades y aceleraciones de los objetos esclavos se utiliza además una matriz

jacobiana para encontrar la relación lineal entre ellos. Si el mapeo es lineal entonces la función de mapeo es igual a la matriz Jacobiana (Faure et al., 2012).

4.1.2. Colisiones.

Las colisiones en SOFA suceden cuando un objeto hace contacto dentro de una escena de SOFA, y es con base a las fuerzas calculadas en estos contactos que se hace el cálculo de las deformaciones resultantes en los modelos.

La detección de colisiones se divide en algunas etapas, cada una de ellas implementada por medio de un componente diferente, y organizadas de acuerdo con el componente encargado del pipeline de las colisiones.

En este último componente, el encargado del manejo del pipeline de colisiones maneja las colisiones; primero limpiando la información correspondiente a la respuesta a las colisiones de la fase anterior y posteriormente detectando nuevas colisiones en el instante sucesivo y la respuesta a cada una.

La detección de las colisiones es un problema de búsqueda exhaustiva y se lleva a cabo en dos partes, la primera de ellas es la “Fase amplia” (*Broad Phase*) en la cual se utilizan cajas delimitadoras (*bounding box*, en inglés) para cada objeto con un modelo de colisiones en él y revisa si cualquiera de estas cajas colisiona o no entre sí. Poco preciso, pero bastante eficiente este primer paso permite detectar rápidamente si hay una posible colisión. Como resultado esta fase amplia devuelve los pares de las cajas que colisionaron durante esta fase.

La segunda fase en la cual se determina si en efecto se llegó a tener una colisión es la “Fase Estrecha” (*Narrow Phase*). Para realizar esta labor esta fase se basa en diferentes métodos de intersección, esto dependiendo en gran medida del modelo utilizado, ya sea puntos, líneas, triángulos, esferas, cubos, cilindros o cajas delimitadas orientadas (*Oriented Bounding Boxes OBB*).

Una vez encontrados los modelos que colisionan entre sí por medio de la fase estrecha se crean las interacciones entre los contactos basándose en una serie de reglas ajustables las cuales se puede escoger utilizando el componente encargado de ello.

En dado caso que se desee una mayor velocidad en el momento de procesar las colisiones, es posible utilizar una malla con menos resolución para que la fase estrecha tome menos tiempo y los puntos de colisión sean también menos.

4.1.3. Modularidad.

SOFA tiene una estructura basada en múltiples componentes, teniendo la mayoría de éstos funciones muy específicas en el papel que desarrollan dentro de la simulación. Previamente en la sección de colisiones se mencionó como había un componente que se encargaba del pipeline de colisiones, otro de la fase amplia, otro de la fase estrecha, otro para el cálculo de la respuesta a las colisiones, etc. De esta forma podemos ver el entorno de simulación de SOFA de manera similar a como vemos el paradigma de programación orientada a objetos, pero usando como base componentes en lugar de clases.

Un componente debe cumplir una serie de condiciones, y se define como una clase que hereda de forma directa o indirecta la clase *sofa::core::objectmodel::BaseObject* y debe ser declarado con la macro de *SOFA_CLASS*, expandir las capacidades de SOFA y declarado en la clase *ObjectFactory* para poder ser reconocido por parte de SOFA.

Podemos distinguir dos tipos de componentes: de Propiedad en los cuales se implementa una parte de las características físicas de un objeto y los componentes de Control en los cuales se implementan algoritmos de alto nivel los cuales en general no están asociados a un objeto dado, estos controlan a los objetos dentro de su alcance utilizando los “visitantes” los cuales van a través de la escena aplicando diversas funciones virtuales. Un componente de propiedad es la masa de un objeto, mientras que un componente de control sería el método de solución de ecuaciones, como puede ser Euler Implícito.

Este concepto de modularidad dentro del entorno de desarrollo nos permite desarrollar componentes utilizando herramientas y algoritmos de alto nivel ya realizados y enfocarnos en las características que deseamos controlar o monitorear.

4.1.4. Acoplamiento Háptico.

Al momento de realizar simulaciones interactivas uno de los principales objetivos es el poder realizar modificaciones a un objeto deformable. Esto toma un mayor interés cuando se habla de simulación quirúrgica en la cual el cirujano está en contacto con objetos deformables, buscando semejar a los tejidos suaves presentes en el cuerpo humano en este tipo de entornos, es importante también el poder proveer de la sensación del tacto como parte de la retroalimentación percibida además de la retroalimentación visual.

En SOFA hay dos maneras de realizar este acoplamiento de un entorno virtual junto con la visualización gráfica del simulador. La primera de ellas es el acoplamiento virtual mientras el segundo método es el renderizado háptico basado en restricciones.

En el primero de ellos el acoplamiento del dispositivo háptico es bidireccional, el usuario aplica cierta fuerza o movimiento sobre el dispositivo y el dispositivo en respuesta aplica fuerza o resistencia al usuario. La mayoría de los dispositivos proponen un acoplamiento basado en impedancias, la posición del dispositivo está disponible por medio de la API y esta recibe los valores de la fuerza de respuesta por parte de la aplicación. Este tipo de acoplamiento directo como un controlador en un lazo abierto. Este tipo de acoplamiento no es muy adecuado, la combinación de las impedancias y la reacción del humano pueden causar inestabilidad en el sistema. Por esto se realiza un acoplamiento basado en un sistema de masa-amortiguador-resorte entre la posición medida por el dispositivo y la posición dentro del simulador. Incluso si se consideran condiciones de rigidez muy grandes la rigidez percibida por el usuario no sería infinita, sino que corresponden a la rigidez del acoplamiento virtual.

El sistema es simulado dos veces, la primera en el lazo háptico y la segunda en el lazo de simulación, si ambos están sincronizados entonces el resultado es el mismo, sin embargo,

el lazo de simulación suele estar en al menos 30Hz de frecuencia mientras que el lazo háptico suele estar en el orden de 1 kHz por lo que ambas simulaciones deben de realizarse de manera asíncrona. Esto genera que el lazo háptico por su mayor velocidad se mantenga estable mientras que en el lazo virtual crea un amortiguamiento artificial. Este amortiguamiento puede eliminarse si no se detecta ningún contacto en la simulación, pero se tiene una sensación de contactos retrasados, pegajosos o en cierta forma no del todo real en el caso de objetos muy rígidos. Lo que conlleva a una sintonización experimental de los valores de rigidez y amortiguamiento. La ventaja es que este acoplamiento se puede realizar en cualquier simulación de SOFA, la desventaja es que la sensación sigue sin ser del todo “real”.

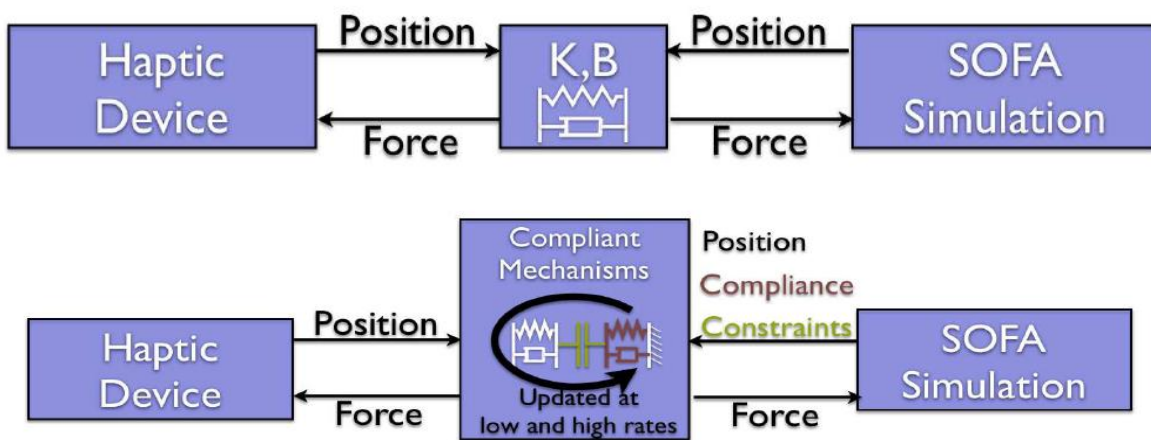


Diagrama 2. En la parte de arriba el mecanismo utilizado para el acoplamiento virtual. En la parte inferior el renderizado basado en Restricciones (Faure et al. 2012).

El segundo proceso para hacer el renderizado háptico propuesto en SOFA es el renderizado basado en restricciones (Constraint Based Rendering) en el cual la transmisión de movimientos se realiza por medio de mecanismos de satisfacción de condiciones. Estos mecanismos son formulados como problemas basados en restricciones y es resuelto utilizando dos hilos ejecutándose a diferentes frecuencias. El primero de estos hilos procesa toda la simulación incluyendo la deformación del tejido mientras que el segundo hilo se encarga del procesamiento háptico necesario por la computadora. De esta forma es posible describir el comportamiento específico de varios dispositivos médicos utilizando un único método para resolver las interacciones mecánicas entre los objetos deformables y el renderizado háptico (Faure et al., 2012), ambos procesos se pueden ver en el Diagrama 2.

4.2. SEÑALES.

De acuerdo con (Proakis, 2001), una señal es cualquier cantidad física que varía con el tiempo, espacio o cualquier otra variable dependiente o independiente. Matemáticamente podemos describir una señal como una función de una o más variables independientes.

Un sistema, es un elemento que responde o hace alteraciones a las señales que recibe. Dicho elemento puede ser algo físico o no, como sería el caso de elementos de software que modifican la señal recibida. De acuerdo con la modificación que se le hace a la señal que recibe es que se le da el nombre a dicho sistema como es el caso de un filtro, el cual es un sistema que elimina señales específicas que no queremos y que se le llama ruido. Otra forma de nombrar a los sistemas es por el tipo de operación que hacen en la señal; si la operación es una operación lineal se dice que se trata de un sistema lineal, si la operación que se realiza es no lineal se dice que es un sistema no lineal, etc. A estas operaciones realizadas en las señales se le llama procesamiento de una señal, que es de lo que hablaremos más adelante.

4.2.1. Midiendo las Señales.

La mayoría de las señales de interés como, el sonido, la señal de un electrocardiograma, imágenes, etc. son análogas, esto es, que para cualquier momento en el tiempo hay un valor asociado, y además pueden tomar cualquier rango de valores con ciertos límites dependiendo de la magnitud física que se esté observando, por ejemplo, la temperatura de un objeto no puede estar por debajo de -273.15C o la frecuencia de un sonido no puede ser negativa, etc. Por lo que si queremos poder procesarlas en una computadora debemos de hacerlas digitales, ya que las computadoras procesan únicamente este tipo de señales, por lo cual hay que discretizarlas en tiempo y en magnitud. La primera se hace por medio del muestreo y la segunda por medio de la cuantización.

i. Muestreo.

El muestreo consiste en dada una señal continua en el tiempo, como lo es una análoga, tomar muestras de sus valores cada determinado tiempo, de esta manera no vamos a tener toda la señal que estamos midiendo, pero podemos tener la suficiente información para poder procesarla o reproducirla.

Sin embargo, algo importante es que tan rápido debemos muestrear la señal, si la señal cambia muy lentamente podemos muestrear lentamente, si cambia muy rápido debemos de muestrear también muy rápido, de hecho, debe de ser más del doble de velocidad a la que cambia la señal, esto se le conoce como el criterio de Nyquist, ecuación 20.

$$F_s > 2 F_{max} \quad (20)$$

Donde F_s es la frecuencia o velocidad de muestreo y F_{max} es la velocidad o frecuencia máxima de cambio de la señal. Usando este criterio es que se puede asegurar que no se pierde información al capturar la señal o que se crea un efecto conocido como aliasing que consiste en la captura de información incorrecta, dando la impresión de tener otro comportamiento de la señal. Para una demostración matemática de esto así como de la generación de aliasing tanto como de artefactos se puede se puede checar (Proakis, 2001) en la sección 1.4.

ii. Cuantización.

La cuantización consiste en la asignación de valores finitos a una señal, si nosotros midiéramos el valor real de la temperatura es posible que nos dijera 23.23000000546... hasta el infinito grados Celsius. No podemos guardar información infinita en forma numeral por lo que a dicha cantidad infinita se le redondea o trunca a una cierta cantidad de dígitos significativos, la cantidad de dígitos utilizados para capturar esta señal se le conoce como resolución y dado que la información se guarda en bits, es común hablar de bits de resolución indicando la cantidad de valores distintos que fueron utilizados para representar dicha cantidad. Una resolución de 8 bits, 2^8 números quiere decir que se utilizaron 256 valores para representar una magnitud, una resolución de 32 bits, 2^{32} nos indica que se usaron 4,294 millones de valores diferentes para representar una magnitud.

4.2.2. Procesamiento de Señales.

Como se dijo previamente el procesamiento de una señal consiste en las modificaciones que se le hace a una señal por un sistema. Dicha modificación puede ser realizada con el fin único de obtener mejor información acerca de la señal de entrada en el

sistema. Con este fin es que se realizó un procesamiento de las señales obtenidas de un taladro, para poder tener un mejor conocimiento de las señales producidas por este.

Se realizaron 3 diferentes tipos de análisis de la señal producida por un taladro en funcionamiento. Estas fueron: Fourier, Wavelet y Descomposición de modo empírico (EMD).

i. Fourier.

Antes de proceder a las bases de este tipo de análisis es necesario definir en qué consisten los sistemas Invariantes en el Tiempo (LTI, por sus siglas en inglés). Un sistema LTI es aquel que tiene dos importantes propiedades: linealidad, que consiste a grande rasgo en cumplir el principio de superposición, en el cuál si la entrada a un sistema es la suma ponderada de varias señales, la salida consiste en la sumatoria ponderada de las respuestas del sistema a cada una de estas entradas.

Ejemplo. Dado un sistema con entradas $Ax_1(t) + Bx_2(t) + Cx_3(t)$, la salida individual para cada una de las entradas es Ay_1, By_2, Cy_3 , un sistema es lineal si se cumple que $y(t) = Ay_1 + By_2 + Cy_3$ es $y(t) = Ax_1(t) + Bx_2(t) + Cx_3(t)$.

El decir que un sistema sea invariante en el tiempo quiere decir que al aplicarse un estímulo o entrada a un sistema y se mantienen constantes el sistema y la entrada, el comportamiento del sistema se mantiene constante (Oppenheim, Willsky, & Nawab, 1998).

Dado $y(t) = x(t)$ entonces $y(t + T) = x(t + T)$.

El análisis de Fourier comienza con la posibilidad de poder descomponer sistemas LTI como una suma de diferentes componentes sinusoidales cada una de estas componentes con una ponderación y frecuencia adecuadas.

Como analogía podemos ver el ejemplo de la descomposición de la luz blanca en sus diferentes colores por medio de un prisma de cristal. De manera inversa si colocamos un

prisma igual pero volteado a la salida del primer prisma podremos ver como tomamos cada uno de esos componentes, los sumamos y volvemos a obtener luz blanca, Ilustración 16.

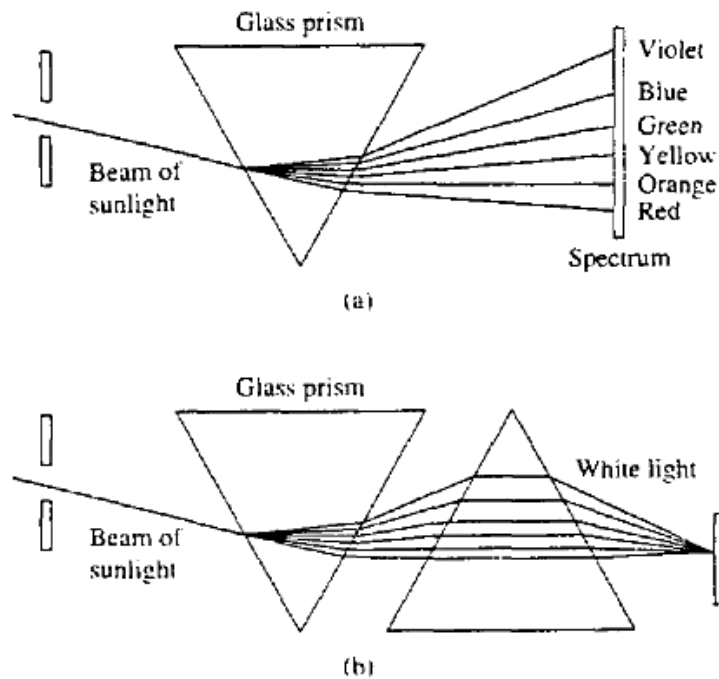


Ilustración 16. Análisis y Síntesis de la luz blanca través de un prisma (Proakis 2001).

De manera semejante ocurre con el análisis en frecuencia de señales, donde la señal es descompuesta en sus componentes de frecuencia para después poder reconstruir nuevamente la señal, o construir una nueva al modificar alguna de las componentes de la señal.

Esta descomposición de la señal puede expresarse en la ecuación 21.

$$x(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} c_k e^{j2\pi k F_0 t} \quad (21)$$

Donde:

c_k es el coeficiente en amplitud del componente de la señal, siendo k el número del componente usado.

$e^{j2\pi k F_0 t}$ es la propia componente compleja usando para ello la identidad de Euler.

La ecuación 21 es utilizada para señales periódicas continuas, para señales discretas tenemos la ecuación 22.

$$x(t) = \sum_{k=0}^{N-1} c_k e^{j2\pi kn/N} \quad (22)$$

Donde N es el periodo de la señal, y n el número de muestra.

Las ecuaciones 21 y 22 son conocidas como las ecuaciones de síntesis de Fourier. Sin embargo, aún debemos saber cómo obtener cada uno de estos componentes de la señal para poder analizar la señal, es decir la ecuación de análisis. Para señales discretas es de la siguiente forma.

$$c_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{j2\pi kn/N} \quad (23)$$

De esta forma tenemos la ecuación de análisis (23) que nos permite obtener cada uno de los componentes de la señal y la ecuación de síntesis (22) que nos permite agregar cada componente individual para obtener la señal nuevamente o formar una nueva.

ii. Wavelets

Wavelets es un método para obtener las características de una señal, sea o no estacionaria, una señal estacionaria es aquella que mantiene sus propiedades invariantes a lo largo del tiempo, un ejemplo de esto es el ruido que a pesar de tener la aparición de elementos inesperado en él, sabemos la probabilidad de que dichos eventos aparezcan. Las señales estacionarias se pueden descomponer como combinaciones lineares de ondas (*waves*, senos y cosenos). De forma semejante señales no estacionarias se pueden descomponer en la forma de ondículas o wavelets.

Estas técnicas de descomposición incluyen wavelets para un análisis de tiempo-escala y wavelets para un análisis de tiempo-frecuencia. Las wavelets tiempo-frecuencias son mejores para análisis de señales cuasi-estacionarias mientras que las wavelets de tiempo-escala son mejores para el análisis de señales que exhiban características geométricas complejas (Jaffard, Meyer, & Ryan, 2001).

Ambos tipos de wavelets tienen en común diversos aspectos. Ambas son consideradas como “descomposiciones atómicas” en el sentido de que procuran obtener los elementos fundamentales de una señal, aunque estos componentes extraídos no tienen un significado físico como tal, sino que dependen del punto de vista adoptado para el análisis, y como tal los diferentes tipos de wavelets deben de ser vistos como un conjunto de herramientas que nos permite realizar, tanto un análisis como la síntesis de una señal. Un algoritmo que sea excelente para compresión de señales puede ser desastroso para el análisis de la misma señal.

El análisis tiempo-escala consiste en el uso de una amplia gama de escalas. La idea aquí de escala es, que una señal cualquiera, es reemplazada de la mejor manera posible por una aproximación en una escala fija, esto es como si viéramos una imagen a diferentes distancias y encontráramos las mejores representaciones de dicha imagen en cada una de estas distancias. Si empezamos de una larga distancia y empezamos a acercarnos a la imagen es como si estuviésemos haciendo un acercamiento a la imagen y de esta forma obtuviéramos representaciones cada vez más exactas a diferentes resoluciones.

Para definir estas wavelets empezamos por una función ψ dependiente del tiempo t . Esta función conocida como wavelet madre, está bien localizada y oscila. La localización esta expresada de tal forma de que la función decae rápidamente a cero cuando $|t|$ tiende a infinito. La segunda condición, indica que la función oscila como una onda, por lo que la integral de ψ es igual a 0 y los m momentos de ψ también desaparecen, ecuación 24.

$$\int_{-\infty}^{\infty} t^n \psi(t) dt = 0 \text{ para toda } n = 0, 1, 2, \dots, m - 1 \quad (24)$$

La wavelet madre genera las otras wavelets de la familia $\psi(a, b)$, $a > 0, b \in \mathbb{R}$, cambiando su escala y ubicación en el tiempo, la escala de ψ suele ser 1 por convención y la escala de $\psi(a, b)$, $a > 0$, también convencionalmente ψ está centrada en cero y $\psi(a, b)$ está centrada alrededor de b , ecuación 25.

$$\psi(a, b)(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a > 0, b \in \mathbb{R} \quad (25)$$

Para el análisis de tiempo-frecuencia, la idea es dividir una onda cuya representación matemática es $\cos(\omega t + \varphi)$ en segmentos y usar cada uno de estos segmentos como la función de análisis, con un inicio y un fin para poder definir entonces la wavelet.

La atomización propuesta por Gabor es de la forma:

$$w(t) = h^{-\frac{1}{2}} e^{i\omega t} g\left(\frac{t-t_0}{h}\right) \quad (26)$$

Donde $g(t)$ es la gaussiana expresada como $g(t) = \pi^{-1/4} e^{-t^2/2}$

Donde ω y t son valores arbitrarios reales y h es positiva. ω es la frecuencia promedio de w , h es la duración de w , y $(t_0 - h)$ y $(t_0 + h)$ son el inicio y el final de w .

iii. Transformada de Hilbert-Huang (HHT) y Descomposición de Modo Empírico (EMD)

La transformada de Hilbert-Huang (HHT) es una representación de tiempo-frecuencia para el análisis de señales que inicialmente fue propuesto para el análisis de fluidos, sin embargo, rápidamente se le encontraron numerosas aplicaciones en bioingeniería. La HHT comprime en un método la descomposición de modo empírico y la transformada de Hilbert.

El objetivo de la descomposición de modo empírico consiste en descomponer una señal en un conjunto de funciones de modo intrínseco (IMFs), donde las características de cada IMF le permitan ser objeto de la transformada de Hilbert y de esta forma la frecuencia instantánea pueda ser calculada en cualquier punto de cada una de las IMFs obtenidas. La descomposición está basada en la escala de tiempo local de los datos y conlleva funciones base adaptativas por lo que puede ser aplicada a señales no lineales y no estacionarias (Xie & Wang, 2006).

El primer paso de este procesamiento consiste en obtener cada una de las IMFs, estas deben satisfacer dos condiciones: (1) En todo el conjunto de datos, el número de extremos (picos y valles) y de cruces por cero debe ser igual a 0 o diferir en 1; (2) el valor medio de la envolvente superior y la envolvente inferior debe ser 0 en cualquier punto. La envolvente

superior está definida por los valores máximos locales, y la envolvente inferior por los mínimos locales.

El algoritmo para obtener las IMFs puede ser descrito de la siguiente manera:

1. Tener los datos iniciales como $x(t)$. Crear una copia de dichos datos como $w(t)$.
2. Identificar los puntos extremos de los datos $w(t)$ y crear las envolventes definidas por los máximos y mínimos locales usando un método interpolación polinómica (por ejemplo, por *splines*).
3. Calcular los valores medios $m_I(t)$ al sacar el valor promedio de la envolvente superior con la inferior. Realizar la diferencia de los datos iniciales con la media obtenida para así tener el primer componente $h(t) = w(t) - m_I(t)$.
4. Si la componente $h(t)$ no es una IMF, volver $w(t) = h(t)$. Regresar al paso 2 hasta encontrar una IMF.
5. El primer componente IMF es nombrado $c_I(t)$. Hacemos $r_I(t) = x(t) - c_I(t)$, $w(t) = r_I(t)$ y volvemos al paso 2. Repetir hasta que r llegue a un valor predeterminado o se vuelva monótonica por lo que no puedan ser extraídas más IMFs.

Si hacemos lo anterior de forma correcta entonces llegamos a la ecuación 27.

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j(t) + r_n(t) \quad (27)$$

Siendo c_j cada una las componentes IMF, r_n es el residuo de la señal y n el número de componentes.

Cabe hacer notar que las primeras componentes contienen la información relacionada con los menores intervalos de tiempo, es decir, los datos que varíen más rápidamente en el tiempo se verán reflejados en las primeras componentes mientras que los que varíen más lentamente estarán en las últimas componentes y que el residuo es una señal monótonica.

Posterior a esto, a cada una de las componentes se le aplica la transformada de Hilbert, que viene dada por la ecuación 28:

$$y(t) = \frac{1}{\pi} P \int \frac{x(t')}{t-t'} dt' \quad (28)$$

Donde P es el valor principal de Cauchy.

Con esto podemos formar el par conjugado complejo para tener la función compleja $z(t) = x(t) + iy(t) = a(t)e^{i\theta}$ donde la magnitud de la señal viene expresada por la ecuación 29 y el ángulo por la ecuación 30.

$$a(t) = \sqrt{x^2(t) + y^2(t)} \quad (29)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{y(t)}{x(t)}\right) \quad (30)$$

De esta forma podemos obtener la frecuencia instantánea simplemente derivando el ángulo con respecto del tiempo, ecuación 31.

$$\omega(t) = \frac{d\theta}{dt} \quad (31)$$

Finalmente, la frecuencia media instantánea de cada componente c_j con m puntos está dada por la ecuación 32 y la frecuencia media por la ecuación 33.

$$MIF(j) = \frac{\sum_{i=1}^m \omega_j(i) a_j^2(i)}{\sum_{i=1}^m a_j^2(i)} \quad (32)$$

$$MF = \frac{\sum_{j=1}^n \|a_j\| MIF_j}{\sum_{j=1}^n \|a_j\|} \quad (33)$$

De esta manera podemos obtener valores de frecuencia medios e instantáneos utilizando HHT. Para una mayor explicación revisar (Huang, 2014; Xie & Wang, 2006).

CAPÍTULO 5. IMPLEMENTACIÓN DEL SIMULADOR

En este capítulo se describirá el cómo se llevó a cabo la implementación del simulador para llevar a cabo los objetivos planteados inicialmente utilizando los conocimientos y planteamientos teóricos de los capítulos anteriores, así como los resultados obtenidos durante dicha implementación.

5.1. ETAPA 1, Obtención y medición de señales.

Para obtener las señales que utilizaremos posteriormente como referencia para ser recreadas se usó un sensor de fuerza, el cual, mediante un divisor de voltaje fue conectado a una tarjeta de control Arduino, que a su vez mediante comunicación serial fue conectado a la computadora a un programa de Matlab para poder almacenar los datos capturados, Diagrama 3.

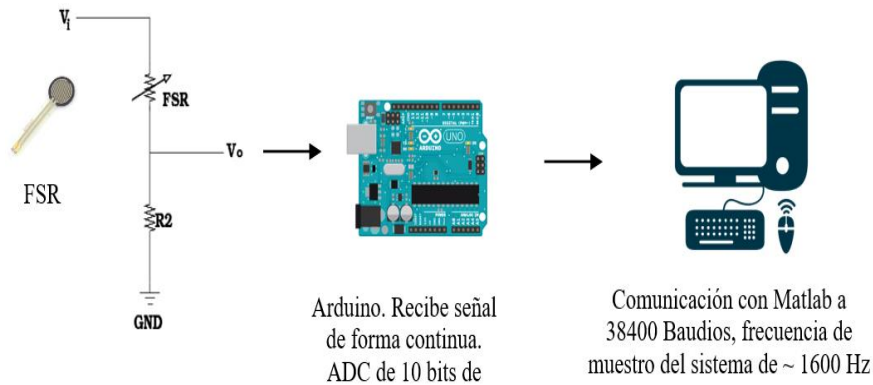


Diagrama 3. Diagrama de conexión de sensor para captura de datos

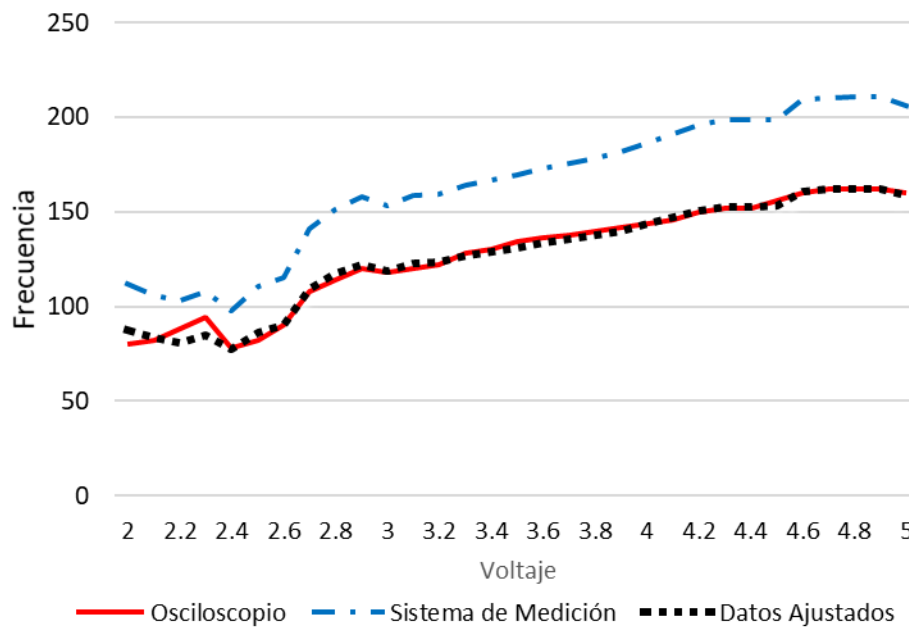
Para validar los datos obtenidos de este sistema de medición se tomaron mediciones de las señales vibratorias producidas por un vibromotor con el sistema de medición y con un osciloscopio comercial. Lo que nos permitió ver si era necesario realizar un ajuste en el sistema de medición en cuanto a las frecuencias obtenidas.

Después de realizar estas mediciones se pudo hacer un ajuste en la frecuencia capturada por el sistema (Gráfica 1), esto se verificó posteriormente al medir otros vibromotores y tener un error promedio de 2% usando como medida de error la ecuación 34,

en donde F_{osc} es la frecuencia del osciloscopio y F_{sist} es la frecuencia medida con el sistema de medición.

$$Error = 1 - \frac{F_{osc} - |F_{osc} - F_{sist}|}{F_{osc}} \quad (34)$$

La comunicación serial establecida tuvo una velocidad de 38000 bds/seg con 8 bits de datos y sin bit de paridad.



Gráfica 1. Comparación de datos sensados por sistema de medición y un osciloscopio, antes y después del ajuste.

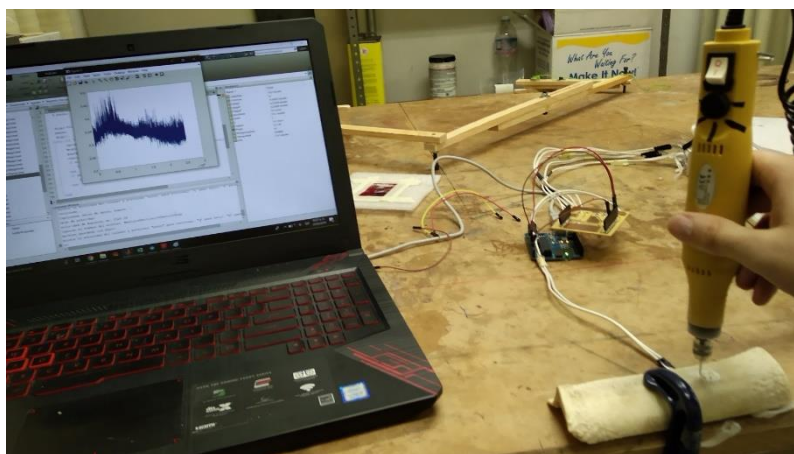


Ilustración 17. Captura de señales reales al perforar un hueso.

Una vez ajustado el sistema de medición se realizó la medición de las señales percibidas por estos sensores al sujetar un taladro en el momento de perforar un hueso; estas señales fueron procesadas utilizando Fourier, wavelets y EMD para obtener la variación de frecuencia antes y durante la perforación del hueso. En la Ilustración 17 se puede ver cómo se obtuvieron las señales durante la perforación de hueso, así como el sonido para su ejecución durante la simulación.

5.2. ETAPA 2, Procesamiento de las señales.

Se utilizaron diferentes técnicas para el procesamiento de las señales. Los objetivos principales de tales análisis fue el saber cuál era la componente de la señal que representaba mejor la vibración percibida, así como la variación de la vibración en el momento en el cual se realizaba la perforación del hueso con respecto a cuando el taladro estaba rotando libremente si ejerce fuerza sobre hueso. Para posteriormente poder replicar esta señal en el simulador.

El procedimiento para el procesamiento de las señales se muestra en el Diagrama 4.

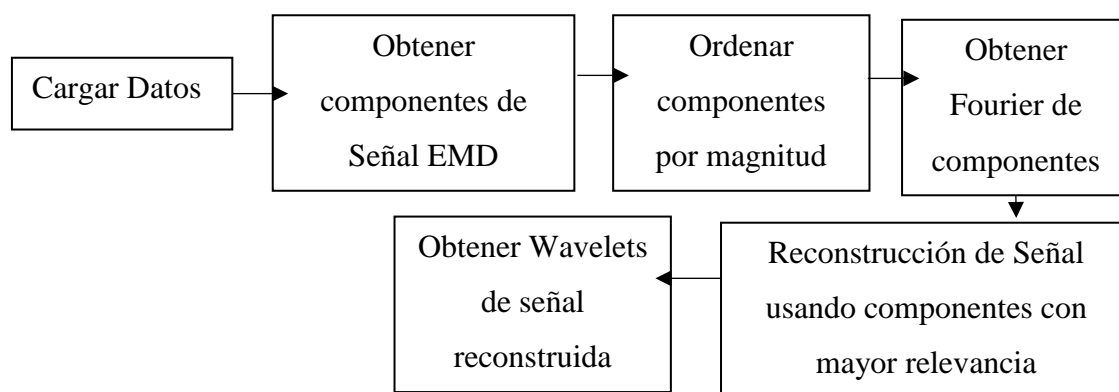
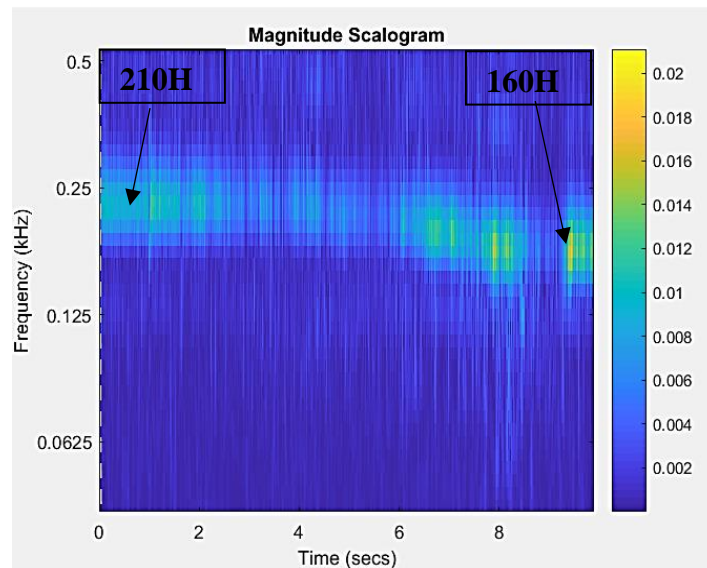


Diagrama 4. Procedimiento para realizar el procesamiento de las señales del taladro.

La obtención de las magnitudes después de la descomposición de la señal (ecuación 29), así como la obtención de Fourier (ecuación 23), nos permite decidir qué componentes son aquellos que son las más relevantes, aunque hay que aclarar que se omitieron componentes que a pesar de que tener relevancia, tienen frecuencias menores a las de interés, del orden de 10 Hz o menos, que corresponden a variaciones en la fuerza de sujeción del taladro o movimiento corporales. Al reconstruir la señal con estas componentes principales

que fueron las componentes 2, 3 y 6 de acuerdo con su potencia espectral, calculada con la magnitud de los componentes complejos resultantes de la transformada de Hilbert. Se obtuvo su transformación en wavelets permitiéndonos observar el comportamiento en frecuencia a lo largo del tiempo.



Gráfica 2. Variación de frecuencia al perforar el hueso utilizando wavelets. Variación de 210Hz a 160Hz.

Para obtener los datos, el taladro se encendió, se inició el programa de captura de datos y se realizó un orificio en el hueso, la captura de datos tuvo una duración de 10 segundos para medir la vibración lateral en el hueso. Lo que se pudo observar por medio de esto es que al realizar la perforación, la frecuencia percibida en los sensores disminuyó, tal y como se puede ver en el Gráfica 2, en el cual se observa el análisis de wavelets después de haber descompuesto la señal en componentes, seleccionar los principales, reconstruirla y finalmente usar wavelets. En el Gráfica 3, se muestra la distribución de frecuencias medidas en el taladra, sin perforar y realizando la perforación.

En las ilustraciones 18 y 19 se pueden ver las componentes de una señal de taladro después de aplicar la descomposición de modo empírico, así como las frecuencias instantáneas de cada uno de los componentes.

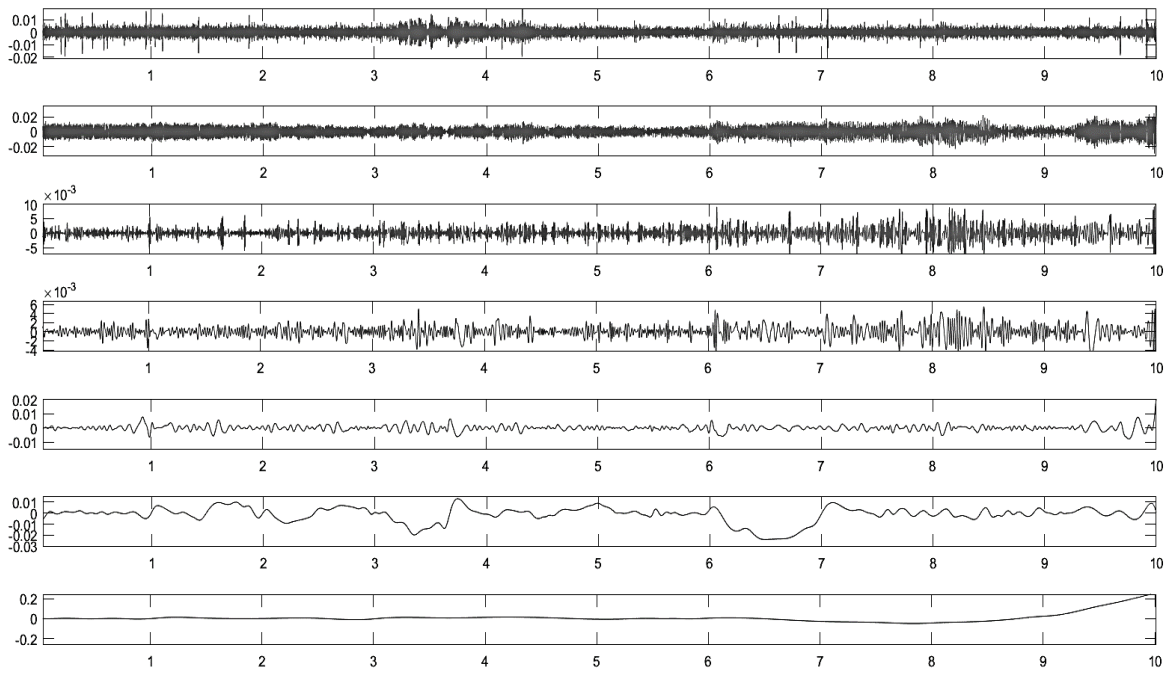


Ilustración 18. Descomposición de una señal utilizando "Descomposición de modo empírico". En orden de superior a inferior, los componentes de 1 a 7.

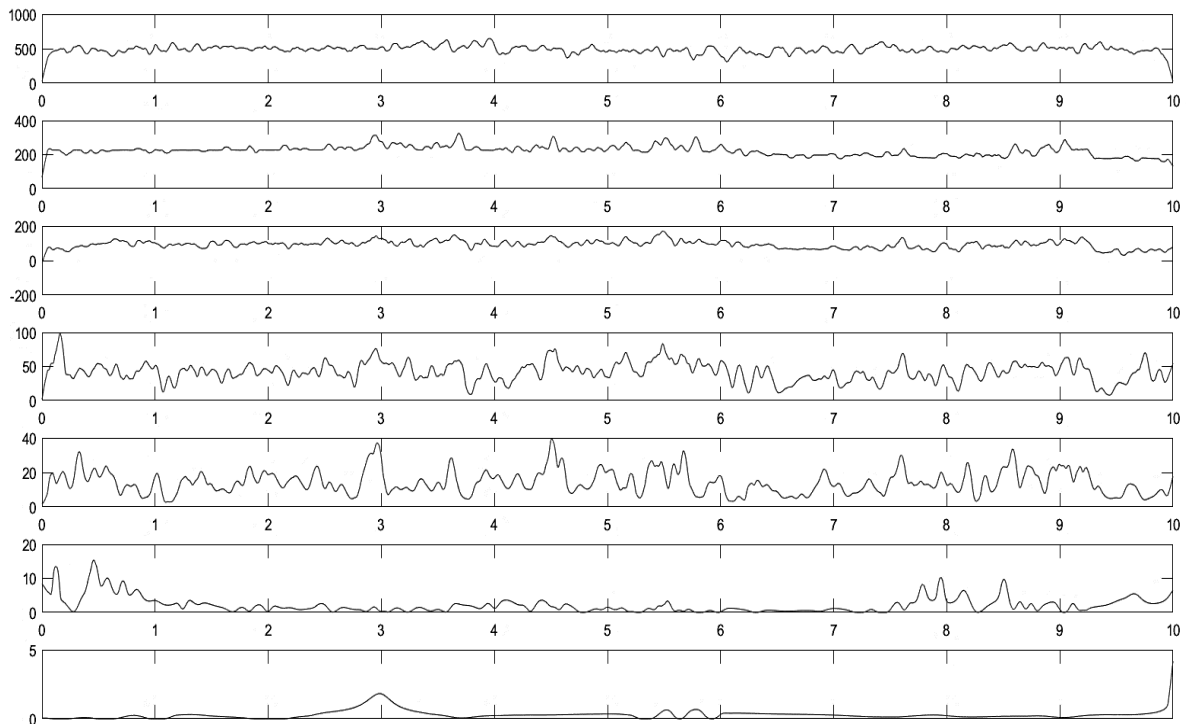
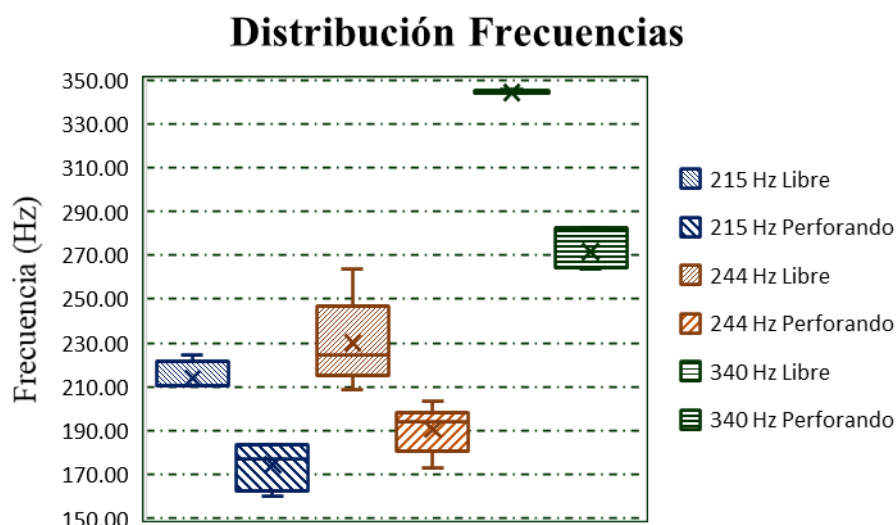


Ilustración 19. Frecuencia instantánea por componente. En la parte superior el componente 1 y en la parte inferior el componente 7. A la izquierda la frecuencia en Hz.

Las medidas de variación entre el taladro encendido y el taladro haciendo la perforación se muestran en la Tabla 3. Las frecuencias a la izquierda de la tabla indican la frecuencia de funcionamiento del taladro.

	Horizontal	Desv. Est.
215Hz	-39.7	14.3539569
244Hz	-39.2	21.8865735
340Hz	-72.6	9.28655709

Tabla 3. Medias de variación y desviación Estándar entre el taladro perforando el hueso y el taladro funcionando de manera libre.



Gráfica 3. Distribución de la frecuencia al medir la vibración en un taladro al perforar hueso.

5.3. ETAPA 3, Instrumentación y Hardware.

La elaboración del simulador conlleva la implementación y creación de hardware para lograr la percepción háptica y un entorno semejante al empleado en una sala de cirugía. Dentro de este hardware usamos la tarjeta de control Arduino, computadora, bocinas, un pedal Roland (del tipo que se usa en música, que está conectado al mezclador), 1 Phantom Touch y vibromotores de tipo de moneda.

El elemento central de dichos elementos es la computadora, puesto que es el componente que tiene un mayor peso al momento de hacer las conexiones y es el que

coordina a los demás elementos del simulador. Como se muestra en el Diagrama 5, la computadora es la encargada de controlar y gestionar la información recibida por la tarjeta de control y el Phantom Touch para poder decidir que enviar a las bocinas, pantalla, Phantom Touch y Vibromotores. La conexión e instrumentación de cada segmento se presenta a continuación, obviando la conexión de la computadora a la pantalla y a las bocinas, puesto que es algo que en general ya se encuentra configurado por defecto.

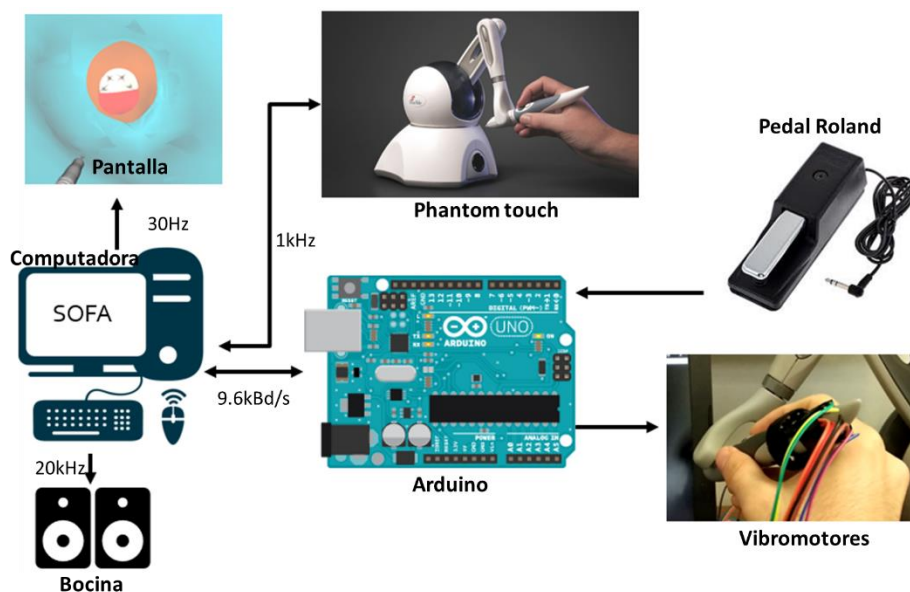


Diagrama 5. Esquema general del simulador.

5.3.1. Vibromotores (Caracterización y Conexión).

Los vibromotores utilizados fueron del tipo de moneda con un tamaño aproximado de 8mm de diámetro por 3.5mm de largo. Estos motores fueron sometidos a una prueba de calibración para conocer su comportamiento y respuesta al voltaje, puesto que no se utilizaron vibromotores de precisión por lo que estos no venían con una hoja de especificaciones. Con una frecuencia nominal base de 12000 ± 2500 rpm (200 ± 42 Hz) de acuerdo con el vendedor (Ebay, 2019).

El proceso para obtener las curvas de respuesta de cada vibromotor fue el de colocar cada vibromotor con un sensor de fuerza debajo y un peso en la parte superior. El vibromotor

estaba conectado a una tarjeta de control con la cual se le suministraba un voltaje en forma de PWM en forma ascendente y descendente con variaciones de una décima de volt.

En cada variación de voltaje, se registraba la frecuencia obtenida de su vibración, repitiendo esto 3 veces. Una vez obtenidos los datos, estos se utilizaron para mediante una regresión lineal obtener la ecuación de la curva, en la forma de $f = \theta_1 + v*\theta_2 + v^2*\theta_3$. De esta forma se escogieron los cuatro motores que presentaran la respuesta más constante. Los valores de theta para cada motor se presentan en la Tabla 4.

	Motor 1	Motor 2	Motor 3	Motor 4
θ_1	169.38117	130.378335	195.614538	215.900103
θ_2	41.9153992	23.7926063	39.6705882	40.7472277
θ_3	-6.8311937	-4.44216096	-8.57605936	-10.4241049
μ	3.4	3.56	3.4	3.36666667
σ	0.97142857	0.88687398	0.97142857	0.99069
Frec. Min. Hz	77	58	99.4	121.1
Frec. Max Hz	219.5	157	246	258

Tabla 4. Parámetros de calibración para cada motor conforme a su caracterización.

Donde μ es la media de los datos y σ es la desviación estándar de los datos correspondientes a cada motor, esto para normalizar los datos previos a la regresión lineal. La aproximación se hizo de manera cuadrática debido al comportamiento visto por los datos y a las curvas provistas por fabricantes de vibromotores. Es importante notar que esta aproximación solo es válida en un rango de voltaje que es de 1.8 - 5 V ya que inferior a eso no se logra el voltaje de activación del vibromotor por lo que simplemente no enciende o presenta un comportamiento muy errático.

La frecuencia mínima y máxima son las menores y mayores frecuencias registradas en los motores durante el proceso de calibración. Con base a estos valores y a los obtenidos en la sección 5.2 la vibración a generar en estado libre con los vibromotores será de 200Hz y al taladrar de 150Hz. Esto para estar dentro del rango de funcionamiento de los

vibromotores y lograr una variación semejante a la medida cuando el taladro está encendido sin taladrar (modo libre) y cuando está perforando.

Los motores, debido a su consumo de energía fueron alimentados por un controlador L293E, el cual fue controlado utilizando la tarjeta de control, encargada de controlar la salida de potencia del controlador. El diseño de dicha etapa de potencia se muestra en el Diagrama 6.

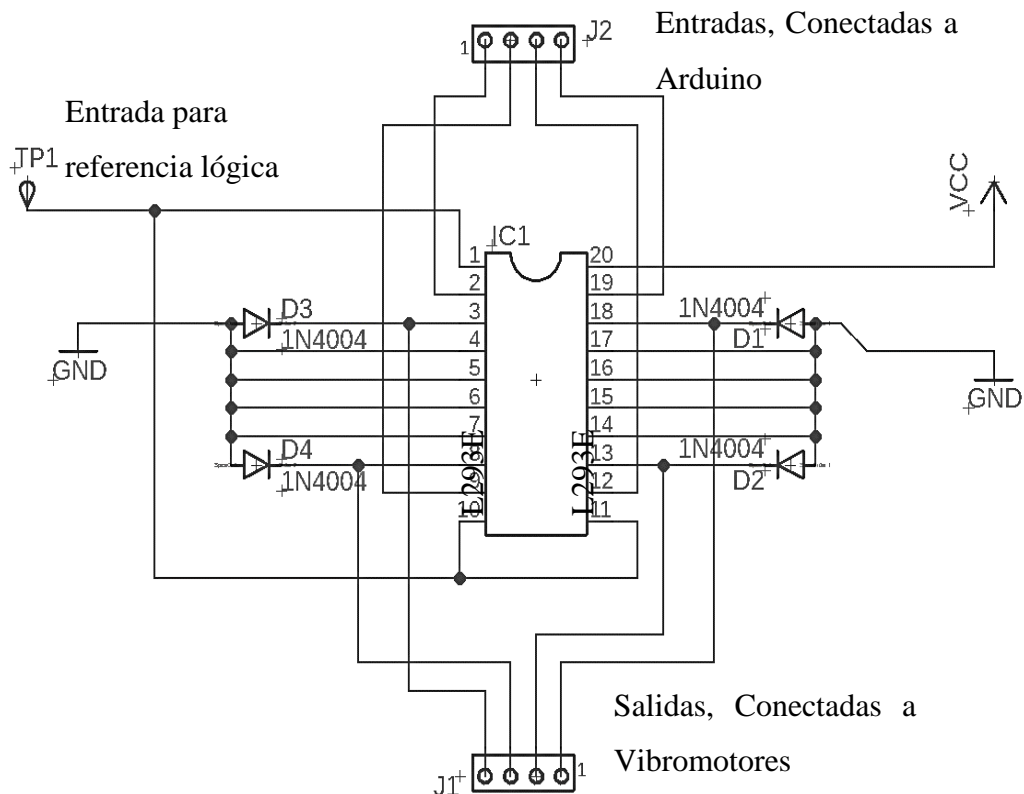


Diagrama 6. Conexión de Driver L293E con motores y Arduino.

Aquí solo hace falta hacer una aclaración en cuanto a la Entrada para referencia lógica conectada a los pines 1, 10 y 11 y es que esta entrada va a conectada a los 5 V de la tarjeta de control para indicar que voltaje es considerado como 1 y también indicando que todo el controlador será utilizado.

Aquí termina la sección con referencia a los vibromotores dejando el montaje de estos en la sección del Phantom Touch.

5.3.2. Pedal Roland.

El pedal Roland, está conectado directamente a el Arduino y funciona como un *push button* de activo en bajo, es decir, se interrumpe el flujo de corriente cuando se presiona el pedal. Teniendo la configuración que se muestra en el Diagrama 7.

El pedal conectado entonces a una fuente de voltaje y a Arduino nos proporciona un 1 lógico cuando no es presionado y 0 cuando lo es. La tarjeta de control está conectada a la computadora y transmite esta información por comunicación serial y el simulador usa esta para “encender” el taladro virtual, indicado con el sonido que el taladro está encendido además del encendido de los vibromotores.

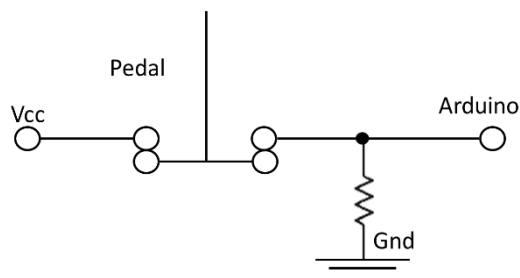


Diagrama 7. Conexión de pedal Roland.

5.3.3. Phantom Touch.

La configuración del dispositivo háptico es relativamente sencilla con algunos detalles a considerar que se describen en el apéndice (ver Instalación de drivers de Phantom Touch). De igual forma es necesario instalar las bibliotecas de OpenHaptics para poder manipular el dispositivo háptico en cuanto a la generación de fuerzas y a la obtención de la posición del dispositivo.

El Phantom Touch consta de 3 partes principales, la base, dos brazos y el *stylus* (Ilustración 20). La base es donde se soporta el dispositivo, los brazos que dotan de la capacidad de traslación al efector final, que es el *stylus*, el cual además provee los grados de libertad de rotación en los 3 ejes.



Ilustración 20. Segmentos de los que consta el dispositivo háptico Phantom Touch y su parte desmontable.

El *stylus* consta de dos partes, una fija al extremo del segundo brazo y otra que es desmontable en la cual tiene de 2 botones configurables. Estos botones se conectan al resto del dispositivo por medio de un conector de 5.5mm ubicado en el parte fija del *stylus*. El hecho de que tenga una parte desmontable nos permite hacer modificaciones en esta última sin alterar el funcionamiento del *stylus*. Es alrededor de esta sección en donde colocaremos alrededor los vibromotores, para así generar las vibraciones que el usuario percibirá como el taladro estando encendido.

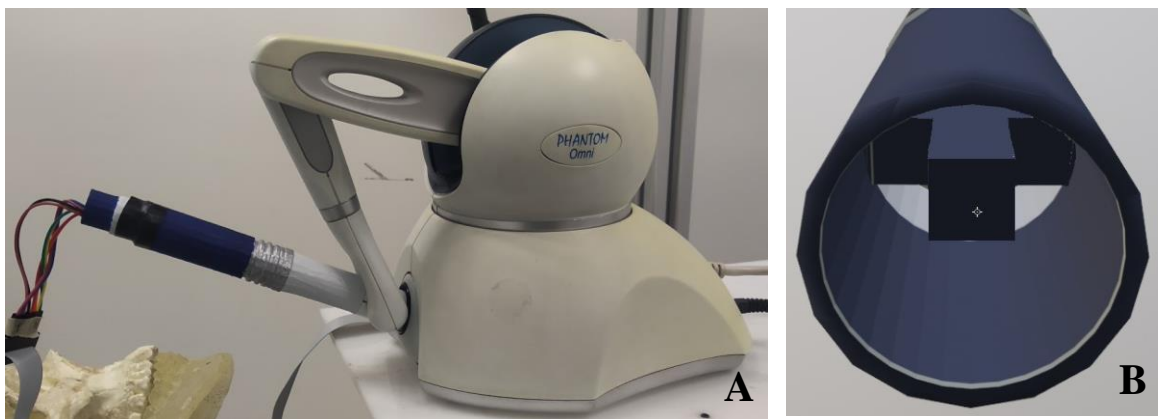


Ilustración 21. A) Craneótomo 3D incorporado al Phantom. B) Interior del craneótomo 3D en donde se colocan se colocan los vibromotores.

El arreglo de vibromotores se colocó en una impresión 3D Ilustración 21A, realizada con material PLA, la cual asemeja un craneótomo neumático con la característica de ser hueco por dentro y tener una estructura para la colocación de los vibromotores, Ilustración 21B. Dicho modelo se realizó a mano utilizando las medidas técnicas de la herramienta. El cráneo que se ve en la Ilustración 21A es parte de la escena visible, sin embargo, no tiene

ningún papel dentro del simulador, puesto que la interacción con el cráneo es totalmente virtual.

5.4. ETAPA 4, Software.

El simulador consta de diversos elementos de software, los cuales son un archivo xml, el proyecto de C++ de SOFA, 2 scripts en Python y un código para programar hardware realizado en Arduino. El primer elemento, es el archivo XML, es donde seleccionamos y configuramos los módulos que utilizaremos para la simulación, es en este archivo en donde le decimos a SOFA cuales de sus módulos utilizaremos, así como los parámetros que tendrán cada uno de estos módulos. El proyecto de C++ es donde se encuentra el grueso del procesamiento, y es en este lugar en donde se realiza en general el proceso de la simulación, se hace el procesamiento de las interacciones hápticas, se hace el seguimiento de los modelos 3D utilizados, se procesan los puntos de colisión, la activación del sonido de taladrado y se realiza la comunicación serial con el controlador Arduino para el control de los vibromotores

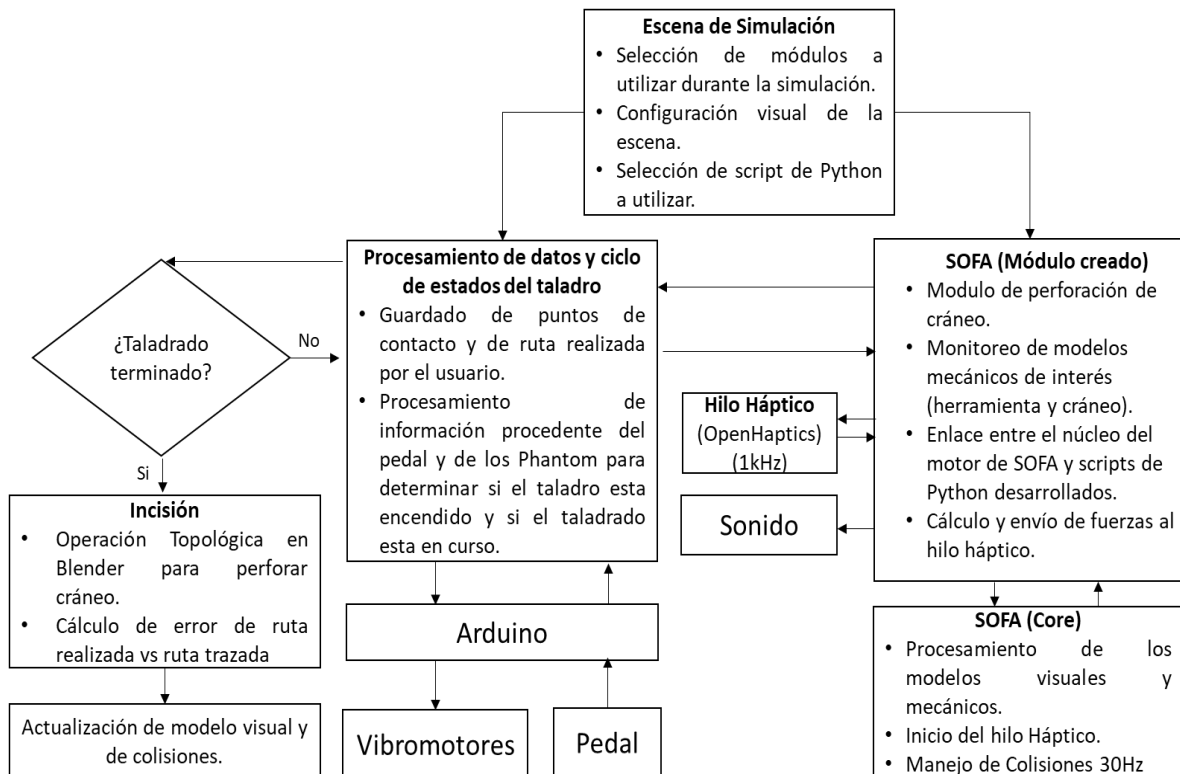


Diagrama 8. Interacción de los diferentes elementos del software incluyendo elementos de hardware.

y la interpretación del pedal para el encendido del taladro. El código de Arduino sirve para programar la capa de hardware utilizado para el envío de señales a los vibromotores y la recepción de la señal del pedal. Finalmente, los scripts de Python utilizados tienen el fin de auxiliar en el procesamiento de los datos capturados durante la simulación, así como realizar las operaciones topológicas en el cráneo utilizando el motor de Blender. El esquema general de la simulación puede verse en el Diagrama 8.

5.4.1. Escena de simulación.

Como se mencionó anteriormente, es un archivo XML es donde indicamos que módulos utilizaremos, dentro de estos se encuentra el módulo realizado para este proyecto llamado GeomagicDrill el cual incluye el manejo y creación del hilo háptico. Otros módulos importantes cargados son los módulos de colisiones, el solucionador de ecuaciones numérico (Euler implícito), el acoplamiento virtual entre el Phantom y el modelo de colisiones y el manejo de scripts de Python. Dentro del archivo XML también se hace la configuración de la escena, esto quiere decir que indicamos donde van a colocarse los modelos, al igual que las luces y la posición inicial del controlador háptico.

Aquí se marcan dos modelos de colisiones con una serie de etiquetas, el primer modelo marcado es el del cráneo con la etiqueta de “CarvingSurface” y el segundo modelo marcado es el del craneótomo con la etiqueta de “CarvingTool”, esto nos permite hacer un seguimiento de estos modelos en la parte del proyecto de C++ de SOFA.

En cuanto al acoplamiento háptico entre la posición real del Phantom Touch con el modelo de colisiones del craneótomo. Este se hace dándole un modelo mecánico que se mueve conforme a la posición del dispositivo, este modelo mecánico que es el mismo que el modelo de colisiones del craneótomo se acoplan utilizando un modelo de masa resorte-amortiguador para cada vértice entre los modelos de ambos objetos logrando el acoplamiento háptico. El modelo de colisiones del craneótomo a su vez esta mapeado con un modelo visual que tiene una mayor resolución y que nos permite ver en tiempo real la posición del craneótomo dentro de la simulación, cuando los modelos de colisiones hacen contacto se

hace un cálculo de la fuerza debida al modelo de masa resorte-amortiguador y esta fuerza es la ejercida por el dispositivo háptico.

En nuestro caso que consiste en un cráneo y un craneótomo, se utiliza un modelo rígido, por lo que no se utiliza un modelo de deformaciones, sino que directamente se mapean los modelos visuales con los modelos de colisiones. La interacción y cálculo de fuerza entre los modelos de colisiones se basa principalmente en el intervalo de tiempo utilizado, las masas y los coeficientes de rigidez de cada uno de los elementos.

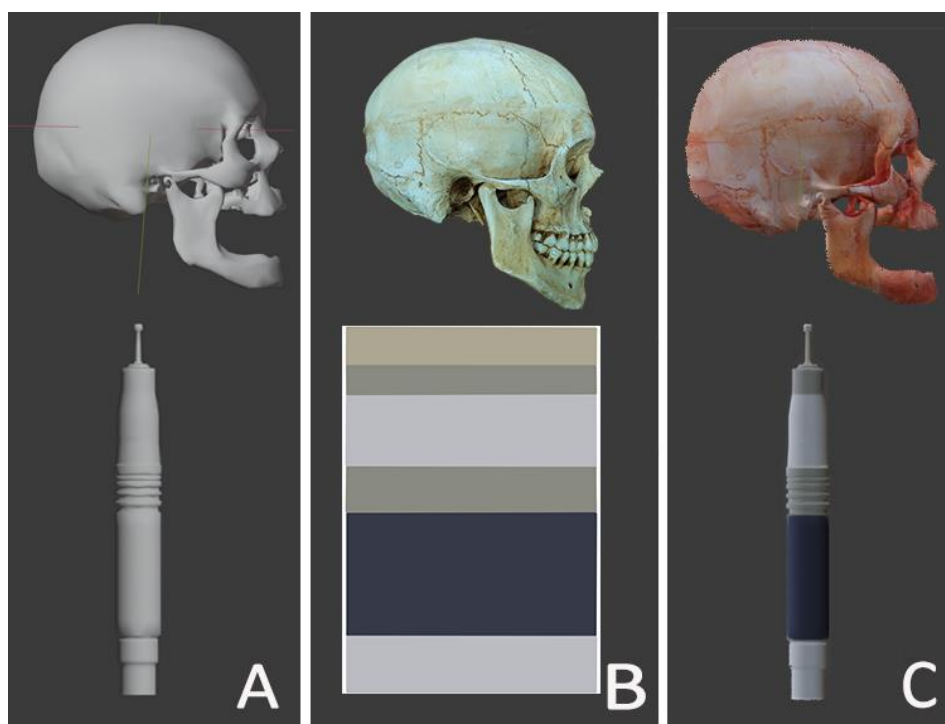


Ilustración 22. A) Modelos tridimensionales del cráneo y craneótomo. B) Texturas utilizadas. C) Resultado final, con el cráneo recibiendo un tinte rojizo.

El modelo tridimensional utilizado fue obtenido por medio de un estudio de tomografía en el hospital general, a este diseño tridimensional, se le agregó una textura de cráneo para aumentar el realismo, esta textura se obtuvo tomando una foto a un modelo impreso anatómicamente exacto, a dicha foto posteriormente se le agregó color para lograr la imagen resultante, el proceso se puede ver en la Ilustración 22. Para el craneótomo se realizó el modelo tridimensional utilizando las medidas de uno real, agregarle textura y un nivel de

transparencia para que en el momento de realizar la actividad no obstruya la visión del cirujano. En la columna A de la Ilustración 22 se pueden ver los modelos tridimensionales; en la columna B de la misma imagen, las texturas utilizadas y en la columna C el producto final. El modelo del craneótomo 3D es el que se utilizó para la impresión 3D en la cual se colocaron los vibromotores sección 5.3.3.

La escena final se puede ver en la Ilustración 23, con todos los elementos agregados como la tela quirúrgica, clips metálicos y piel.

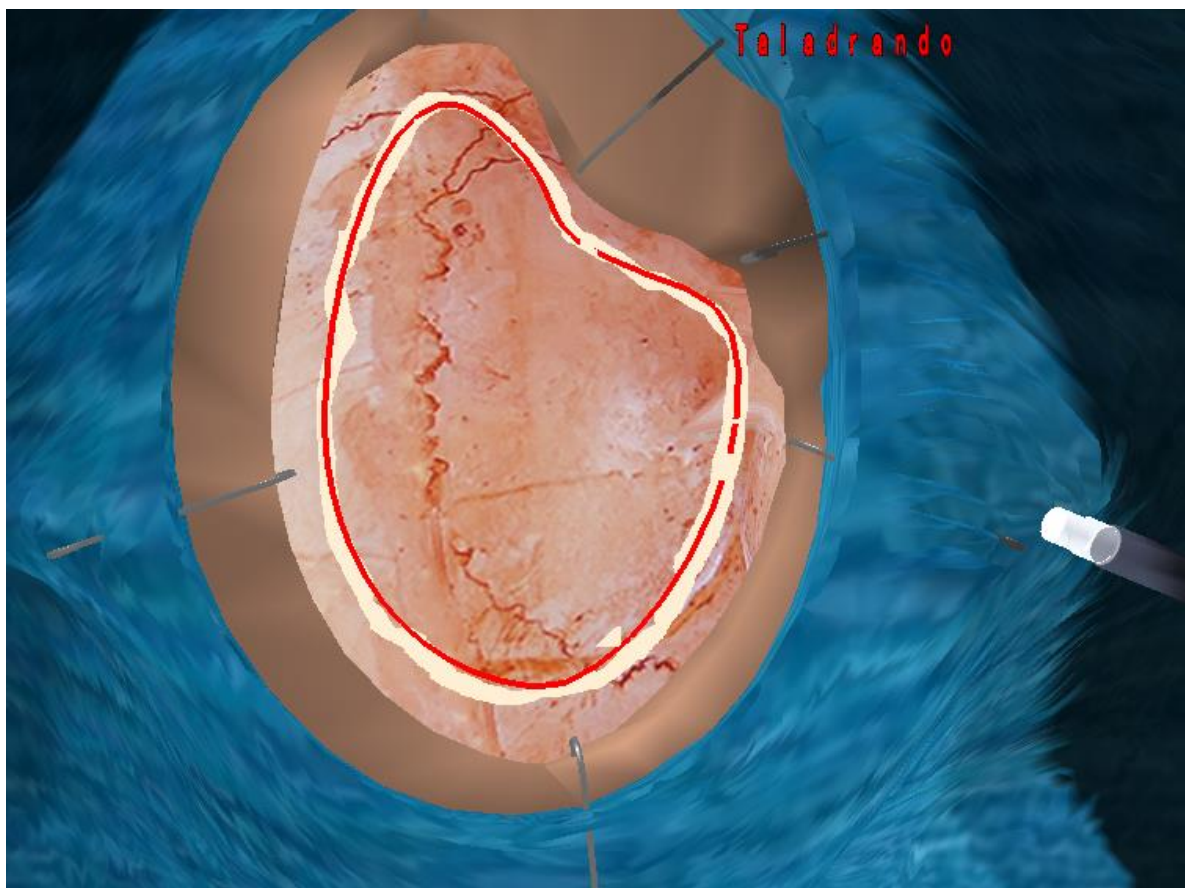


Ilustración 23. Escena que se muestra al cirujano. En este caso ya sea ha realizado el marcado de la incisión, mostrado en color blanco siguiendo la ruta propuesta en color rojo.

5.4.2. Ejecución de la simulación, hilo háptico y procesamiento de colisiones (C++ de SOFA).

En el módulo de GeomagicDrill se inicializa un hilo independiente correspondiente al procesamiento háptico, este hilo corre en una frecuencia de 1kHz y es el encargado del hacer el seguimiento de la posición del dispositivo háptico, así como de generar las fuerzas de acuerdo con las colisiones detectadas dentro del mismo hilo. Durante la inicialización se hace la búsqueda de los modelos mecánicos con las etiquetas utilizadas en la sección de XML, para poder encontrar las colisiones que se realicen entre ambos modelos de colisiones.

Una vez que el taladro esta encendido y hace contacto con el cráneo, detectado gracias a las etiquetas utilizadas, se hace una consulta con el hilo háptico de cuál es la fuerza ejercida al dispositivo por el usuario y si esta fuerza ejercida es superior a cierto valor entonces el taladro pasa a “taladrando” lo cual involucra un cambio en el sonido reproducido y en la vibración, la cual pasa a ser de 200Hz a 150Hz puesto que como se vio en la parte de análisis la frecuencia de vibración disminuye al comenzar la perforación y este fue el rango de variación. En este estado también se hace un almacenamiento de los puntos seguidos durante la perforación para después poder analizarlos.

Para ver el proceso de crear un plugin nuevo en SOFA, agregar sonido y la comunicación serial en C++ ver los apéndices correspondientes.

5.4.3. Procesamiento de datos y realización de incisión (Python).

Python es iniciado por medio de SOFA, y nos permite utilizar funciones que en un principio estaban definidas únicamente en C++ por medio de la biblioteca “SOFA” en Python. Python dentro de SOFA tiene una serie de funciones que son llamadas de forma predeterminada durante el ciclo de animación, como `onBeginAnimationStep` y `onEndAnimationStep` llamadas al inicio y fin de cada ciclo de animación respectivamente.

En un inicio se utilizó Python debido a la facilidad que se tiene aquí para hacer la actualización de los modelos visuales y mecánicos, sin embargo, se terminó incluyendo

algunas otras funciones como el hacer el seguimiento de los puntos de taladrado y de trayectoria del Phantom, así como su guardado y primer preprocesamiento.

Se hace la comunicación serial con la tarjeta de control Arduino para la recepción de la señal del pedal y el ordenar a los vibromotores que vibren a una determinada frecuencia dependiendo de si esta apagado el taladro, encendido o taladrando (encendido y haciendo una incisión).

i. Ciclo de estados del taladro virtual.

El taladro dentro de la simulación tiene 3 estados, apagado, encendido y taladrando. Al comienzo se encuentra apagado, en cada ciclo de simulación se busca información sobre el pedal para saber si este se encuentra encendido o si permanece apagado. Se realiza un seguimiento de la trayectoria que está siguiendo el taladro y si este tiene alguna colisión con el cráneo, en caso de haber una colisión y este se encuentra encendido se cambia al modo taladrando, sin embargo, si esta colisión sucede cuando el taladro no está encendido esto no presenta ninguna consecuencia.

Al presionar el pedal que enciende el taladro, el estado pasa a encendido, lo cual habilita la generación de sonido y se manda la señal al controlador para que encienda los motores a una frecuencia de 200Hz, generando así la vibración en el dispositivo.

En Python entonces hacemos el seguimiento de los movimientos y puntos con la condición en la trayectoria de que el muestreo se haga cada 0.1 segundos y en el caso de los puntos del taladrado el que se haga igual cada 0.1 y que el punto guardado no sea el mismo que el anterior, esto simplemente haciendo una medida del punto actual con el anterior y obteniendo la distancia entre ambos. Estos puntos de perforación se van guardando cuando cumplen las condiciones, se escriben en un archivo de texto llamado “drillPoints”, el cual posteriormente será utilizado para hacer la operación morfológica en Blender.

ii. Realización de incisión, método de ajuste de forma.

Una vez que se considera que el perforado fue completado se le informa al simulador mediante una tecla, que hemos terminado, con lo que se llama otro script de Python para ser ejecutado en esta ocasión por Blender. La primera acción que hace este script es limpiar la escena para evitar tener cualquier objeto que pueda alterar las operaciones a realizar, acto seguido carga los puntos de la ruta trazada en el cráneo y los puntos creados de perforación por el usuario, los puntos marcados por el experto entonces son movidos al punto más cercano que exista dentro de los puntos de la perforación del usuario utilizando un método de ajuste de forma, donde esperamos que el camino realizado por el usuario sea semejante al realizado por el experto, esto nos permite tener una medida del error midiendo cuanto tuvimos que desplazar los puntos de la ruta del experto hacia la ruta del usuario. El proceso se realiza varias veces para mejorar la precisión Ilustración 24.

Este método tiene ciertas condiciones: los puntos del experto han sido ordenados previamente basado en su posición geométrica; si dos puntos o más del experto convergen en un mismo punto, solo se toma uno de ellos; si la distancia es mayor a 0.03 cm pero menor a 3 cm se realiza una serie de interpolaciones para que se tenga una separación de 0.03 cm, si es mayor a la distancia de 3cm, simplemente se le considera como un punto aislado, 4 en las pruebas realizadas.

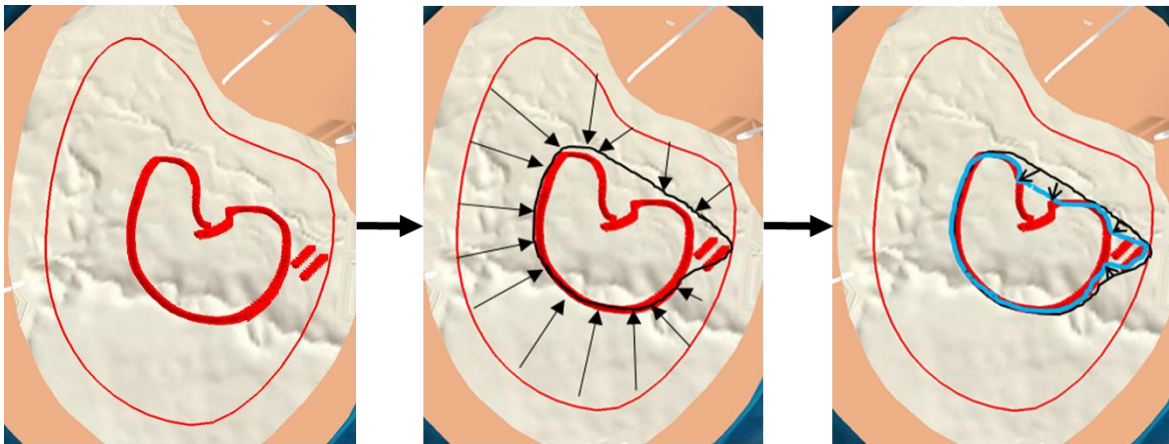


Ilustración 24. Se muestra cómo se realiza el ajuste de la ruta buscada (línea delgada roja) con respecto a la trazada (línea gruesa) a lo largo de dos etapas. Se muestra un cráneo sin textura para una mejor visualización.

Hacerlo de esta manera tiene ventajas y desventajas, una desventaja es que para trazados con concavidades muy pronunciadas no hará la perforación siguiendo la ruta exacta marcada, sino que realizara una ruta suavizada, sin embargo, dentro de las ventajas, es que nos permite lidiar con rutas que hagan varios círculos, haga retroceso o utilicen el mismo punto una y otra vez, modos con los que el modo de cambio topológico suele tener comportamientos extraños. Sin embargo, típicamente en una craneotomía real, las cavidades producidas son convexas.

De esta manera obtenemos el error y podemos acomodar los puntos, para facilitar la siguiente operación que consiste en colocar un cilindro de 0.25cm de diámetro y 5 cm de largo en cada uno de estos puntos rotado conforme a la normal del cráneo y realizar la operación booleana de resta de cráneo-cilindro. Después de haber procesado todos los puntos de la perforación se buscan los modelos inconexos dentro de la escena (islas), si es que las hay, seleccionamos la isla de mayor tamaño y eliminamos las demás, una vez realizado este proceso se exporta el nuevo modelo como .obj.

Una vez que se terminó de realizar el proceso en Blender cargamos el modelo en SOFA, hacemos el cambio de tamaño en las matrices de colisiones para que corresponda con el nuevo tamaño del modelo, se lo asignamos al modelo visual y reiniciamos la escena, lo cual permite visualizar en SOFA el cráneo con la perforación realizada.

5.5. ETAPA 5, Evaluación.

En esta etapa se realizaron 3 pruebas. La primera de ellas es realizar pruebas con personal médico y su valoración del sistema. La segunda de ellas es el análisis de las señales producidas por el dispositivo háptico. Finalmente, la tercera fue el comportamiento al realizar el corte del cráneo ante diferentes marcados.

5.5.1. Cuestionario.

Se realizaron pruebas con 2 cirujanos, a los cuales se les pidió colocarse de pie, con dirección al simulador y sujetar de manera firme el *stylus* del Phantom Touch y explorar la

escena que se les presentaba tocando virtualmente el cráneo con la herramienta para que pudieran familiarizarse con el entorno. Después de esto se les pidió que hicieran lo mismo, pero activando el craneótomo con el pedal para familiarizarse con la utilización de éste y las vibraciones ejercidas por el craneótomo 3D. Una vez terminado el proceso de familiarización se les pidió realizar el marcado de 2 cortes de craneotomía procurando seguir una ruta marcada en el cráneo virtual. Dicha trayectoria fue trazada y capturada en un trabajo previo del equipo del laboratorio, este está reportado en la tesis de licenciatura de (Garduño Magaña, Mauricio, 2018) en la cual se le pidió a un neurocirujano el realizar el marcado de una craneotomía pterional.

Una vez terminados los marcajes se les pidió llenar un cuestionario consistente en 20 preguntas de opción múltiple en las cuales seleccionaba si estaba de acuerdo o desacuerdo con la afirmación propuesta en una escala del 1 al 5. También se les pidió su opinión sobre el simulador en general, puntos a mejorar y acciones que serían importantes incorporar dentro de la simulación de la craneotomía.

El cuestionario realizado se encuentra en el apéndice D.

5.5.2. Medición de Señales.

La señal generada se midió sujetando el craneótomo 3D incorporado al Phantom Touch una vez que tenía los vibromotores incorporados al diseño. Para esto se utilizaron los mismos sensores y sistema de medición que el utilizado para la medición inicial de las vibraciones cuando se taladró el hueso.

EL procedimiento fue el siguiente:

- Obtención de los componentes de la señal utilizando EMD (Descomposición de modo empírico), ecuación 27.
- Obtener de cada uno de los componentes su respuesta en Fourier, su frecuencia instantánea media (MIF) (ecuación 32), su amplitud promedio (ecuación 29) y su promedio de frecuencias presentes usando para ello las frecuencias instantáneas sin

ponderar con respecto a la amplitud (ecuación 31), algo que si realiza la frecuencia instantánea media.

- Basado en la amplitud y frecuencias de interés (mayores de 5Hz) se seleccionaron hasta 3 componentes principales para crear una nueva señal. Al escoger estas componentes, se pueden discriminar elementos de la señal original que tienen frecuencias fuera del rango de interés.
- Se obtiene de nuevo la frecuencia media instantánea, frecuencia media y wavelets de la nueva señal creada.
- Se reportan la frecuencia instantánea media, la frecuencia promedio y la frecuencia principal en wavelets de la señal reconstruida, con el fin de obtener una comparación entre las diferentes medidas. También se reporta la frecuencia obtenida por Fourier de la componente con mayor magnitud.
- Se obtiene la diferencia promedio entre la señal del dispositivo cuando el taladro está encendido sin taladrar y encendido taladrando.

5.5.3. Método de ajuste de forma.

Finalmente se hicieron pruebas del desempeño para realizar el corte utilizando el modelo activo de forma explicado en la sección 5.4.3. realización de incisión. para observar su comportamiento ante cortes realizados teniendo un comportamiento “normal” y ante trayectorias anormales o extrañas.

Las trayectorias normales son las que se esperarían al realizar la craneotomía, trayectorias que intentan seguir el contorno mostrado; mientras que las trayectorias anormales son aquellas que se realizan trazando rutas muy diferentes a lo que se esperaría siguiendo la trayectoria, ya sean estas muy cóncavas, haciendo dos orificios, etc.

CAPÍTULO 6. RESULTADOS.

El simulador se instaló en una computadora del Hospital General “Eduardo Liceaga”. Se colocó el modelo del craneótomo en el Phantom Touch con la idea de que los usuarios tuvieran una representación más aproximado a lo que se encontrarían en una cirugía. El montaje del simulador se puede ver en la Ilustración 25, en la imagen se ve un segundo Phantom del lado izquierdo y un cráneo, los cuales no son utilizados en el simulador de este trabajo, pero son utilizados en otro simulador instalado en la estación. En la parte inferior de la imagen se puede ver el pedal utilizado para activar el taladro.



Ilustración 25. Estación de trabajo en donde se instaló el simulador en el Hospital General Eduardo Liceaga. El dispositivo háptico de la derecha es en el cual se instaló el craneótomo 3D. El cráneo que se muestra no tiene relevancia en la simulación (parte de otros proyectos)

Como ya se mencionó, los usuarios tienen el objetivo de realizar el trazado de la craneotomía sobre el cráneo virtual siguiendo una trayectoria previamente capturada, dicha trayectoria se presenta en color rojo sobre el cráneo.

El usuario debe seguir la trayectoria marcada manteniendo presionado el taladro contra el cráneo, la sensación de estar presionando el cráneo es lograda gracias a la percepción háptica del acoplamiento del Phantom con el modelo de colisiones de la simulación. Sin embargo, el únicamente presionar el cráneo no es suficiente, es necesario el activar el taladro por medio del pedal y ejercer cierto nivel de fuerza contra el modelo tridimensional. La fuerza es obtenida por medio de los Phantom al medir la fuerza que están ejerciendo

contra el movimiento del usuario. Al activar el pedal el taladro se enciende y permite que al momento de presionar el cráneo con la fuerza requerida se marque una incisión en el cráneo.

Al finalizar la ruta trazada se hace el cambio topológico en el modelo tridimensional, utilizando para ello el método de ajuste de forma, el cual nos permite ordenar los puntos de la incisión y calcular el error al realizar la incisión. En la Ilustración 26 se puede a un cirujano realizando el marcado en el cráneo virtual por medio el simulador sujetando el craneótomo 3D.

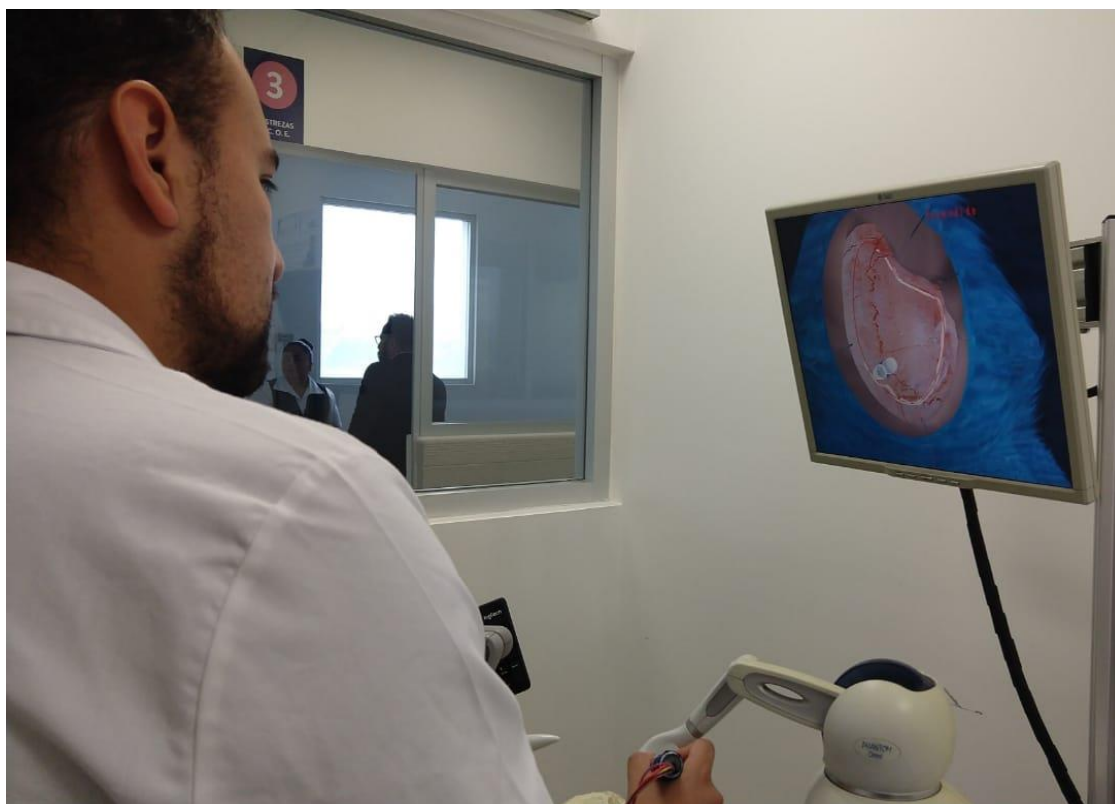


Ilustración 26. Uso del simulador por un cirujano, en la pantalla aparece la ruta marca, la cual el usuario procura seguir para realizar la incisión.

6.1. SEÑALES.

En la Tabla 5, se muestran los resultados del análisis de las señales producidas, “Encendido” denota aquellas captadas durante la fase en la cual se enciende el taladro, pero no se está taladrando y “Taladrando” cuando esta encendido y taladrando.

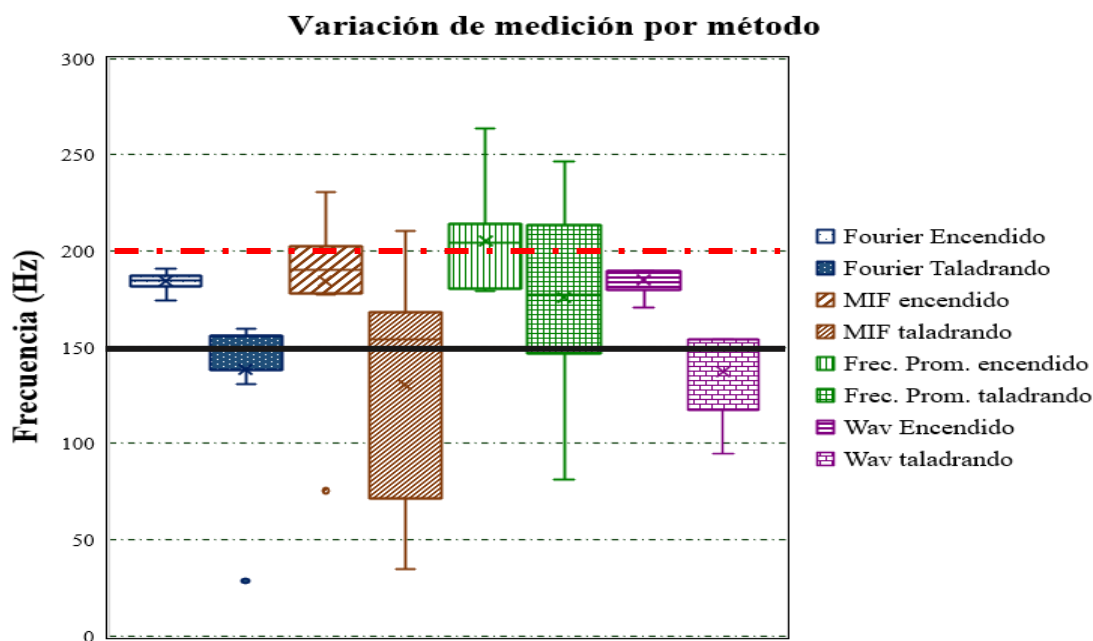
	Frecuencia Objetivo	Frec. en Fourier de componente principal	Frecuencia Instantánea Media (MIF)	Frecuencia Promedio	Wavelets
Encendido1	200	189.9	230.65	235.51	189.3332895
Encendido2	200	190.73	75.34	203	189.4645708
Encendido3	200	187.2	203.1	206.05	189.3332895
Encendido4	200	187.2	201.27	210.09	189.3332895
Encendido5	200	174.32	220.92	263.41	170.4003259
Encendido6	200	185.94	200.8	215.58	189.3332895
Encendido7	200	183.72	178.49	180.77	176.6542055
Encendido8	200	183.5	179.3	180.34	189.3332895
Encendido9	200	180.9	177.53	179.17	189.4645708
Encendido10	200	180.8	177.34	179.08	176.6542055
Promedio		184.421	184.474	205.3	184.9304326
Desv. Estandar		4.90413533	42.72395534	27.9262501	7.349666911
Taladrando1	150	28.59	36	146.8	94.66664474
Taladrando2	150	130.63	34.63	81.2	101.4611976
Taladrando3	150	156	50.98	130.47	108.7434191
Taladrando4	150	156	210.6	228.09	143.4878017
Taladrando5	150	131.87	199.1	205.08	153.7864181
Taladrando6	150	156	159.98	172.09	153.7864181
Taladrando7	150	156	161.9	182.29	153.7864181
Taladrando8	150	156	148.47	246.76	153.7864181
Taladrando9	150	159.75	170.06	216.43	153.7864181
Taladrando10	150	156	133.43	147	153.7864181
Promedio		138.684	130.515	175.621	137.1077572
Desv. Estandar		40.10379012	66.09608734	50.56091342	24.91370051
Diferencia		45.737	53.959	29.679	47.82267542

Tabla 5. Resultados de señales obtenidas durante la ejecución del simulador y su comparación con la frecuencia buscada, la obtención de la frecuencia instantánea media se realiza utilizando la ecuación 32. La frecuencia promedio se obtiene por medio de la ecuación 31 promediando cada instante de tiempo de la señal.

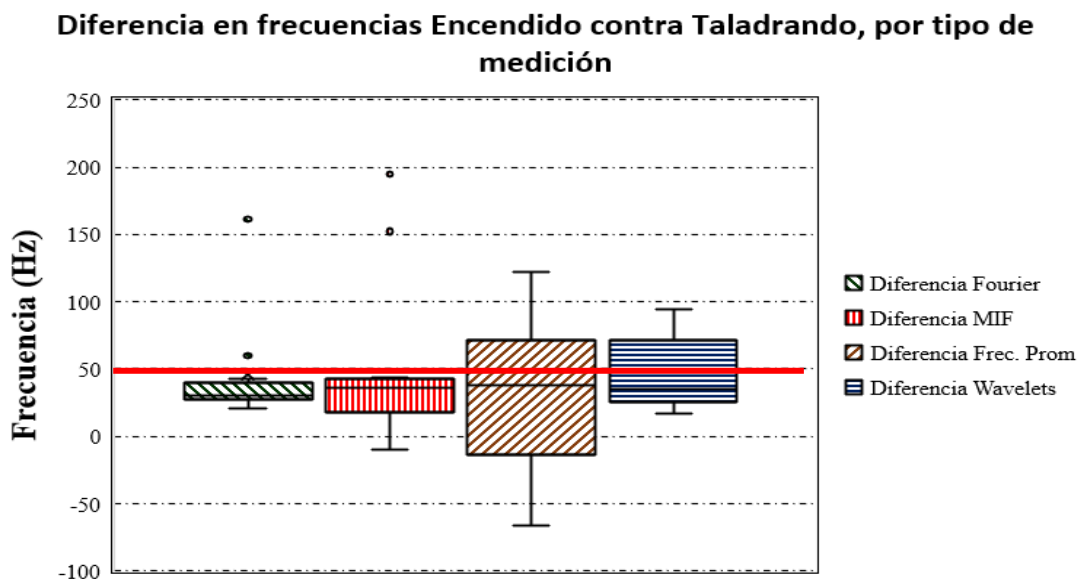
MIF es el acrónimo de *Mean Instantaneous Frequency* que es una medida del promedio de las frecuencias de la señal ponderándola con la magnitud de dichas frecuencias instantáneas obtenida mediante la ecuación 32. Por otra parte, la columna de Frecuencia

Promedio es el promedio simple de las frecuencias instantáneas de la señal obtenidas por medio de la ecuación 31.

Al final de la columna se presenta la diferencia entre el promedio de la frecuencia medida cuando está encendido y cuando está taladrando. Se presentan los resultados con respecto a la captura de las frecuencias y los diferentes métodos usados en las gráficas 4 y 5.



Gráfica 5. Variabilidad de las frecuencias medidas por tipo de método. La línea horizontal punteada en rojo marca la frecuencia buscada en modo libre mientras que la línea negra muestra la frecuencia objetivo taladrando.



Gráfica 4. Diferencias en las frecuencias de encendido contra taladrando en la simulación, agrupados por tipo de método utilizado. La línea en rojo muestra la diferencia de frecuencias buscada.

6.2. INCISIÓN DEL CRÁNEO.

Para poder observar el desempeño de sistema para realizar el corte se mostrarán imágenes antes y después de haber realizado el corte. En todos los casos las imágenes en la parte superior corresponderán a la ruta marcada y en la parte inferior la perforación.

En la Ilustración 27 se pueden ver en la parte superior las trayectorias seguidas mientras que en la parte inferior se encuentran las perforaciones realizadas. Los errores obtenidos son: 0.317cm, 0.296cm y 0.347cm respectivamente. En la Ilustración 28 se puede observar el desempeño de perforaciones al trabajar con trayectorias anormales y poco convencionales. Los errores son: 2.7cm, 2.47cm y 2.34cm respectivamente. Se marcaron los bordes de las incisiones para realzar su localización.

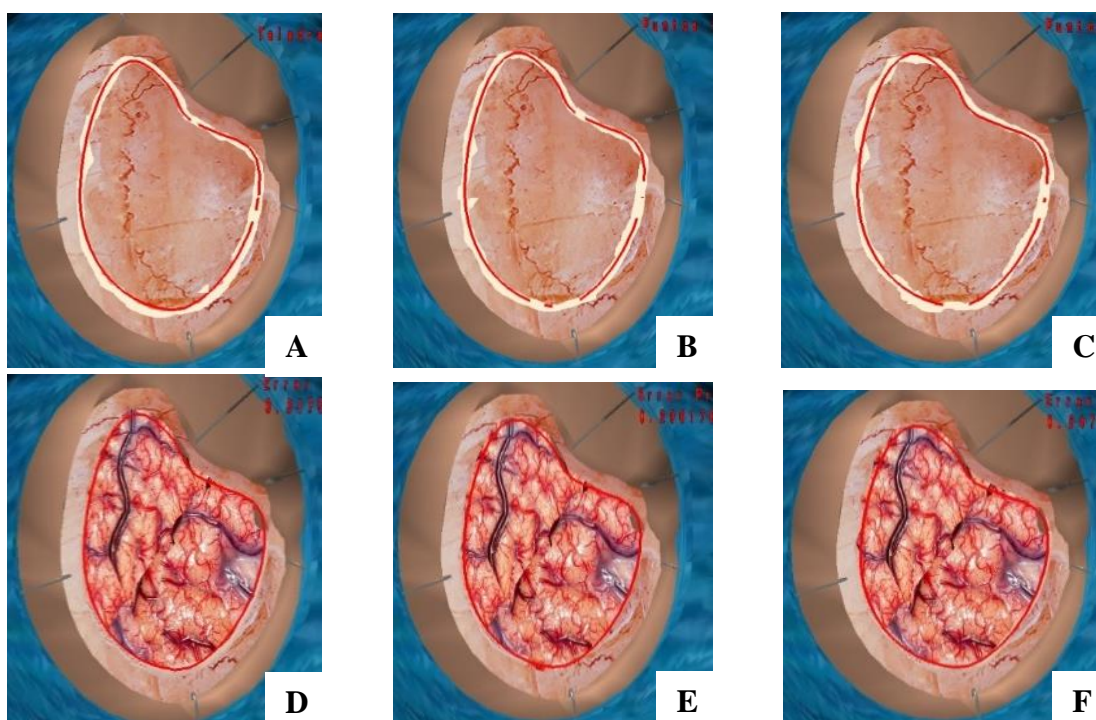


Ilustración 27. Perforación realizada en trayectorias normales. En las imágenes A,B y C se muestran las trayectorias trazadas; en D, E y F las incisiones producidas

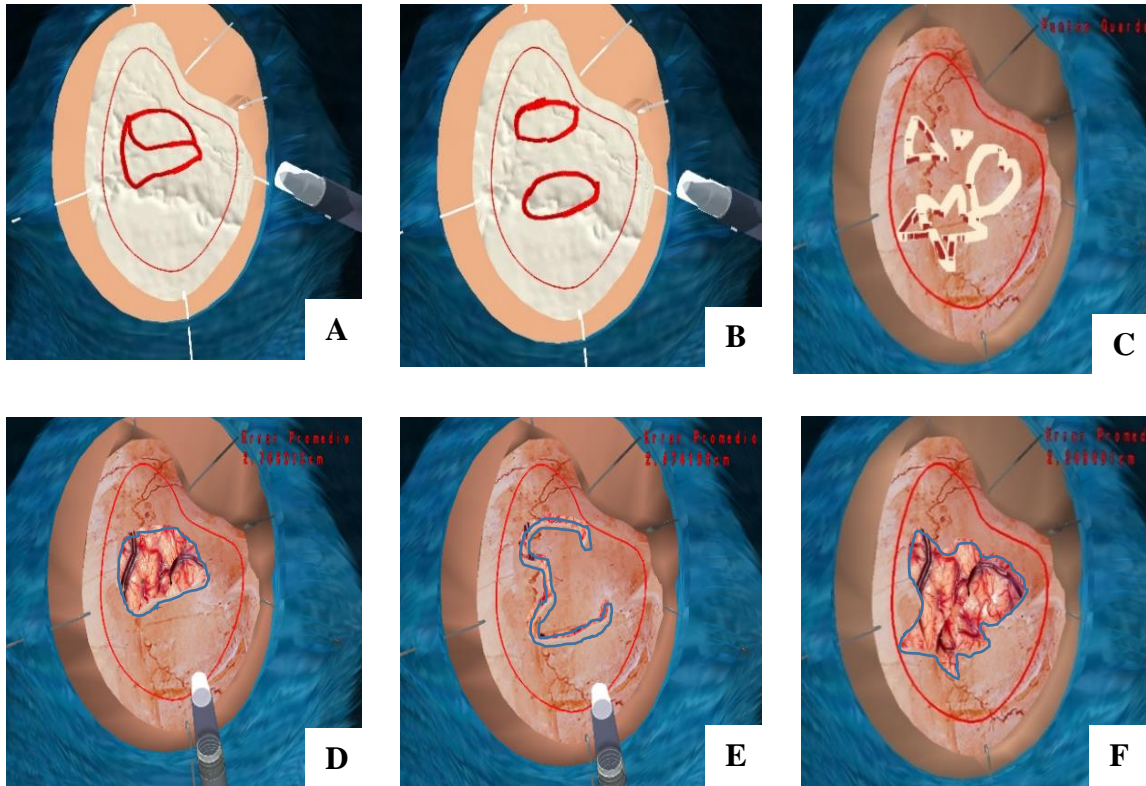


Ilustración 28. Perforación realizada en trayectorias anormales. En las imágenes A,B y C se muestran las trayectorias trazadas; en D, E y F las incisiones producidas.

6.3. CUESTIONARIOS.

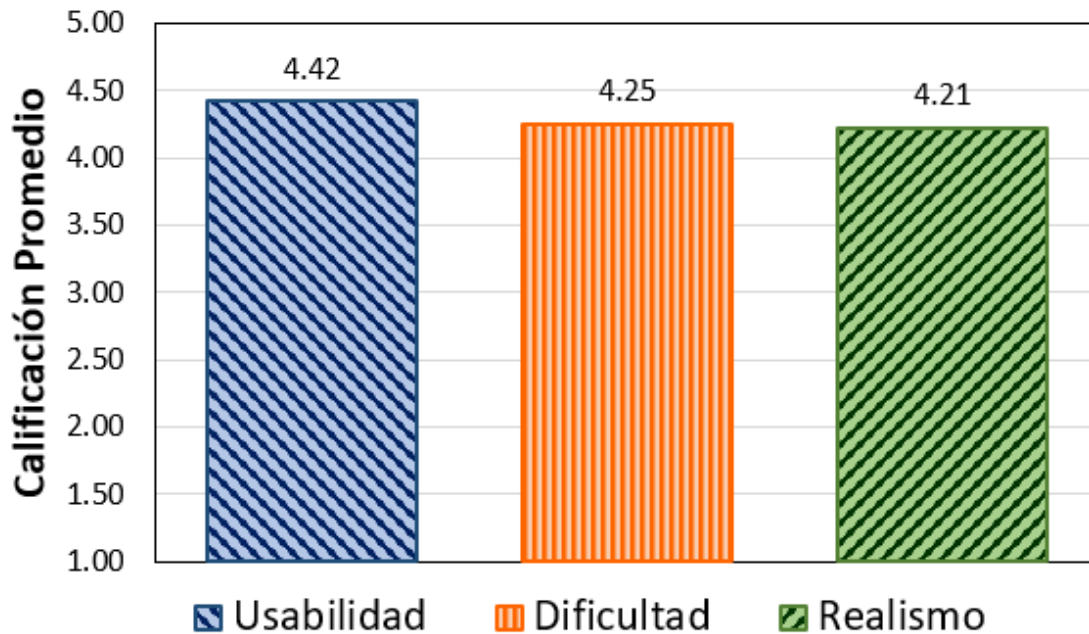
Se realizaron los cuestionarios a dos médicos (Apéndice D), los cuales probaron el simulador y nos dieron su retroalimentación. Las afirmaciones con las que estuvieron fuertemente de acuerdo con una opinión mezclada de “fuertemente de acuerdo” y “de acuerdo” fueron la casi la totalidad de los campos, excepto:

- El sistema fue coherente con mis acciones, Q5 (3,5).
- El resultado final de la craneotomía fue consistente con mis acciones, Q6 (4,4).
- Fue sencillo seguir la ruta trazada, Q8 (4,4).
- Fue fácil alcanzar espacialmente todos los puntos de interés del cráneo, Q9 (4,4).
- La vibración sentida fue realista, Q12 (4,4).
- La configuración de la escena fue realista, Q14 (3,5).
- El contacto con el cráneo se sintió realista, Q15 (4,4).

- El sonido ejecutado fue realista, Q16 (4,4)

Si clasificamos las preguntas del cuestionario en usabilidad (Q1-Q6), dificultad (Q7-Q10) y realismo (Q11-Q17) y se promedian las calificaciones obtiene el resultado de la Gráfica 6.

En cuanto a la sección de comentarios, se mencionó la necesidad de tener un soporte que asemeje cuando ellos apoyan la mano sobre el cráneo al realizar la craneotomía, lo cual da una mayor estabilidad al hacer el corte. Agregar una escena adicional en la cual se hagan las incisiones con el trépano, las cuales posteriormente se conectan usando el craneótomo neumático. Poner una condición de corte únicamente a 90° con respecto al cráneo, puesto que es una condición de seguridad del craneótomo real, junto con la “patita” que es un accesorio del propio craneótomo que impide llegar al cerebro.



Gráfica 6. Promedio de calificaciones en el cuestionario con las preguntas agrupadas de acuerdo con su categoría.

En cuanto a la usabilidad, se comentó que el instrumento rota mucho sobre su propio eje en el escenario virtual. Lo cual junto con el corte en grados diferentes a 90°, no sucede en el mundo real.

CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES.

En el presente trabajo se presentó un modelo de simulación de craneotomía virtual con retroalimentación háptica, el cual consta de varios módulos: obtención de las señales vibratorias, el análisis de estas señales, la instrumentación de un dispositivo háptico para la replicación de estas señales, la estructura del software utilizado para la replicación de una craneotomía, un cuestionario para la evaluación del simulador virtual háptico, y un método para medir el error al trazar la ruta en el cráneo virtual y diferentes formas de medir la vibración producida.

7.1. VIBRACIONES PRODUCIDAS.

El resultado respecto a las señales producidas presenta que en promedio se obtuvo una variación en la frecuencia producida pasando de un valor de frecuencia de 180Hz a 140Hz teniendo variaciones de acuerdo al método utilizado, principalmente utilizando el método de promediar de manera simple las frecuencias instantáneas, por lo que no parece ser un buen método para medir las señales producidas, en lugar de ello el obtener Fourier de la señal principal o utilizar wavelets muestra una diferencia más clara en las frecuencias, cuando se comparan las señales producidas al estar encendido con respecto a cuando está taladrando, ambos durante la simulación.

Hay que recordar que a los vibromotores se les envió voltaje para una frecuencia de vibración de 200Hz cuando estaba el taladro en modo en encendido y de 150Hz en el caso en que se encontraba taladrando. Por lo tanto, tenemos una variación aproximada de 15Hz en ambos casos (185Hz y 135Hz), si no consideramos la frecuencia media simple en dicho promedio. Lo cual nos da una variación promedio de 50 Hz entre ambos casos, lo cual coincide con la diferencia de frecuencia que se buscaba producir. También es importante mencionar que se percibió un cambio en las vibraciones al momento de usar el simulador, efecto logrado haciendo vibrar al dispositivo háptico por medio del hilo háptico junto con los vibromotores, ya que estos últimos al bajar la frecuencia de funcionamiento también baja su intensidad, por lo que se decidió compensarlo de esta forma.

Hay dos explicaciones para la variación de 15 grados en la frecuencia producida, la primera de ellas es el acomodo de los vibromotores dentro del modelo 3D, puesto que aún queda por mejorar el acoplamiento de los vibromotores con este para que encajen de manera justa. La segunda explicación tiene que ver con la naturaleza de los vibromotores utilizados que al no ser de precisión tienen una variación en la frecuencia producida aun cuando se les alimente con el mismo voltaje, lo cual también explicaría la variación de la frecuencia medida.

7.2. INCISIONES PRODUCIDAS.

Se produjo un algoritmo que bajo condiciones normales de operación (Ilustración 27), sigue de forma plausible la trayectoria mostrada en el entorno virtual, produce nuevos modelos de mallas que representan de forma plausible la ruta trazada y muestran la región del cerebro ubicada tras la zona taladrada.

Al realizar las incisiones de trayectorias anormales, se puede observar que al haber separaciones entre dos puntos de incisión separados busca unirlos hasta cierto margen, como se pueden ver en la Ilustración 28B con 28E. En el caso de haber dos orificios se observa que la forma se aproxima a los puntos extremos de ambos círculos y que posteriormente al intentar unir ambos puntos encuentra que se encuentran a una distancia superior al margen puesto de 3cm. El caso contrario, en el cual si se unen todos los puntos se observa en la Ilustración 28C y 28F de la misma ilustración, en la cual, se unen todos los puntos extremos, aunque se encuentren de manera inconexa para crear una ruta cerrada y hacer la perforación.

En el caso de hacer un orificio general en dos secciones como se observa en la Ilustración 28A. Se observa que correctamente se toman los bordes exteriores puesto que ese sería el borde en caso de hacer una craneotomía Ilustración 28D, sin embargo, esto no se vería penalizado en el error mostrado al final puesto que este solo consiste en la distancia que recorre el borde de la forma para acercarse a los puntos marcados.

En cuanto a la medición del error se observó que cuando la ruta trazada se aproximaba de manera certera a la ruta marcada, este se encontraba menor a 0.35cm en promedio, siendo mayor cuando se podían notar discrepancias con la ruta marcada.

7.3. RESPUESTAS A CUESTIONARIO.

A los médicos que se les hicieron pruebas, se mostraron interesados como una forma de medir la destreza y hacer un primer aproximamiento de los residentes, especialmente para aquellos en R1, a esta actividad. Ya que son los residentes, los encargados de realizar las craneotomías en el quirófano.

Se mencionó también que les pareció bastante realista en cuanto a la forma de sujetar el taladro, el sonido, la escena y configuración de la estación de trabajo. Mencionando detalles a ajustar como el soporte para la mano cuando se está taladrando, el hecho irreal de que se está mirando a una pantalla ubicada enfrente en lugar de mirar al cráneo que está debajo, y la rotación en ocasiones exagerada de la herramienta.

En cuanto esto último, lo que sucede está relacionado con el acoplamiento háptico, en el cual la posición del dispositivo háptico difiere de la del modelo de colisiones, esto en general no presenta serios problemas mientras las posiciones estén relativamente cercanas. Sin embargo, al estar ejerciendo fuerza constante contra el cráneo, estas diferencias en las posiciones se acentúan y hace que al intentar aproximar el modelo de colisiones con la del dispositivo como solución al acoplamiento se rote la herramienta para intentar aproximar las posiciones, dando un giro irreal.

7.4. TRABAJO FUTURO.

7.4.1. Vibromotores y modelo del craneótomo 3D.

Ya se ha mencionado la inconsistencia de los vibromotores, así que un buen primer paso sería la incorporación de vibromotores de precisión, así como mejorar el interior del modelo 3D del craneótomo para que estos encajen de manera precisa y se obtenga una mejor respuesta en su conjunto.

Esto también permitiría el poder hacer experimentos en cuanto a generación de señales utilizando diferentes frecuencias en cada vibromotores, algo que estuvo más allá del alcance de este trabajo.

7.4.2. Incisión y medición del error.

La incisión actualmente toma algo de tiempo en lo que se procesa cada uno de los puntos de perforación, por lo que es algo que ciertamente es mejorable, en especial si se utilizaran los puntos para crear un plano, se le hiciera una extrusión y se hiciera la incisión en un sólo paso en lugar de punto por punto.

En cuanto a la medición del error, actualmente solo se toma como una especie de función del costo que cuesta mover un punto a otro lugar, sin embargo, tomar en cuenta la forma de la trayectoria realizada sería útil y podría de proveer información útil si en un futuro se realizaran los marcajes sin una línea guía.

7.4.3. Simulador.

En la parte del simulador aplicar cosas propuestas por los doctores, como es el apoyo del brazo, la forma de visualización, que actualmente se está trabajando en opciones utilizando VR y que el corte solo se realice cuando se encuentra el craneótomo en una posición de 90° con respecto al cráneo.

También la incorporación de una escena preliminar en la cual se realicen los trépanos al cráneo y que el modelo generado posteriormente sea utilizado en la escena actual logrando de esta forma, la escena completa de una craneotomía.

Algo interesante sería la posibilidad de tener diferentes escenarios craneotomías que ya no solo sean pterionales, sino que se comprenda un rango amplio de posibilidades de hacer incisiones, algo que permitiría que fuera un simulador más genérico y que permitiera hacer planificación preoperatoria.

7.4.4. Pruebas y trabajos con otros simuladores.

Es necesario conducir más pruebas para poder hacer análisis de cirujanos expertos contra cirujanos novatos procurando incorporar los puntos antes señalados.

También se pretende incorporar este simulador con el simulador presentado por (Sergio Teodoro Vite et al., 2018) para la exploración del valle Silviano para el clipaje de aneurismas, de forma tal que se pueda simular gran parte de la neurocirugía, con fines de análisis de gestos, planeación y evaluación. Algo que puede considerarse de gran importancia si se considera el riesgo al realizar este tipo de operaciones.

APÉNDICES.

A. Instalación de drivers de Phantom Touch.

Para instalar correctamente los drivers para el funcionamiento del dispositivo háptico utilizado.

1. Ir a la página de 3D Systems (<https://es.3dsystems.com/>) → Soporte → Software → Escáneres y Dispositivos Hápticos → Ir a base de conocimientos → Haptic Device Drivers → Descargar el Touch Device Driver de OpenHaptics más reciente e instalar.
2. Reiniciar.
3. Conectar Dispositivo Háptico a la computadora y a su alimentación.
4. Después de realizar esto ir a la aplicación Touch Smart Setup, aquí inicia un escaneo de manera automática en el cual se debería de reconocer el dispositivo háptico. Si es así, ya está listo para ser utilizado, de no ser así continuar con los siguientes puntos.
5. Si no lo reconoce, reconectar el dispositivo háptico y volver a intentar.
6. Si sigue sin reconocer, desinstalar Touch Device Driver y todos los componentes asociados.
7. Configurar la autorización para instalar aplicaciones sin firma digital y reiniciar.
8. Repetir la instalación.

B. Creación de un nuevo Plugin en SOFA.

Antes que nada, se debe de crear una carpeta nueva en **src/applications/plugins** con el nombre del nuevo plugin a crear, dentro de esta carpeta se debe de crear una nueva carpeta src, ej. **src/applications/plugins/GeomagicDrill/src**. En esta carpeta src es donde van a estar colocados los archivos .h y .cpp que darán vida a nuestro plugin.

Se deben de crear dos archivos: **initMyPlugin.h** y **initMyPlugin.cpp** en mi caso **initGeomagicDrillPlugin.h** y **initGeomagicDrillPlugin.cpp** en estos archivos es donde se

hace la configuración inicial de todo lo relacionado con nuestro plugin si queremos que inicialice o cargue algo antes que cualquier otra cosa.

Lo que debe de llevar initMyPlugin.h:

```
#ifndef INITMYPLUGIN_H
#define INITMYPLUGIN_H

#include <sofa/helper/system/config.h>

#ifdef SOFA_BUILD_MYPLUGIN
#define SOFA_MyPlugin_API SOFA_EXPORT_DYNAMIC_LIBRARY
#else
#define SOFA_MyPlugin_API SOFA_IMPORT_DYNAMIC_LIBRARY
#endif

/** mainpage
This is the main page of the doxygen documentation for MyPlugin.
*/

#endif
```

En el .cpp

```
#include "initMyPlugin.h"

extern "C" {
    void initExternalModule()
    {
        // Here is the place to write initialization code, that will be
        // executed
        // before any component is created.
    }
}
```

```

const char* getModuleName()
{
    return "MyPlugin";
}

const char* getModuleVersion()
{
    return "0.1";
}

const char* getModuleLicense()
{
    return "LGPL";
}

const char* getModuleDescription()
{
    return "MyPlugin provides nothing for now.";
}

const char* getModuleComponentList()
{
    // Comma-separated list of the components in this plugin, empty
for now
    return "";
}
}

```

También en la ubicación de la carpeta del plugin, en mi caso **src/applications/plugins/GeomagicDrill/src** creamos un nuevo archivo nombrado **CMakeLists.txt** el cual debe de tener la siguiente estructura:

```

cmake_minimum_required(VERSION 3.1)
project(GeomagicDrill)

find_package(OpenHaptics)

if( NOT OPENHAPTICS_FOUND )
    message( SEND_ERROR "OpenHaptics library not found,
GeomagicDrillDriver cannot compile")
endif()

set(HEADER_FILES
    src/GeomagicDrillDriver.h
    src/initGeomagicDrillPlugin.h
    src/SerialPort.h
)

set(SOURCE_FILES
    src/GeomagicDrillDriver.cpp
    src/initGeomagicDrillPlugin.cpp
    src/SerialPort.cpp
)

set(SCENES_FILES
    scenes/GeomagicDrill-Demo.scn
)

include_directories( ${OPENHAPTICS_INCLUDE_DIR})

add_library(${PROJECT_NAME} SHARED ${HEADER_FILES} ${SOURCE_FILES}
${SCENES_FILES} ${README_FILES})

```



```

target_link_libraries(${PROJECT_NAME} SofaHelper SofaUserInteraction
${OPENHAPTICS_LIBRARIES})

set_target_properties(${PROJECT_NAME} PROPERTIES COMPILE_FLAGS "-
DPLUGIN_DATA_DIR=\"${CMAKE_CURRENT_SOURCE_DIR}/\"")

if(NOT ${SOFA_NO_OPENGL})
    target_link_libraries(${PROJECT_NAME} SofaOpendlVisual)
endif()

## Install rules for the library; CMake package configurations files
sofa_create_package(${PROJECT_NAME} 1.0 ${PROJECT_NAME}
${PROJECT_NAME})

```

Se puede ver que en mi caso se pide que este instalado el componente de OPENHAPTICS, esto para el manejo del hilo háptico, también se ve que se incluye una biblioteca adicional la cual es la de SerialPort, esto debido a que es la encargada de hacer el manejo de la comunicación serial.

Solo nos queda un archivo por modificar, y este es el **src/applications/plugins/CMakeLists.txt** (si, tiene el mismo nombre que el anterior) el cual debemos de abrirlo y agregar nuestro plugin debajo de donde se ve el listado de todos los plugins disponibles.

```

sofa_add_plugin(Sensable Sensable)
sofa_add_plugin(SensableEmulation SensableEmulation)
sofa_add_plugin(SofaHAPI SofaHAPI)
sofa_add_plugin(THMPGSpatialHashing THMPGSpatialHashing)
sofa_add_plugin(SofaCarving SofaCarving)
sofa_add_plugin(RigidScale RigidScale)
sofa_add_plugin(LeapMotion LeapMotion)
sofa_add_plugin(Geomagic Geomagic)
sofa_add_plugin(GeomagicDrill GeomagicDrill) ← Agregamos nuestro plugin

```

```
sofa_add_plugin(SofaAssimp SofaAssimp)
```

Con esto realizado en el momento de compilar con CMake nos aparecerá lista nuestro propio plugin y al marcarlo lo incluirá en los proyectos de SOFA para compilar. No olvides tener instalados los prerequisites como OpenHaptics.

Más información en <https://www.sofa-framework.org/community/doc/programming-with-sofa/start-coding/create-your-plugin/>

C. Agregar sonido en C++.

Para poder reproducir sonidos se utilizaron las bibliotecas de “windows.h” y “mmsystem.h”, y se debe agregar en “propiedades del proyecto → Vinculador → Entrada → Dependencias adicionales” la biblioteca **winmm.lib**

Para reproducir los archivos se hace uso de la instrucción dentro de winmm que permite el mandar instrucciones a la consola del sistema para ser ejecutadas.

Para abrir un archivo

```
mcISendString(TEXT(rutaOn.c_str()), NULL, 0, NULL);
```

Donde rutaOn es:

```
"open \" + ruta + "/src/applications/plugins/GeomagicDrill/data/sound/DrillOnFree.mp3\"  
type mpegvideo alias DrillOnFree", siendo “open” la instrucción a ejecutar, ruta la dirección del directorio padre y el alias un nombre para poder identificar dicha ubicación de directorio.
```

El primer NULL como parámetro corresponde a el puntero del buffer de retorno, dado que no necesitamos ningún dato de regreso es nulo.

0 es el tamaño del búfer de retorno.

El segundo NULL corresponde al manejador de una ventana de callbacks si activamos la bandera de notificaciones en la línea de comandos.

Con esta instrucción simplemente abrimos el archivo, pero no lo reproducimos aún.

Para cerrar el archivo.

```
mciSendString("close DrillOnFree", NULL, 0, NULL);
```

Para reproducir el archivo desde la muestra 1 de audio y repitiéndose al terminar.

```
mciSendString("play DrillOnFree from 1 repeat", NULL, 0, NULL);
```

Para parar la reproducción

```
mciSendString("stop DrillOnFree ", NULL, 0, NULL);
```

Mas información sobre mciSendString(...) en [https://docs.microsoft.com/en-us/previous-versions/dd757161\(v%3Dvs.85\)](https://docs.microsoft.com/en-us/previous-versions/dd757161(v%3Dvs.85))

D. Cuestionario.

CRANIOTOMY SIMULATOR ID
EVALUATION FORM

USER ALIAS: _____

UNDERGRADUATE	RESIDENT LEVEL:	MEDICAL
<input type="checkbox"/>	R1 R2 R3 R4 R5 R6	SPECIALIST <input type="checkbox"/>

EMAIL (Optional): _____

PHONE HUMBER (Optional): _____

	Strongly disagree	Disagree	Undecided	Agree	Strongly agree
--	--------------------------	-----------------	------------------	--------------	-----------------------

CRANIOTOMY TASK

Q1. The manipulation of the virtual tools was clear					
Q2. The movements of the virtual tools were accurate					
Q3. The interaction with the skull was intuitive.					
Q4. The force feedback was useful while touching the skull.					
Q5. The system was coherent with my actions					
Q6. The final craniotomy result is consistent with the drilling path I made					
Q7. The craniotomy was easy to perform.					
Q8. It was easy to follow the projected path on the skull					
Q9. It was easy to spatially achieve all the points of interest of the skull					
Q10. It was easy to maintain control of the tool during the task.					
Q11. The visual representation of the scene was realistic.					
Q12. The vibration felt while using the tool was realistic.					
Q13. The force needed to perform the task was the same as in a real one.					
Q14. The scene setup (body posture, tool holding, skull disposition) was realistic.					
Q15. The contact between the virtual tool and the skull felt realistic					

Q16. The sound played was realistic.					
Q17. I noticed a different vibration when the drill was turned on but not drilling and when it was turned on and drilling.					

COMMENTS AND SUGGESTIONS:

E. Índice de Imágenes.

Ilustración 1. Ubicación de los diferentes tipos de mecano-receptores en la piel 24

Ilustración 2. Curvas de respuesta por tipo de vibromotor..... 26

Ilustración 3. Phantom Touch de 3D Systems 27

Ilustración 4. Diferentes instrumentos utilizados para la realización de craneotomías 30

Ilustración 5. Forma simplificada de ver el continuo Realidad-Virtualidad. 38

Ilustración 6. En A, cráneo obtenido por medio de impresión 3D y fórceps 40

Ilustración 7. Dextroscope..... 43

Ilustración 8. Configuración del Immersive Touch..... 45

Ilustración 9. Configuración del simulador NeuroTouch..... 46

Ilustración 10. Surgical Rehearsal Platform..... 48

Ilustración 11. Elementos utilizados para crear modelos de parámetros concentrados..... 57

Ilustración 12. Modelos que utilizan dos parámetros concentrados..... 59

Ilustración 13. Modelo de sólido lineal estándar y modelo de Hill..... 61

Ilustración 14. Malla triangular. 65

Ilustración 15. Representación multimodelo de un hígado 77

Ilustración 16. Análisis y Síntesis de la luz blanca través de un prisma 85

Ilustración 17. Captura de señales reales al perforar un hueso..... 92

Ilustración 18. Descomposición de una señal utilizando “Descomposición de modo empírico”. 95

Ilustración 19. Frecuencia instantánea por componente 95

Ilustración 20. Segmentos de los que consta el dispositivo háptico Phantom Touch 101

Ilustración 21. Craneótomo 3D incorporado al Phantom e interior del craneótomo 3D..... 101

Ilustración 22. Modelos tridimensionales del cráneo y craneótomo. 104

Ilustración 23. Escena que se muestra al cirujano..... 105

Ilustración 24. Ajuste de la ruta buscada con respecto a la trazada 108

Ilustración 25. Estación de trabajo en donde se instaló el simulador 112

Ilustración 26. Uso del simulador por un cirujano.	113
Ilustración 27. Perforación realizada en trayectorias normales.....	116
Ilustración 28. Perforación realizada en trayectorias anormales.. ..	117

F. Índice de Diagramas.

Diagrama 1. Conexión general para una interfaz háptica	28
Diagrama 2. En la parte de arriba el mecanismo utilizado para el acoplamiento virtual	81
Diagrama 3. Diagrama de conexión de sensor para captura de datos	91
Diagrama 4. Procedimiento para realizar el procesamiento de las señales del taladro.	93
Diagrama 5. Esquema general del simulador.	97
Diagrama 6. Conexión de Driver L293E con motores y Arduino.....	99
Diagrama 7. Conexión de pedal Roland.....	100
Diagrama 8. Interacción de los diferentes elementos del software ...	¡Error! Marcador no definido.

G. Índice de Gráficas.

Gráfica 1. Comparación de datos sensados por sistema de medición y un osciloscopio	92
Gráfica 2. Variación de frecuencia al perforar el hueso utilizando wavelets	94
Gráfica 3. Distribución de la frecuencia al medir la vibración en un taladro al perforar hueso	96
Gráfica 4. Variabilidad de las frecuencias medidas por tipo de método	115
Gráfica 5. Diferencias en las frecuencias de encendido contra taladrando	115
Gráfica 6. Promedio de calificaciones en el cuestionario	118

H. Índice de Tablas

Tabla 1. Especificaciones del Phantom Touch.....	27
Tabla 2. Compendio de modelos utilizados para diferentes simulaciones de tejido	74
Tabla 3. Medias de variación entre taladro perforando el hueso y funcionando de manera libre	96
Tabla 4. Parámetros de calibración para cada motor conforme a su caracterización	98
Tabla 5. Resultados de señales obtenidas durante la ejecución del simulador.....	114

BIBLIOGRAFÍA

1. 3D Systems. (2019). Especificaciones técnicas del dispositivo háptico Touch [Fabricante]. Recuperado 26 de febrero de 2019, de Phantom Touch website: <https://es.3dsystems.com/haptics-devices/touch/specifications>
2. Alaraj, A., Lemole, M. G., Finkle, J. H., Yudkowsky, R., Wallace, A., Luciano, C., ... Charbel, F. T. (2011). Virtual reality training in neurosurgery: Review of current status and future applications. *Surgical Neurology International*, 2, 52-52. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.80117>
3. Bernardo, A., & Evins, A. I. (2018). Neurosurgical Anatomy and Approaches to Simulation in Neurosurgical Training (Sección de Libro). En A. Alaraj (Ed.), *Comprehensive Healthcare Simulation: Neurosurgery* (pp. 219-244). https://doi.org/10.1007/978-3-319-75583-0_17
4. Bickel, B., Bächer, M., Otaduy, M. A., Matusik, W., Pfister, H., & Gross, M. (2009). Capture and Modeling of Non-linear Heterogeneous Soft Tissue. *ACM Trans. Graph.*, 28(3), 89:1–89:9. <https://doi.org/10.1145/1531326.1531395>
5. Bohm, P. E., & Arnold, P. M. (2015). Simulation and resident education in spinal neurosurgery. *Surgical neurology international*, 6, 33-33. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.152146>
6. Bro-Nielsen, M., & Cotin, S. (1996). Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation. *Computer Graphics Forum*, 15(3), 57-66. <https://doi.org/10.1111/1467-8659.1530057>
7. Brunozzi, D., Shakur, S. F., Kwasnicki, A., Ismail, R., Charbel, F. T., & Alaraj, A. (2018). Role of Immersive Touch Simulation in Neurosurgical Training (Sección de Libro). En

- A. Alaraj (Ed.), *Comprehensive Healthcare Simulation: Neurosurgery* (pp. 185-198).
https://doi.org/10.1007/978-3-319-75583-0_14
8. Castañeda, M. A. P., & Arámbula Cosío, F. (2004). Deformable model of the prostate for TURP surgery simulation. *Computers & Graphics*, 28(5), 767-777.
<https://doi.org/10.1016/j.cag.2004.06.014>
 9. Catálogo de proveedores para La Salud. (2019). Catalogo de Medijimar Ltda [Ventas]. Recuperado 10 de junio de 2019, de Medijimar Ltda Colombia website:
<http://www.catalogodelasalud.com/proveedores/Medijimar-Ltda+31372792>
 10. Chan, S., Conti, F., Salisbury, K., & Blevins, N. H. (2013). Virtual Reality Simulation in Neurosurgery: Technologies and Evolution. *Neurosurgery*, 72(suppl_1), A154-A164.
<https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e3182750d26>
 11. Cohen, A. R., Lohani, S., Manjila, S., Natsupakpong, S., Brown, N., & Cavusoglu, M. C. (2013). Virtual reality simulation: Basic concepts and use in endoscopic neurosurgery training. *Child's Nervous System*, 29(8), 1235-1244. <https://doi.org/10.1007/s00381-013-2139-z>
 12. Cotin, S., Delingette, H., & Ayache, N. (1999). Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(1), 62-73.
 13. Cotin, S., Delingette, H., & Ayache, N. (2000). A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation. *The Visual Computer*, 16(8), 437-452.
 14. Cowin, S. C., & Doty, S. B. (Eds.). (2007). Mechanical Modeling of Biological Structures (Sección de Libro). En *Tissue Mechanics* (pp. 41-93). https://doi.org/10.1007/978-0-387-49985-7_2

15. De, S., Deo, D., Sankaranarayanan, G., & Arikatla, V. S. (2011). A Physics-driven Neural Networks-based Simulation System (PhyNNeSS) for multimodal interactive virtual environments involving nonlinear deformable objects. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 20(4), 289-308.
16. Delgado, M. A., Francés, J. F., & Hernández, D. P. (2011). *Manual CTO de medicina y cirugía: Neurología y neurocirugía (Libro)* (3ra ed.). Grupo CTO.
17. Ebay. (2019). 10Pcs DC3V Pager Cell Phone Mobile Coin Flat Vibrating Vibration Micro Motor [Ventas]. Recuperado de 10Pcs DC3V Pager Cell Phone Mobile Coin Flat Vibrating Vibration Micro Motor website: https://www.ebay.com/itm/10Pcs-DC3V-Pager-Cell-Phone-Mobile-Coin-Flat-Vibrating-Vibration-Micro-Motor/153432538495?_trkparms=aid%3D1110001%26algo%3DSPLICE.SIM%26ao%3D1%26asc%3D20191105165610%26meid%3D47eb57cb48954cddac224348bfc554d1%26pid%3D101111%26rk%3D5%26rkt%3D12%26sd%3D312724204320%26itm%3D153432538495%26pmt%3D0%26noa%3D1%26pg%3D2557460&_trksid=p2557460.c101111.m2109
18. Echegaray, G., Herrera, I., Aguinaga, I., Buchart, C., & Borro, D. (2014). A brain surgery simulator. *IEEE computer Graphics and Applications*, 34(3), 12-18.
19. Ema, S., & Marui, E. (2003). Theoretical analysis on chatter vibration in drilling and its suppression. *Journal of Materials Processing Technology*, 138(1-3), 572-578.
20. Escobar-Castillejos, D., Noguez, J., Neri, L., Magana, A., & Benes, B. (2016). A review of simulators with haptic devices for medical training. *Journal of medical systems*, 40(4), 104.
21. Faure, F., Duriez, C., Delingette, H., Allard, J., Gilles, B., Marchesseau, S., ... Peterlik, I. (2012). Sofa: A multi-model framework for interactive physical simulation (Sección

- de Libro). En *Soft tissue biomechanical modeling for computer assisted surgery* (pp. 283-321). Springer.
22. Garduño Magaña, Mauricio. (2018). *Simulación computacional de cortes en objetos rígidos con retroalimentación háptica para entrenamiento en microneurocirugía (Tesis)*. Universidad Nacional Autónoma de México.
23. Gazibara, T., Marusic, V., Maric, G., Zaric, M., Vujcic, I., Kistic-Tepavcevic, D., ... Grgurevic, A. (2015). Introducing E-learning in Epidemiology Course for Undergraduate Medical Students at the Faculty of Medicine, University of Belgrade: A Pilot Study. *Journal of Medical Systems*, 39(10), 121. <https://doi.org/10.1007/s10916-015-0302-7>
24. Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems (Libro)*. Oxford, England: Houghton Mifflin.
25. Grunwald, M., & John, M. (2008). German pioneers of research into human haptic perception (Sección de Libro). En M. Grunwald (Ed.), *Human Haptic Perception: Basics and Applications* (pp. 15-39). https://doi.org/10.1007/978-3-7643-7612-3_2
26. Halic, T., Kockara, S., Bayrak, C., & Rowe, R. (2010). Mixed reality simulation of rasping procedure in artificial cervical disc replacement (ACDR) surgery. *BMC Bioinformatics*, 11 Suppl 6(Suppl 6), S11-S11. <https://doi.org/10.1186/1471-2105-11-S6-S11>
27. Heredia-Pérez, S. A., Harada, K., Padilla-Castañeda, M. A., Marques-Marinho, M., Márquez-Flores, J. A., & Mitsuishi, M. (2019). Virtual reality simulation of robotic transsphenoidal brain tumor resection: Evaluating dynamic motion scaling in a master-slave system. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 15(1), e1953.

28. Herrera, I., & Pinder, G. F. (2012). *Mathematical modeling in science and engineering: An axiomatic approach (Libro)*. John Wiley & Sons.
29. Hoh, D. J., Murad, G. J., Lister, J. R., Jacob, R. P., Friedman, W. A., Rajon, D. A., ... Lampotang, S. (2013). Mixed-Reality Simulation for Neurosurgical Procedures. *Neurosurgery*, 73(suppl_1), S138-S145. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000113>
30. Huang, N. E. (2014). *Hilbert-Huang transform and its applications (Libro)* (Vol. 16). World Scientific.
31. Ito, M., Sugito, M., Kobayashi, A., Nishizawa, Y., Tsunoda, Y., & Saito, N. (2009). Influence of learning curve on short-term results after laparoscopic resection for rectal cancer. *Surgical Endoscopy*, 23(2), 403-408. <https://doi.org/10.1007/s00464-008-9912-1>
32. J. Zhang, Y. Zhong, & C. Gu. (2018). Deformable Models for Surgical Simulation: A Survey. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 11, 143-164. <https://doi.org/10.1109/RBME.2017.2773521>
33. Jabbour, P., & Chalouhi, N. (2013). Simulation-based neurosurgical training for the presigmoid approach with a physical model. *Neurosurgery*, 73(suppl_1), S81-S84.
34. Jaffard, S., Meyer, Y., & Ryan, R. D. (2001). *Wavelets: Tools for science and technology (Libro)* (Vol. 69). Siam.
35. Ju, C., Pace, J. R., & Bambakidis, N. C. (2018). Role of Surgical Simulation in Neurological Surgery and Aneurysm Clipping: The State of the Art (Sección de Libro). En A. Alaraj (Ed.), *Comprehensive Healthcare Simulation: Neurosurgery* (pp. 199-210). https://doi.org/10.1007/978-3-319-75583-0_15
36. Kunkler, K. (2006). The role of medical simulation: An overview. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(3), 203-210.

37. Langella, A., Nele, L., & Maio, A. (2005). A torque and thrust prediction model for drilling of composite materials. *Composites Part A: applied science and manufacturing*, 36(1), 83-93.
38. Law, A. M., Kelton, W. D., & Kelton, W. D. (2000). *Simulation modeling and analysis (Libro)* (Vol. 3). McGraw-Hill New York.
39. Limbrick Jr, D. D., & Dacey Jr, R. G. (2013). Simulation in neurosurgery: Possibilities and practicalities: Foreword. *Neurosurgery*, 73(suppl_1), S1-S3.
40. Lin, Y., Chen, H., Yu, D., Zhang, Y., & Yuan, W. (2017). A predictive bone drilling force model for haptic rendering with experimental validation using fresh cadaveric bone. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 12(1), 91-98.
41. Lobel, D. A., Elder, J. B., Schirmer, C. M., Bowyer, M. W., & Rezai, A. R. (2013). A novel craniotomy simulator provides a validated method to enhance education in the management of traumatic brain injury. *Neurosurgery*, 73, S57-S65.
42. Marcano, B. (2008). Juegos serios y entrenamiento en la sociedad digital. *Teoría de la Educación. Educación y Cultura en la Sociedad de la Información*, 9(3), 93-107.
43. Mattei, T. A., Frank, C., Bailey, J., Lesle, E., Macuk, A., Lesniak, M., ... Lin, J. J. (2013). Design of a synthetic simulator for pediatric lumbar spine pathologies. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 12(2), 192-201.
44. McNeely, W. A., Puterbaugh, K. D., & Troy, J. J. (2005). Six Degree-of-freedom Haptic Rendering Using Voxel Sampling. *ACM SIGGRAPH 2005 Courses*. Presentado en New York, NY, USA. <https://doi.org/10.1145/1198555.1198605>
45. Meier, U., López, O., Monserrat, C., Juan, M. C., & Alcaniz, M. (2005). Real-time deformable models for surgery simulation: A survey. *Computer methods and programs in biomedicine*, 77(3), 183-197.

46. Milgram, P., Takemura, H., Utsumi, A., & Kishino, F. (1995). *Augmented reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum*. 2351, 282-293. International Society for Optics and Photonics.
47. Montaña Zetina, Luis Manuel. (2007). Imagenología y detectores en medicina. *CINVESTAV*, 26, 16-23.
48. Okamura, A. M. (2009). Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery. *Current opinion in urology*, 19(1), 102.
49. Oppenheim, A. V., Willsky, A. S., & Nawab, S. H. (1998). *Señales y sistemas (Libro)*. Pearson Educación.
50. Pereira Riveron, Ramiro. (2009). *Craneotomías. Tema para residentes y especialistas jóvenes. Descripción básica de algunas craneotomías frecuentes*. Infomed, La Habana 2009.
51. Precision Microdrives. (2019). Making a Haptic Device [Fabricante]. Recuperado 28 de febrero de 2019, de Haptic Feedback, <https://www.precisionmicrodrives.com/haptic-feedback/making-a-haptic-device/> website: <https://www.precisionmicrodrives.com/haptic-feedback/making-a-haptic-device/>
52. Proakis, J. G. (2001). *Digital signal processing: Principles algorithms and applications (Libro)*. Pearson Education India.
53. Rehder, R., Abd-El-Barr, M., Hooten, K., Weinstock, P., Madsen, J. R., & Cohen, A. R. (2016). The role of simulation in neurosurgery. *Child's Nervous System*, 32(1), 43-54. <https://doi.org/10.1007/s00381-015-2923-z>
54. Renz, M., Preusche, C., Pötke, M., Kriegel, H.-P., & Hirzinger, G. (2001). *Stable haptic interaction with virtual environments using an adapted voxmap-pointshell algorithm*. Presentado en In Proc. Eurohaptics (Conferencia).

55. Ryan, J. R., Almefty, K. K., Nakaji, P., & Frakes, D. H. (2016). Cerebral aneurysm clipping surgery simulation using patient-specific 3D printing and silicone casting. *World neurosurgery*, 88, 175-181.
56. Schill, M. A., Gibson, S. F., Bender, H.-J., & Männer, R. (1998). *Biomechanical simulation of the vitreous humor in the eye using an enhanced chainmail algorithm*. 679-687. Springer.
57. Strenkowski, J., Hsieh, C., & Shih, A. (2004). An analytical finite element technique for predicting thrust force and torque in drilling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 44(12-13), 1413-1421.
58. Surtex Instruments. (2015). General Surgical Instruments Catalogue (Fabricante). En *Surtex Catalogue*. Recuperado de <https://www.surtex-instruments.co.uk/downloads/Surtex-General-Microsurgery-Instruments-Catalogue.pdf>
59. Surtex Instruments. (2016). Cardiovascular & Neurosurgery Instruments Catalogue (Fabricante). En *Surtex Catalogue*. Recuperado de <https://www.surtex-instruments.co.uk/downloads/Surtex-Cardiovascular-Neurosurgery-Instruments-Catalogue.pdf>
60. Tsai, M.-D., Hsieh, M.-S., & Tsai, C.-H. (2007). Bone drilling haptic interaction for orthopedic surgical simulator. *Computers in Biology and Medicine*, 37(12), 1709-1718.
61. Tseng, J. F., Pisters, P. W. T., Lee, J. E., Wang, H., Gomez, H. F., Sun, C. C., & Evans, D. B. (2007). The learning curve in pancreatic surgery. *Surgery*, 141(4), 456-463. <https://doi.org/10.1016/j.surg.2006.09.013>
62. U.S. National Library of Medicine, 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894 U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health. Updated April 30th 2018. (2018). En *U.S. National Library of Medicine*. Recuperado de www.nlm.nih.gov

63. Vanlehn, K. (2006). The behavior of tutoring systems. *International journal of artificial intelligence in education*, 16(3), 227-265.
64. Vickers, A. J., Savage, C. J., Hruza, M., Tuerk, I., Koenig, P., Martínez-Piñeiro, L., ... Guillonneau, B. (2009). The surgical learning curve for laparoscopic radical prostatectomy: A retrospective cohort study. *The Lancet Oncology*, 10(5), 475-480. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(09\)70079-8](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(09)70079-8)
65. Vite, S Teodoro, Velasco, C. D., Muscatello, S., Castañeda, M. P., & De Paolis, L. (2019). *An Augmented Reality Platform for Preoperative Surgical Planning*. 177-182. International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, Springer.
66. Vite, Sergio Teodoro. (2012). *Modelado computacional de cortes de tejido blando (Tesis)* (Tesis). Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, Ciudad de México.
67. Vite, Sergio Teodoro, Velasco, C. D., Valencia, A. F. H., Lomelí, J. S. P., & Castañeda, M. Á. P. (2018). *Virtual simulation of brain Sylvian fissure exploration and aneurysm clipping with haptic feedback for neurosurgical training*. 230-238. International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics ,Springer.
68. Wolfram, S. (1983). Statistical mechanics of cellular automata. *Reviews of modern physics*, 55(3), 601.
69. Xie, H., & Wang, Z. (2006). Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*, 82(2), 114-120.

70. Xu, S., Liu, X. P., Zhang, H., & Hu, L. (2010). *An improved realistic mass-spring model for surgery simulation*. 1-6. Haptic Audio-Visual Environments and Games (HAVE), 2010 IEEE International Symposium, IEEE.
71. Y. Chen, & X. He. (2013). Haptic simulation of bone drilling based on hybrid 3D part representation. *2013 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA)*, 78-81. <https://doi.org/10.1109/CIVEMSA.2013.6617399>
72. Yang, J. A., Jaganathan, V., & Du, R. (2002). A new dynamic model for drilling and reaming processes. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 42(2), 299-311.
73. Yang, X., Clements, L. W., Conley, R. H., Thompson, R. C., Dawant, B. M., & Miga, M. I. (2016). *A novel craniotomy simulation system for evaluation of stereo-pair reconstruction fidelity and tracking*. 9786, 978612. Medical Imaging 2016: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling, International Society for Optics and Photonics.
74. Zhong, Y., Shirinzadeh, B., Alici, G., & Smith, J. (2006). A cellular neural network methodology for deformable object simulation. *IEEE Transactions on Information technology in Biomedicine*, 10(4), 749-762.
75. Zhu, B., & Gu, L. (2012). A hybrid deformable model for real-time surgical simulation. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 36(5), 356-365.