



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN

INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATEMÁTICAS APLICADAS Y EN SISTEMAS

SEÑALES, IMÁGENES Y AMBIENTES VIRTUALES

**SIMULACIÓN DE REPARACIÓN DE ANEURISMAS USANDO
REALIDAD VIRTUAL PARA EL ENTRENAMIENTO MÉDICO EN
MICROCIRUGÍA CEREBROVASCULAR**

T E S I S

**QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE
DOCTOR EN CIENCIAS (COMPUTACIÓN)**

PRESENTA:

SERGIO TEODORO VITE

TUTORES PRINCIPALES

DR. MIGUEL ÁNGEL PADILLA CASTAÑEDA

Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología

DR. FERNANDO ARÁMBULA COSIO

Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas

Ciudad Universitaria, CD. MX., Enero 2021



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.

TEODORO VITE, Sergio

*Simulación de Reparación de Aneurismas usando Realidad Virtual para el Entrenamiento Médico
en Microcirugía Cerebrovascular*

IIMAS, UNAM, México, 2021

Simulación de Reparación de Aneurismas usando Realidad Virtual para el Entrenamiento Médico en Microcirugía Cerebrovascular

Sergio Teodoro Vite



Imagen BACSIM V1. Número de registro INDAUTOR 03-2019-110711441700-01.



DEDICATORIA

En este punto, que se observa lo que parece ser el último peldaño de una de las grandes crestas de un conocimiento aún no explorado, hago una pausa para voltear y admirar el largo recorrido que esta aventura ha significado. Desde esta distancia, varios caminos parecen llegar al mismo lugar, pero solo uno ha servido para la culminación en esta montaña.

A mis asesores, colaboradores, familia y amigos, dedico este esfuerzo, como una humilde retribución a todo ese tiempo que dedicaron conmigo, en la búsqueda por una contribución para el mundo.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Emiliano Teodoro y Julia Vite (+), por su apoyo incondicional, inspiración y guía.

A mis hermanos, Luis, Elizabeth y Marisol (+), por su apoyo incondicional en los tropiezos y éxitos. A mis sobrinos, quienes, con su espontaneidad y compañía, han aportado las pausas tan necesarias para un sano desempeño.

A mi asesor, colaborador y amigo, el Dr. Miguel Ángel Padilla, de quien sin dudarlo he recibido la mejor guía hacia las fronteras del conocimiento.

A mis colaboradores y amigos del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, el Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”, la Facultad de Medicina, el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, el Centro Médico Nacional Siglo XXI y la Coordinación de Innovación y Desarrollo, que colaboraron de alguna forma en el desarrollo y culminación de este trabajo. En especial, un enorme agradecimiento a: Juan Salvador Pérez Lomelí, Aldo Francisco Hernández Valencia, Marino Antonio Capurso García, Ariana Cerón, Víctor Hugo Ibarra, Francisca Hernández Hernández, Víctor Hugo Alcocer Barradas, Isaac Tello Mata, Alba Inés Sánchez y Abigail López, indudablemente líderes ejemplares.

A mis compañeros y colegas de desvelos, César Domínguez, Adriana Martínez, Jonathan Torres, Luis Vidal, Ricardo Rivas, Agustín Gallo, Daniel Vargas, Jessica Alatorre y Viviana Cruz.

A mis socios, quienes me han acompañado con paciencia y consejo, en el camino del emprendimiento, Luis Miguel De la Cruz y Víctor Hugo Sánchez.

A mi Comité Tutoral, el cual cada semestre aportó las guías necesarias en la dirección de este trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por brindarme el apoyo económico para el desarrollo de mis actividades a través de su programa de becas de posgrado y Movilidad. Al Programa de Apoyos para Estudios de Posgrado (PAEP), por proporcionarme los recursos económicos para la divulgación de este trabajo en el extranjero. A la DGAPA por el financiamiento en infraestructura mediante los proyectos: PE109018, PE109118 y PE110019 y PAPIIT TA100208. A la SECTEI, por aportar los recursos económicos para la construcción de tres simuladores para hospitales de nivel 3 de la Ciudad de México, Convocatoria 2019 para Proyectos Científicos, Tecnológicos y/o de Innovación para La Atención de Problemas Específicos de la Ciudad de México relacionados con la Investigación y Atención de Enfermedades Crónicas No Transmisibles, Proyecto 9656c19, convenio SECTEI/219/2019, “Simulador quirúrgico de alta fidelidad para la planeación y reforzamiento de capacidades en neurocirugía para la atención de la enfermedad vascular cerebral”.

Al Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT), por facilitarme el uso de su infraestructura, así como también al Centro de Destrezas del HGM, liderado por el Dr. Marino Capurso García, por permitirnos realizar las pruebas de validación y dar origen al proyecto del Laboratorio de Visualización y Simulación de Alta Fidelidad.

Al Posgrado en Ciencia e Ingeniería de la Computación, por poseer a gente tan valiosa, que se entrega cada día a laborar con el mejor entusiasmo y vocación. A Amalia, Cecilia y Lulú.

Al Laboratorio de Realidad Virtual y Realidad Aumentada (*AVRLab*) de la Universidad del Salento, en Italia, en especial a Lucio Tommaso De Paolis y su equipo de primer nivel: Giovanni, Dorian, Valerio, Salvatore, Carolina, Cristina, Ilenia, Serena y Liliana, por hacer de mi estancia de investigación en la Florencia del Sur de Italia, una experiencia única y acogedora.

Finalmente, a mi alma mater, la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), a quien con orgullo admiro y respeto, como lo que es y seguirá siendo, la máxima casa de estudios de la nación: libre, científica y humana.

“POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU”

Ciudad Universitaria

México, 2020

LISTA DE SINODALES

DR. MIGUEL ÁNGEL PADILLA CASTAÑEDA

ICAT, UNAM

DR. FERNANDO ARÁMBULA COSIO

IIMAS, UNAM

DR. ALFONSO GASTÉLUM STROZZI

ICAT, UNAM

DRA. SUEMI RODRÍGUEZ ROMO

FESC, UNAM

DR. ALDO FRANCISCO HERNÁNDEZ VALENCIA

HGM "DR. EDUARDO LICEAGA"

RESUMEN

La técnica de clipaje de aneurismas cerebrales por microcirugía abierta es una de las intervenciones quirúrgicas más desafiantes y complejas en la especialidad de neurocirugía. Las oportunidades de practicar este procedimiento, por parte de residentes, en condiciones reales son limitadas, debido a restricciones éticas, económicas y políticas de salud, principalmente; mientras que la necesidad de acumular experiencia es cada vez más demandante y esencial para el tratamiento efectivo del paciente. En este trabajo se presenta el desarrollo y validación de un nuevo simulador híbrido para el entrenamiento y reforzamiento de habilidades en procedimientos microquirúrgicos de reparación de aneurismas cerebrales. La arquitectura a nivel de sistema se compone de una estación ergonómica, dotada con un maniquí de un caso específico de un paciente y un módulo de simulación con realidad virtual con retroalimentación háptica bimanual. El simulador recrea escenarios microquirúrgicos en diversas etapas de entrenamiento, desde la planeación, orientación y fijación de la cabeza del paciente, craneotomía, abordaje microquirúrgico a través una región conocida como “Valle Silvano” y la tarea de clipaje. Para probar el modelo híbrido, se introducen métricas cualitativas y cuantitativas para la evaluación de habilidades de dos grupos de expertos y aprendices, mediante la supervisión de parámetros cinemáticos, dinámicos, interacción y de experiencia de usuario. Dos condiciones experimentales son presentadas: clipaje simple aislado de un aneurisma (SCC, *Simple Clipping Condition*), y abordaje microquirúrgico (ECC, *Exploration and Clipping Condition*), con el objetivo de diferenciar habilidades en etapas tempranas y avanzadas. Las tareas de exploración y clipaje permitieron establecer diferenciadores para los grupos de prueba, mientras que las métricas cualitativas mostraron una aceptación positiva del simulador. Las diferencias significativas entre grupos de expertos y practicantes, representa un avance para la definición objetiva de métricas de evaluación de destrezas usando simuladores de alta fidelidad híbridos, así como representaron la base para la escalabilidad de la tecnología desarrollada en otro tipo de procedimientos quirúrgicos.

ABSTRACT

The technique of brain aneurysms clipping by open microsurgery is one of the most challenging and complex surgical intervention in neurosurgery. The opportunities to practice this procedure, by residents, in real conditions are limited, mainly due to ethical, economic and health policy restrictions; while the need to accumulate experience is mandatory and essential for the effective treatment of the patient. This work presents the development and validation of a new hybrid virtual reality simulator for medical training and skills reinforcement on microsurgical procedures. The system architecture consists of an ergonomic station, equipped with a physical mannequin for a specific case of a patient and a physically based simulation module with bi-manual haptic feedback. The simulator recreates microsurgical scenarios in several stages of training, from planning, orientation and head patient fixation, craniotomy, micro exploration through the region known as “Sylvian Fissure” and the clipping task. To test the hybrid model, qualitative and quantitative metrics are introduced to assess the skills of two groups: experts and novices, by monitoring kinematic, dynamic, user interaction and immersive experience parameters. Two experimental conditions are presented: simple clipping (SCC), and micro exploration with clipping (ECC) to differentiate skills in early and advanced learning stages. The exploration and clipping tasks allowed to define differentiators for the tested groups, while the qualitative metrics showed a positive acceptance of the simulator by expert neurosurgeons regarding to usability and realism of the virtual reality scenarios. The significant differences between groups of experts and practitioners represents an advance for the objective definition of skill assessment metrics using hybrid high-fidelity simulators, as well as representing the basis for the scalability of the technology in other surgical procedures.

ORGANIZACIÓN DE LA TESIS

Esta tesis está organizada de la siguiente manera:

- En el Capítulo I se presenta una revisión completa del estado del arte en cuanto a la evolución y desarrollo de simuladores computarizados para el entrenamiento en el campo médico, el énfasis en la especialidad de neurocirugía, así como los retos tecnológicos más representativos para recrear condiciones de quirófano fidedignos.
- En el Capítulo II se presenta un modelo de simulación híbrido que combina dispositivos de interacción y una simulación por computadora con realidad virtual para presentar escenarios quirúrgicos para fines de entrenamiento. Se describen los componentes gráficos, hápticos y biomecánicos desde el punto de vista computacional.
- En el Capítulo III se presenta un estudio de validación del modelo de simulación híbrido con grupos de expertos y aprendices, la definición de condiciones experimentales, métricas cualitativas y cuantitativas, así como el protocolo para el monitoreo de señales de interacción con el sistema.
- En el Capítulo IV se presenta un análisis de los resultados observados en la experimentación, considerando las métricas cuantitativas y cualitativas. Se presenta un análisis estadístico sobre los parámetros cinemáticos y dinámicos observados: trayectorias, deformación de tejido, contactos, hasta el análisis de campos de fuerzas y percepciones de los participantes en cada una de las tareas ejecutadas.
- En los capítulos V y VI se presentan: una discusión sobre los resultados obtenidos con respecto al estado del arte, se discuten las posibles mejoras al modelo híbrido y las conclusiones derivadas del proceso de desarrollo y validación del sistema propuesto.
- Finalmente, se incluyen dos apéndices, uno con el protocolo experimental y otro con las gráficas obtenidas en la etapa de validación del simulador.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Un ambiente simulado proporciona los elementos suficientes para que residentes en neurocirugía adquieran habilidades para la ejecución de un procedimiento de reparación de aneurismas cerebrales por clipaje simple?

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	22
1.1 Simulación en ciencias de la salud	24
1.2 Realidad virtual y realidad aumentada en el entrenamiento médico	29
1.2 Neuro-simulación.....	31
1.3 La Enfermedad Vascul ar Cerebral (EVC).....	35
1.4 Reparación de aneurismas cerebrales	36
1.5 Planteamiento del problema	39
1.6 Antecedentes	40
1.7 Contribución	42
2. METODOLOGÍA.....	44
2.1. Estación de trabajo física del simulador	45
2.2 Modelado del paciente y herramientas virtuales	46
2.3 Modelado biomecánico.....	48
2.3.1 El método FFD-FEM.....	50
2.3.2 Parámetros biomecánicos del tejido	54
2.4 Esquema de retroalimentación háptica.....	57
2.5 Integración de la configuración	58
3. EXPERIMENTOS.....	61
3.1 Objetivo del estudio	61
3.2 Participantes.....	62
3.3 Procedimiento experimental	62
3.4 Condiciones experimentales	65
3.4.1 Simple Clipping Task Condition (SCC).....	65
3.4.2 Exploration & Clipping Task Condition (ECC)	67
3.5 Definición de métricas cuantitativas	68

3.6 Definición de métricas cualitativas	70
4. RESULTADOS	73
4.1. Medición de destrezas bajo las condiciones SCC vs ECC	77
4.2. Interacciones en la región del Valle Silvano.....	80
4.3. Cuestionarios de opinión y validación del sistema	85
5. DISCUSIÓN	87
6. CONCLUSIONES.....	95
APÉNDICE A. PROTOCOLO DE VALIDACIÓN	97
APÉNDICE B. GRÁFICAS DE DESEMPEÑO	104
PUBLICACIONES Y REGISTROS DE PROPIEDAD INTELECTUAL	125
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	134

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Metaverso continuo de la virtualidad (Milgram et al., 1995). En un espacio continuo se define un conjunto de tecnologías que relacionan los elementos presentes en el “mundo real” con elementos “artificiales”. En la línea partimos de un extremo izquierdo, donde encontramos a los elementos simulados usando elementos tangibles como puede ser un robot que imita el comportamiento de un humano; conforme nos movemos al otro extremo, comenzamos a virtualizar el espacio, agregando contribuciones de estos elementos virtuales, hasta llegar a un espacio donde la mayoría de los estímulos sensoriales del usuario son proporcionados por el ambiente.23

Figura 2. Ejemplos de simuladores para entrenamiento médico de acuerdo con diferentes tipos de clasificación y modelos de representación del paciente. Imágenes tomadas de (de izquierda-derecha y de arriba-abajo): (Carey et al., 2014), (Laerdal, 2020b), (Heredia-Pérez et al., 2019), (Paweł Rynio et al., 2020), (Escobedo, 2020), (Pinto & Pinto, 2020), (A. Parks, 2013), (Laerdal, 2020a), (Surgical Science, 2020), (Strategic Operations, 2020).28

Figura 3. A la izquierda y al centro, Sensorama Simulator de Morton Heilig. Patente US3050870A (Heilig, 1962); se le considera el primer sistema inmersivo capaz de proveer una ilusión completa de sensaciones visuales, aurales, olfativos y táctiles. A la derecha, Sword of Damocles (Sutherland, 1968), el primer casco de realidad aumentada, que paradójicamente fue el dispositivo precursor de cascos de realidad virtual.29

Figura 4. Aplicaciones contemporáneas de la realidad virtual en aplicaciones médicas. a) sistema interactivo para la planeación neuroquirúrgica (Teodoro Vite et al., 2019). b) sistema de realidad virtual para el entrenamiento de residentes en algología, para procedimientos de punción de las ramas del ganglio trigémino en el Centro de Destrezas del Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”. c) plataforma de realidad virtual para el estudio de la anatomía humana usando dispositivos de interacción inalámbricos (Peaud, 2019) en la Facultad de Medicina de la UNAM. d) Navegación virtual en el interior de estructuras vasculares del corazón en el Centro de Simulación del Centro Médico Siglo XXI del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS).30

Figura 5. Sistemas comerciales para procedimientos neuroquirúrgicos. a) Sistema NeuroTouch (Delorme et al., 2012), b) Sistema NeuroVR (evolución del Sistema NeuroTouch), c) Sistema Immersive Touch (Banerjee et al., 2010).34

Figura 6. A la izquierda, aneurisma cerebral en la región de la cerebral media y cerebral anterior. Al centro, angio-tomografía donde se evidencia la presencia de un aneurisma cerebral gigante (Cortesía Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”). A la derecha, clipaje simple para estrangular el domo del aneurisma (Lawton, 2011).36

Figura 7. Etapas del procedimiento de reparación de un aneurisma cerebral.	39
Figura 8. Primer prototipo del ICAT-UNAM para la simulación de reparación de aneurismas cerebrales. A la izquierda, interacción háptica bimanual, a la derecha, ambiente virtual para la interacción con geometrías rígidas.	42
Figura 9. Estación de simulación híbrida (Teodoro-Vite et al., 2020). A) Elementos de la estación ergonómica, incluyendo dispositivos hápticos, despliegue gráfico (casco de realidad virtual y monitor estándar), un modelo del cabezal de Mayfield impreso en 3D en poliamida de alta resistencia y un modelo articulado del cráneo impreso en 3D. B) Un neurocirujano ejecutando una tarea de micro exploración en el ambiente virtual inmersivo, en una postura cómoda, como si se tratara de una cirugía real. C) Escenario de realidad virtual de un caso real de aneurisma cerebral.	44
Figura 10. Modelos 3D anatómicos e instrumental (Teodoro-Vite et al., 2020). (A) Reconstrucción de un caso de una mujer de 67 años y (B) reconstrucción de un caso de un hombre de 57 años, ambos con diagnóstico de aneurisma cerebral. (C) Despliegue de malla de la subdivisión del hemisferio derecho del cerebro, se resaltan el lóbulo frontal (FL) y el lóbulo temporal (TL), que definen la región del Valle Silvano (SF). (D) Herramientas virtuales.	47
Figura 11. Representación multi-modelo de un aneurisma virtual usando el motor de simulación SOFA (Teodoro-Vite et al., 2020). El modelo estático visual es mapeado con los modelos de colisión y biomecánico para simular la deformación del tejido.	49
Figura 12. Pruebas de deformación virtual empleando diferentes métodos de simulación: 1) modelo de referencia tomado del escaneo 3D de una barra con propiedades biomecánicas radio de Poisson 0.45 y módulo de Young 2100 [Pa] en estado de deformación por gravedad, 2) deformación usando el método de masas y resortes, 3) deformación usando el método FEM para pequeñas deformaciones ($\Delta\varepsilon < 30\%$), 4) deformación usando FEM para grandes deformaciones ($\Delta\varepsilon > 30\%$), 5) deformación usando FEM-No Lineal Optimizado (SVD) y 6) deformación usando el método Co-rotacional (FEM polar - torque).	55
Figura 13. Pruebas de deformación para la simulación del abordaje microquirúrgico a través del Valle Silvano. A la izquierda, simulación de Valle Silvano cerrado, a la derecha, separación del lóbulo frontal para exponer las vascularidades internas.	55
Figura 14. Visualización de vascularidades con puntos fijos en sus diferentes modos, (A) MV: modelo visual o geométrico en color rojo; (B) MC: modelo de colisiones para la interacción con el dispositivo háptico; y (C) mapeo en azul de espacios para integrar la biomecánica del tejido deformable (MV+MC+MB – Modelo Biomecánico).	56
Figura 15. Ciclo de simulación visual y háptico, incluyendo el mecanismo de acoplamiento virtual para sincronizar las frecuencias visual a 30 [Hz] y háptica a 1 [kHz] (Teodoro-Vite et al., 2020).	58
Figura 16. Espacio de referencia real dentro del maniquí que representa el cráneo de un paciente real montado en la estación de simulación. Arriba, se define el tamaño del espacio de trabajo con una precisión milimétrica, haciéndolo correspondiente con las dimensiones	

del cráneo físico. Abajo, registro entre los modelos físico y virtual, para establecer el hueco que representa la craneotomía de referencia (Teodoro-Vite et al., 2020).....	59
Figura 17. Configuración experimental de dos escenarios simulados, variando la posición y orientación del modelo anatómico del aneurisma virtual. (A) Clipaje de aneurisma de complejidad media, con campo de visión completo. (B) Clipaje de aneurisma de complejidad alta, con campo de visión limitado.....	63
Figura 18. Configuración experimental de un escenario para el abordaje microquirúrgico bimanual a través del Valle Silviano, integrado a la acción de clipaje simple de un aneurisma cerebral. (A) Estado inicial. (B) Abordaje microquirúrgico virtual con acción de clipaje.....	63
Figura 19. Estados experimentales del protocolo de validación del simulador de reparación de aneurismas cerebrales. A la izquierda, descripción del sistema a un neurocirujano experto. Al centro, configuración experimental usada para que cada participante se familiarizara con los espacios de trabajo del simulador. A la derecha, un experto ejecutando tareas de exploración y clipaje. Al final de estas tareas, un cuestionario de opinión fue aplicado.	65
Figura 20. Reconstrucción de estructuras vasculares a partir de imágenes de CTA. A la izquierda, modelo vascular del hemisferio derecho con presencia de aneurisma en la región de la arteria comunicante posterior. A la derecha, subdivisión del aneurisma en regiones: domo, cuello y base.....	66
Figura 21. Pruebas de clipaje simple con mano derecha (R) y mano izquierda (L) para dos niveles de complejidad (C1 y C2).	74
Figura 22. (Continuación) Pruebas de clipaje simple con mano derecha (R) y mano izquierda (L) para dos niveles de complejidad (C1 y C2).	75
Figura 23. Pruebas de abordaje microquirúrgico bimanual para la condición ECC, con despliegue en caso de realidad virtual (VR Mode).	76
Figura 24. Trayectorias bimanuales registradas de cuatro participantes, al ejecutar las tareas de clipaje y retracción de tejido cerebral en la condición ECC. (A) Gestos de dos residentes novatos. (B) Gestos de dos neurocirujanos expertos (Teodoro-Vite et al., 2020).	78
Figura 25. Gráficos que muestran (A) la media y (B) la máxima fuerza ejercida sobre las estructuras deformables (tejido suave) durante la intervención del clipaje de aneurisma simulada (Teodoro-Vite et al., 2020).	83
Figura 26. Gráfica que muestra el desplazamiento medio de algunos puntos de referencia monitoreados durante la interacción con tejidos deformables (tejido suave) (Teodoro-Vite et al., 2020). A) El desplazamiento medio de los puntos de referencia localizados en la región de los lóbulos frontal y temporal, durante la apertura del Valle Silviano y exploración con las herramientas virtuales, en la región de la arteria cerebral media, hasta el clipaje. B) Los desplazamientos totales acumulados de los puntos de referencia durante toda la intervención virtual.....	84
Figura 27. Patrones de movimiento proyectados de algunas posiciones pertenecientes a los lóbulos frontal y temporal, de A) residentes novatos y B) neurocirujanos (Teodoro-Vite	

et al., 2020). Los gráficos muestran un mayor esfuerzo de los neurocirujanos para retraer el tejido en la región de los lóbulos, para mantener una cavidad más espaciosa dentro del Valle Silvano y ejecutar la tarea de clipaje de manera segura.84

Figura 28. Gráficas mostrando las evaluaciones medias de los cuestionarios post experimento, evaluando la usabilidad, dificultad y realismo percibidos durante la exploración del Valle Silvano y el clipaje del aneurisma (Teodoro-Vite et al., 2020).....86

Figura 29. Diseño de estación de simulación híbrida de alta fidelidad BACSIM V2.94

Figura 30. Carta de autorización para publicación de protocolo de validación del simulador híbrido para entrenamiento y reforzamiento de habilidades en micro neurocirugía.....103

Figura 31. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....105

Figura 32. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....106

Figura 33. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....107

Figura 34. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....108

Figura 35. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.109

Figura 36. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.110

Figura 37. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.111

Figura 38. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip

end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end.
 Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.112

Figura 39. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....113

Figura 40. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....114

Figura 41. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....115

Figura 42. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.....116

Figura 43. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T01-T03. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.117

Figura 44. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T04-T06. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.118

Figura 45. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T07-T09. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.119

Figura 46. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T10-T12. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.120

Figura 47. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T01-T03.

Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.	121
Figura 48. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.	122
Figura 49. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.	123
Figura 50. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.	124
Figura 51. Registro de Propiedad Intelectual, BACSIM VR Software.	131
Figura 52. Best Poster Award, 5 th International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics. AVR 2018. Otranto, Italy, 2018.	132
Figura 53. Constancia segundo lugar de presentación de trabajo en cartel: “Simulador de reparación de aneurismas cerebrales para el entrenamiento en microneurocirugía”, en el Tercer Encuentro Internacional de Simulación Clínica SIMex 2019, Palacio de la Escuela de Medicina, Ciudad de México, México.	133

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros biomecánicos para objetos rígidos y deformables para los escenarios de exploración microquirúrgica y clipaje. La rigidez y masa de Rayleigh es usada para resolver el factor de amortiguamiento clásico de Rayleigh, dado por la relación $C = \mu Id + \lambda K$	57
Tabla 2. Definición de retos y acciones asociados a las reglas de la condición experimental SCC.....	67
Tabla 3. Definición de retos y acciones asociados a las reglas de la condición experimental ECC.	68
Tabla 4. Preguntas del cuestionario original aplicado a cada participante para evaluar la usabilidad, dificultad de tareas y realismo del simulador, considerando las condiciones experimentales SCC y ECC (Teodoro-Vite et al., 2020).	70
Tabla 5. Clasificación de cada participante de acuerdo con su nivel de experiencia (E: Experto, N: Novato).	76
Tabla 6. Resultados de las tareas ejecutadas durante la localización y clipaje del aneurisma (Teodoro-Vite et al., 2020), así como la destreza de los gestos ejecutados al manipular el aplicador de clips virtual (mano derecha) por cada grupo de participantes, comparando las dos condiciones experimentales (con y sin la exploración del Valle Silvano).	79
Tabla 7. Interacción y deformación del tejido suave con ambas manos, durante la tarea de clipaje con exploración del Valle Silvano, comparando ambos grupos de participantes (Teodoro-Vite et al., 2020).	81

1. INTRODUCCIÓN

La simulación es un concepto tangible como abstracto, que hoy en día ha permeado una amplia gama de aplicaciones de las ciencias básicas y las ciencias aplicadas, dando origen a tecnologías que permiten describir, bajo entornos y condiciones controladas, fenómenos físicos, propiedades intrínsecas y propiedades extrínsecas de los objetos que nos rodean, en una variedad de escalas posibles; de tal forma que prácticamente cualquier objeto de estudio puede ser representado mediante modelos que evolucionan en el tiempo presente, pasado o futuro. Desde este enfoque, podemos definir a la simulación como un conjunto de procesos que tienen por objetivo representar escenarios, variables o comportamientos posibles de un sistema a lo largo del tiempo. Cada elemento del mundo real es transportado, por tanto, de un espacio físico a un espacio virtualizado, donde gobiernan leyes conocidas, datos provenientes de la experimentación empírica y extrapolaciones históricas.

Neal Stephenson, en 1992, en su novela de ficción *Snow Crash* (Stephenson, 1992) describe la relación entre realidad-virtualidad, “como un metaverso compartido, donde los humanos interactúan unos con otros mediante agentes de software, en un espacio tridimensional metafórico del mundo real” (Peddie, 2017). En 1995, Milgram (Milgram et al., 1995) retoma este concepto y lo redefine como un metaverso continuo (Figura 1), donde la realidad está mediada por componentes tecnológicos que pueden complementarse para lograr simular escenarios convincentes y representativos de nuestro entorno.

Los componentes tecnológicos del metaverso de la virtualidad de Milgram coexisten en una línea continua donde en un extremo se encuentra la simulación de escenarios en el mundo real y en el otro los escenarios totalmente virtualizados. Las tecnologías intermedias son englobadas en un término conocido como realidad mezclada. En una aplicación que implemente el concepto de realidad aumentada podrá tener 75% de elementos del mundo

real y 25% de elementos pertenecientes al espacio virtual. La holografía (Hirayama et al., 2019) proporciona un 50% de elementos del mundo real y 50% de elementos virtuales. La virtualidad aumentada (hoy en día poco popularizada), provee al usuario de 75% de retroalimentación con elementos del mundo real y 25% de elementos del mundo virtual. Finalmente, en el extremo de lo totalmente virtual, el usuario es transportado a un entorno virtual. En el entorno virtual simulado, un participante es estimulado multisensorial y psicológicamente para que su cerebro sea “engañado”, haciéndole creer que la información del ambiente se encuentra en una realidad auténtica, alterna, sintética, artificial, mezclada, extendida, modulada, proyectada, híbrida o en espejo.

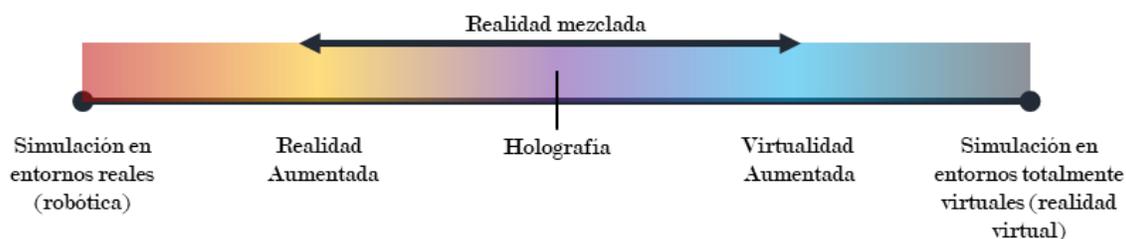


Figura 1. Metaverso continuo de la virtualidad (Milgram et al., 1995). En un espacio continuo se define un conjunto de tecnologías que relacionan los elementos presentes en el “mundo real” con elementos “artificiales”. En la línea partimos de un extremo izquierdo, donde encontramos a los elementos simulados usando elementos tangibles como puede ser un robot que imita el comportamiento de un humano; conforme nos movemos al otro extremo, comenzamos a virtualizar el espacio, agregando contribuciones de estos elementos virtuales, hasta llegar a un espacio donde la mayoría de los estímulos sensoriales del usuario son proporcionados por el ambiente.

La realidad virtual, como parte de este metaverso, y en el cual también participan las tecnologías de realidad aumentada, holografía y virtualidad aumentada, centra su objetivo en proporcionar los elementos necesarios para estimular los sentidos del usuario. (Sherman & Craig, 2003) definen a la realidad virtual como “un medio compuesto de simulaciones por computadora interactivas que monitorean la actividad del participante (posición y acciones), proporcionándole retroalimentación sintética a uno o más sentidos, y dándole la sensación de estar inmerso o estar presente en la simulación”. Sin embargo, esta definición se ve un tanto restringida al aspecto computacional, que como se verá más adelante, en aplicaciones de la simulación en ciencias aplicadas como la medicina, es necesario abrir el abanico de la simulación vista como medios compuestos por elementos tecnológicos

mediadores entre el mundo real y lo virtual. Desde luego, para la simulación en ciencias de la salud, las ciencias de la computación juegan un papel muy importante para ciertos tipos de simuladores, pero también encontramos un enorme aporte fundamental en las matemáticas, la física, la biología, las ciencias e ingeniería de materiales y la robótica, sobre todo para describir estructuras tan complejas como el tejido blando.

A la par de sus aplicaciones, la simulación desde el enfoque de ingeniería encuentra al concepto de modelado como la herramienta fundamental para llevar a cabo la difícil tarea de representar un objeto o un fenómeno, de tal forma que, si se ve como un proceso estructurado, puede descomponerse en un conjunto de modelos. El modelo puede ser definido como una representación idealizada de alguna o algunas de las propiedades de una estructura, fenómeno o sistema, que emulan su forma, comportamiento, y/o rasgos característicos, para establecer de manera física y/o simbólica al conjunto de entes que tienen las mismas o semejantes características (Teodoro-Vite, 2012). Así, como una cadena de eslabones, una simulación puede estar asociada con uno o más de los siguientes modelos: un modelo conceptual, un modelo matemático, un modelo numérico, un modelo computacional, un modelo biológico, un modelo estadístico o sus variantes.

1.1 Simulación en ciencias de la salud

De acuerdo con (Harry Owen, 2016), los registros de la simulación en las ciencias de la salud encuentran una ventana de aplicaciones a lo largo de 1500 años de historia, siendo el siglo XVII el punto de partida para los tipos de simuladores que conocemos hoy en día. Estas metodologías basadas en simulación nacieron como una necesidad de proveer nuevas formas de adquisición de destrezas prácticas y como recursos didácticos para la formulación de nuevos tratamientos. Durante el siglo XVIII se llegaron a emplear modelos de cervix con matrices artificiales (Manningham, 1740) y maniqués de órganos internos hechos de madera y pintados a mano (Zi & Giles, 1925).

El término de simulador evolucionó desde el siglo XVI (Harry Owen, 2016) cuando a estos sistemas se les conocía como *"automaton"*; *"statua"* durante el siglo XVII; *"Contrivance"*, *"Apparatus"*, *"Artificial man"*, *"Machine"*, *"Phantom"*, *"Doll"*, *"Puppet"* durante

el siglo XVIII; “*mannequin*”, “*Manikin*”, “*Replica*”, “*Android*” durante el siglo XIX; y “*Dummy*”, “*Robot*” y finalmente “*Simulator*” durante el siglo XX. Hoy en día, el término simulador es el más generalizado.

Un simulador en ciencias de la salud está relacionado con cada uno de los elementos, tanto funcionales (instrumental quirúrgico, equipo de monitoreo, infraestructura quirúrgica y herramientas de diagnóstico), como de interoperabilidad (protocolos clínicos para la atención y preparación del paciente y acciones del personal médico). De acuerdo con elementos involucrados en la recreación de escenarios, los simuladores se pueden clasificar en: basados en modelos biológicos o cadáveres (Gnanakumar et al., 2018), basados en maniqués sintéticos (Weinstock et al., 2017) y basados en modelos artificiales generados por computadora (Scerbo, 2004).

Otra clasificación, que toma en cuenta el punto de vista clínico y de usabilidad en ambientes de salud controlados (Cerón-Apipilhuasco et al., 2020), como un quirófano o escenarios de atención en el primero, segundo y tercer nivel, es:

- a) Simuladores de uso específico, focalizados en un padecimiento en particular, como una punción ventricular o abordajes intravenosos, generalmente concentran en una sola parte del cuerpo o tejido, ayudan a la adquisición de habilidades técnicas y psicomotoras;
- b) Paciente estandarizado, donde un actor toma el papel de un paciente ofreciendo al personal médico una actuación coherente y precisa de un problema de salud;
- c) Simuladores virtuales en pantalla, donde se emplean programas de cómputo para representar órganos virtuales y protocolos clínicos que ponen a prueba las capacidades y habilidades del practicante, y donde también se combina el software con dispositivos sensorizados para el monitoreo de tareas precisas (como los gestos quirúrgicos); y

- d) Simuladores híbridos, que combinan elementos de los otros tipos de simuladores para ofrecer un entrenamiento integral, en equipos de trabajo inclusive. Ejemplos de este tipo de sistema es el simulador CAE *VimedixAR* (A. R. Parks et al., 2013).

Una tercera clasificación, que toma en cuenta el aspecto de “fidelidad”, donde el grado de realismo juega un papel muy importante para evaluar la efectividad de los elementos que conforman el simulador, es:

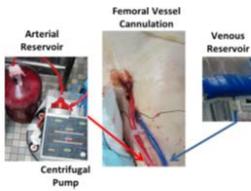
- a) Simuladores de baja fidelidad: se enfocan en el actuar del personal médico para la atención del paciente, generalmente hacen uso de maniqués inanimados y poco realistas para representar al paciente y su composición, sin embargo, ofrecen puntos clave de referencia para establecer protocolos de actuación y de atención de emergencia, así como “herramientas para adquirir habilidades motrices en un procedimiento simple o examen físico” (Cerón-Apipilhuasco et al., 2020), los modelos generalmente representan partes del cuerpo y en los escenarios de entrenamiento se hace uso de instrumental médico convencional;
- b) Simuladores de mediana fidelidad: aportan un mayor grado de realismo en la representación del paciente mediante modelos biológicos, maniqués sensorizados, herramientas hápticas y programas computacionales, que permiten tanto al instructor como al aprendiz, tener control sobre ciertas variables fisiológicas básicas y el desarrollo de competencias centradas en la ejecución del procedimiento de manera correcta; ejemplos en cirugía laparoscópica pueden encontrarse en (Larsen et al., 2009) y (Palter & Grantcharov, 2010);
- c) Simuladores de alta fidelidad: adicional al grado de realismo alcanzado por un simulador de mediana fidelidad, estos simuladores permiten llevar a cabo un monitoreo completo de las acciones del personal médico, permitiendo la definición de métricas objetivas usando sistemas de control y *tracking*, así como la evaluación del practicante durante la ejecución de procedimientos complejos. La simulación empleando este tipo de simuladores requiere ambientes muy

parecidos a los reales, por lo que se lleva a cabo en centros hospitalarios de tercer nivel, donde se pueden representar fielmente escenarios de quirófano o de clínica de especialidad. Este tipo de sistemas generalmente combinan distintas tecnologías basadas en maniquíes, pacientes estandarizados, tejidos biológicos, efectos especiales, realidad virtual, realidad aumentada y se les considera los más completos e integrales de su tipo. Un ejemplo notable es el sistema de entrenamiento *Hyper-Realistic® Training* (Strategic Operations, 2020), de la empresa *Strategic Operations* con sede en San Diego, California, USA, donde los practicantes se involucran en escenarios de emergencia muy parecidos a los reales inclusive en condiciones de quirófano (Mueller et al., 2012).

En la Figura 2 se muestran algunos ejemplos de simuladores en sus distintos tipos de clasificación acorde con los elementos tecnológicos, clínicos y de especialización reportados en la literatura y comerciales para fines de entrenamiento médico.

Modelos de simulación médica

Modelos biológicos



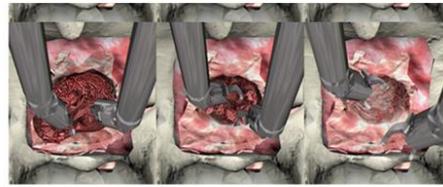
Simulation of plastic surgery and microvascular procedures using perfused fresh human cadavers.
Carey et al. (2013)

Modelos de tipo maniquí



SimMan 3G™ Trauma.
Laerdal Medical Company.

Modelos generados por computadora



Virtual reality simulation of robotic transphenoidal brain tumor resection: Evaluating dynamic motion scaling in a master-slave system.
Heredia-Pérez et al. (2019)

Clasificación de simuladores por su uso clínico

Uso específico



Simulation and Training of Needle Puncture Procedure with a Patient-Specific 3D Printed Gluteal Artery Model.
Rynio et al. (2020).

Paciente estandarizado



Standardized Patients Program, Center for Immersive and Simulation-based Learning, Stanford School of Medicine.
Stanford University, USA.

Simuladores virtuales



Body Interact™ Patient Simulation Software.
Take The Wind Company.

Simuladores híbridos



CAE VimedxAR. Advanced Ultrasound Training with Holographic Technology.
CAE Healthcare, Canada.

Clasificación de los simuladores por nivel de realismo

Simuladores de baja fidelidad



Resusci Anne Q CPR. Resuscitation Training.
Laerdal Medical Company..

Simuladores de mediana fidelidad



LapSim® Haptic System. Surgical Science.
Göteborg, Sweden.

Simuladores de alta fidelidad



Hyper-realistic™ training. Special Effects for High Fidelity Simulation.
Strategic Operations (STOPS) Inc.
San Diego, CA, USA.

Figura 2. Ejemplos de simuladores para entrenamiento médico de acuerdo con diferentes tipos de clasificación y modelos de representación del paciente. Imágenes tomadas de (de izquierda-derecha y de arriba-abajo): (Carey et al., 2014), (Laerdal, 2020b), (Heredia-Pérez et al., 2019), (Paweł Rynio et al., 2020), (Escobedo, 2020), (Pinto & Pinto, 2020), (A. Parks, 2013), (Laerdal, 2020a), (Surgical Science, 2020), (Strategic Operations, 2020).

1.2 Realidad virtual y realidad aumentada en el entrenamiento médico

Desde la publicación de la patente del sistema *Sensorama* (Figura 3) de Morton Heilig (Heilig, 1962) y las publicaciones de Ivan Sutherland sobre *Sketchpad* (Sutherland, 1963) y el casco de realidad aumentada al cual llamó *Sword of Damocles* (Sutherland, 1968), los ambientes virtuales han estado estrechamente relacionados con los dispositivos de interacción, principalmente por el tipo de retroalimentación visual, auditiva y táctil que proveen. Las dos sensaciones, el gusto y el olfato, aún siguen siendo nichos de investigación para proveer de experiencias inmersivas completas.

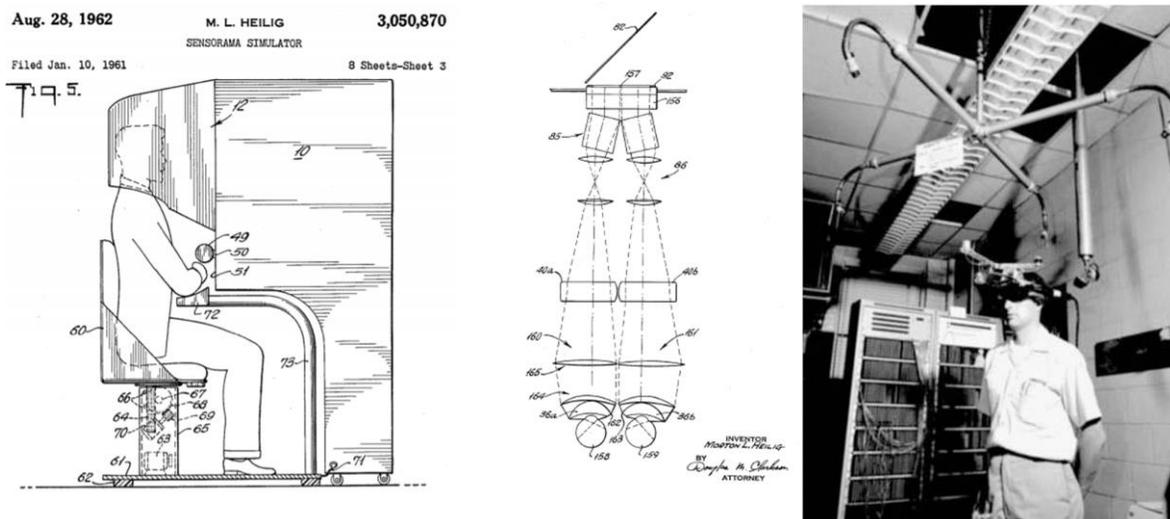


Figura 3. A la izquierda y al centro, *Sensorama Simulator* de Morton Heilig. Patente US3050870A (Heilig, 1962); se le considera el primer sistema inmersivo capaz de proveer una ilusión completa de sensaciones visuales, aurales, olfativos y táctiles. A la derecha, *Sword of Damocles* (Sutherland, 1968), el primer casco de realidad aumentada, que paradójicamente fue el dispositivo precursor de cascos de realidad virtual.

La aplicación de estas tecnologías, en sus versiones contemporáneas (Figura 4), se han incrementado en la práctica médica en los últimos años y la evidencia ha demostrado que mejoran las prácticas clínicas y habilidades quirúrgicas (Cao & Cerfolio, 2019). Los simuladores que hacen uso de estas herramientas encuentran sus aplicaciones en áreas como (M. R. Desselle et al., 2020): entrenamiento (Heredia-Pérez et al., 2019; Vite et al., 2018), diagnóstico (Negrillo-Cárdenas et al., 2020), planeación quirúrgica (Teodoro Vite et al.,

2019), asistencia quirúrgica (De Paolis & Ricciardi, 2018) y tratamientos de rehabilitación (M. A. Padilla-Castañeda et al., 2013; Malone et al., 2010). Algunas especialidades médicas que se han visto beneficiadas de acuerdo con (Cao & Cerfolio, 2019) son: cirugía dental, cirugía laparoscópica, cirugía cardíaca, cirugía de columna, neurocirugía, cirugía oftálmica, cirugía hepática, cirugía ortopédica y urología.



Figura 4. Aplicaciones contemporáneas de la realidad virtual en aplicaciones médicas. a) sistema interactivo para la planeación neuroquirúrgica (Teodoro Vite et al., 2019). b) sistema de realidad virtual para el entrenamiento de residentes en algología, para procedimientos de punción de las ramas del ganglio trigémino en el Centro de Destrezas del Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”. c) plataforma de realidad virtual para el estudio de la anatomía humana usando dispositivos de interacción inalámbricos (Peaud, 2019) en la Facultad de Medicina de la UNAM. d) Navegación virtual en el interior de estructuras vasculares del corazón en el Centro de Simulación del Centro Médico Siglo XXI del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS).

Los simuladores con realidad virtual integran soluciones multimodales para representar lo más realista posible, por ejemplo, el comportamiento biomecánico de los tejidos del cuerpo humano. Mediante el uso de técnicas propias del cómputo gráfico, procesamiento de imágenes, señales, sistemas de control, audio, dispositivos electrónicos, dispositivos hápticos, entre otros, estos sistemas son capaces de proporcionar elementos didácticos que permiten aprovechar la experiencia del usuario y convertirla en información útil para estudiar un evento como si se hubiese llevado a cabo bajo condiciones reales (Chan et al., 2013). Por esta razón, los simuladores médicos han encontrado un gran potencial para su uso en el entrenamiento médico, cubriendo una necesidad real del sector salud, como se abordará más adelante. En el campo quirúrgico, la realidad virtual y la realidad aumentada proporcionan métodos atractivos y novedosos para el entrenamiento y el reforzamiento de habilidades, aumentando la experiencia de los especialistas y la detección temprana de errores tanto para residentes como de cirujanos experimentados (Teodoro-Vite et al., 2019).

1.2 Neuro-simulación

La neuro-simulación (Papangelou & Ziai, 2010) es un campo de investigación relativamente nuevo que integra los esfuerzos de las especialidades médicas de neurología y neurocirugía con tecnologías de ingeniería e involucra el diseño, análisis, modelado, implementación y validación de sistemas artificiales capaces de recrear complejos procedimientos quirúrgicos. Construirlos implica la adopción de desafíos importantes, desde el punto de vista clínico como de ingeniería, donde el modelado debe tomar en cuenta el transportar la ejecución de gestos quirúrgicos tortuosos en una escala milimétrica, en los que un experto toma decisiones *in-situ*, al tiempo que manipula tejidos blandos, tejidos rígidos, vascularidades, membranas e instrumental quirúrgico, teniendo siempre en cuenta que cualquier ejecución incorrecta puede incrementar el riesgo de mortalidad o daño permanente en el paciente (Yaniv et al., 2015).

Notables trabajos de investigación sobre simuladores en el área de neurocirugía reportados en la literatura son:

- (Koyama et al., 2000), desarrollaron en el Departamento de Neurocirugía de la Universidad de Shinshu, Japón, un sistema de simulación basado en modelos de aneurismas generados por computadora, sobre el cual se emplearon métodos de simulación totalmente heurísticos para el cálculo de colisiones y deformaciones. Se trata de uno de los primeros trabajos en el campo de la neuro-simulación en el mundo que empleó modelos computacionales a partir de idealizaciones geométricas de vascularidades;
- (Alaraj et al., 2015), de la Universidad de Illinois, Chicago, EUA, muestran un escenario predefinido para ejecutar una tarea de clipaje considerando el área subaracnoidea expuesta. Este módulo fue incorporado en el sistema *ImmersiveTouch* (Banerjee et al., 2010) para complementar con otros módulos que el sistema comercial comenzó a integrar desde 2010. Entre las principales características que complementan la acción de clipaje son: exploración de valle Silvano sin presencia de membranas, marcador de región de craneotomía y apertura de dura madre.
- (Fenz et al., 2016; Gmeiner et al., 2018; Yaniv et al., 2015) de la Unidad de Investigación en Informática Médica, RISC Software GmbH, Hagenberg, Austria, desarrollaron un sistema de simulación que usa un método de elemento finito (FEM) con mallas de tetraedros para ejecutar una tarea de clipaje con un modelo de un aneurisma de un paciente específico. Un resultado interesante de este trabajo es la simulación del análisis de la simulación de flujo sanguíneo usando un método de líneas de corriente para mostrar el flujo post colocación del clip.
- (Dequidt et al., 2015), desarrollaron en el Centro de Investigación en Informática, Señales y Automatización de Lille, en colaboración con el INRIA, Francia, un sistema para entrenamiento que usa la biblioteca SOFA (François Faure et al., 2012) para presentar deformaciones de vascularidades, exploración del valle Silvano sin presencia de membranas intracraneales (esto se compensa con la incorporación de enlaces entre los lóbulos temporal y frontal del cerebro que se rompen al tener contacto con la herramienta de exploración). Desafortunadamente, no concluyeron sobre las métricas cuantitativas observadas en sus experimentos.

- (Kersten-Oertel et al., 2012), del Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad McGill, en Montreal, Canadá, utiliza el concepto de neuro-navegación para guiar a un usuario a través de venas y arterias cerebrales superpuestas sobre maniqués de nylon.
- (Kimura et al., 2009; Ryan et al., 2016; Tenjin & Okano, 2017), usan modelos de vascularidades de silicona sintética obtenidos con tecnología de impresión 3D en una combinación con gráficos aumentados por computadora. (Wang et al., 2018) reporta modelos impresos tridimensionales de arterias cerebrales y cráneo de reconstrucciones de pacientes para entrenamiento de clipaje de aneurismas. (Weinstock et al., 2017) reporta un sistema mínimamente invasivo en neurocirugía, que también combina modelos impresos tridimensionales con información visual superpuesta de modelos gráficos reconstruidos de casos de pacientes.

Adicionalmente, existen en el mundo dos sistemas comerciales (Figura 5), los cuales integran diversos tipos de procedimientos neuroquirúrgicos. Estos son: el sistema *NeuroVR* (antes *NeuroTouch*) (AlZhrani et al., 2015; Delorme et al., 2012), del Consejo Nacional de Investigación de Canadá, enfocado en procedimientos de remoción de tumores, y el sistema *ImmersiveTouch* (Banerjee et al., 2010), previamente referenciado, enfocado a múltiples procedimientos en neurocirugía vascular, incluidos remoción de tumores y cirugía vascular. Ambos sistemas establecen escenarios idealizados en los que un usuario interactúa dentro de un entorno mediado digitalmente para completar una serie de tareas bajo condiciones controladas.



Figura 5. Sistemas comerciales para procedimientos neuroquirúrgicos. a) Sistema *NeuroTouch* (Delorme et al., 2012), b) Sistema *NeuroVR* (evolución del Sistema *NeuroTouch*), c) Sistema *Immersive Touch* (Banerjee et al., 2010).

La tendencia actual en neurocirugía son los simuladores de alta fidelidad e híbridos, que tratan de proveer de experiencias inmersivas completas en escenarios especializados en casos de estudio muy específicos sobre pacientes reales, bajo condiciones más apegadas a la realidad (Malone et al., 2010). Dichos sistemas pueden incluso incluir sistemas de control complejos y algoritmos de inteligencia artificial para analizar habilidades quirúrgicas, como reporta (Musacchio Jr et al., 2010). La tecnología de impresión 3D también es una tendencia en la construcción de simuladores porque tiene la ventaja de proporcionar modelos físicos cercanos a la anatomía de los pacientes, sin embargo, aún presenta limitaciones en términos de fidelidad biomecánica, realismo visual, costo, simulación de fenómenos complejos como sangrado, corte de tejidos blandos y deformación e incluso el monitoreo y análisis de métricas de destreza automatizado. La combinación de modelos impresos y realidad virtual en escenarios híbridos parece un enfoque prometedor para el entrenamiento en neurocirugía (como se sustenta en este trabajo), y la simulación de procedimientos microquirúrgicos, cada vez más complejos, es el gran problema por atender.

En las restantes subsecciones de este capítulo, se plantea un problema sobre el cual gira la motivación del presente trabajo de investigación. El enfoque pretendió atacar un problema real aplicando herramientas propias de las ciencias e ingeniería de la computación, en uno de los procedimientos que, en opinión de los expertos, es uno de los más complejos y desafiantes de la neurocirugía moderna: la cirugía de reparación de aneurismas cerebrales por craneotomía abierta.

A lo largo de la investigación, se tuvo presente la siguiente pregunta de investigación: ¿Un ambiente simulado proporciona los elementos suficientes para que residentes en neurocirugía adquieran habilidades para la ejecución de un procedimiento de reparación de aneurismas cerebrales por clipaje simple?

1.3 La Enfermedad Vascul ar Cerebral (EVC)

La Enfermedad Vascul ar Cerebral (EVC) es un síndrome clínico que se caracteriza por el desarrollo de signos neurológicos, cuyo origen se atribuye a lesiones en el tejido vascular y representa un grave problema de salud pública a nivel global (Arauz & Ruíz Franco, 2012). De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), es la segunda causa de muerte en todo el mundo, con un incremento del 50% en los países desarrollados en los últimos años y la quinta causa en México (Chiquete et al., 2011; Murray, 2015). Representan una de las causas mayores de discapacidad crónica en el adulto, provocando deterioro de la función mental (memoria, habla, el lenguaje, aprendizaje y movilidad). La EVC es causada por dos tipos principales de accidente cerebrovascular (ACV): isquémico y hemorrágico. El isquémico ocurre cuando un vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro resulta bloqueado por un coágulo de sangre. El hemorrágico cuando un vaso sanguíneo de una parte del cerebro se debilita, genera un abultamiento (aneurisma) y se rompe. De acuerdo con (Arauz & Ruíz Franco, 2012), los aneurismas tienen una alta morbilidad, el 45% de los pacientes fallece en los primeros 30 días y el 50% de los supervivientes evolucionan con secuelas irreversibles. Los principales factores de riesgo son hipertensión, diabetes mellitus, obesidad, síndrome metabólico, tabaquismo y niveles de colesterol elevados.

1.4 Reparación de aneurismas cerebrales

Un aneurisma es una región débil y abultada en la pared de un vaso sanguíneo, como se muestra en la Figura 6, que altera el flujo normal de la sangre (Lawton, 2011). La complicación más grave de este padecimiento es la ruptura, que provoca la interrupción del suministro de sangre y la inundación de los tejidos circundantes. Los aneurismas pueden aparecer en cualquier parte del sistema vascular, aunque los que presentan mayor riesgo sobre el paciente son los que afectan tejidos vitales, como el corazón y el cerebro. Los accidentes cerebrovasculares hemorrágicos son potencialmente mortales debido a su inicio súbito y rápido deterioro del tejido cerebral, por lo que constituyen una importante urgencia médica.



Figura 6. A la izquierda, aneurisma cerebral en la región de la cerebral media y cerebral anterior. Al centro, angiografía donde se evidencia la presencia de un aneurisma cerebral gigante (Cortesía Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”). A la derecha, clipaje simple para estrangular el domo del aneurisma (Lawton, 2011).

La reparación de un aneurisma cerebral es un tratamiento quirúrgico que busca aislar la región afectada para restablecer el flujo sanguíneo normal sin causar daños importantes a las arterias y tejidos circundantes, y en su caso, evitar su ruptura. Las dos intervenciones quirúrgicas estándar para el tratamiento de un aneurisma son: 1) la reparación endovascular por mínima invasión y 2) el clipaje microquirúrgico por cirugía abierta. La elección del procedimiento más indicado depende de factores como el tamaño, la forma y la ubicación del aneurisma, así como la condición médica del paciente (Daou et al., 2016).

A pesar de que recientemente los procedimientos endovasculares han ganado gran popularidad (pues tienen la ventaja de ser menos invasivos), la técnica de clipaje sigue siendo el estándar de oro, con una mayor tasa de éxito a mediano y largo plazo, inclusive después de la aplicación de técnicas no invasivas (Zhao et al., 2018).

Durante la intervención del aneurisma, el cirujano hace uso de un microscopio para abordar la región del cerebro, disecando membranas y retrayendo el tejido hasta lograr una vía de visualización y acceso al aneurisma. Para aneurismas pequeños a medianos, el cirujano coloca cuidadosamente un clip de metal (titanio) sobre el cuello de la malformación, siempre con la precaución de no tocar la región adelgazada conocida como “domo”, debido al alto riesgo de ruptura que desencadene una hemorragia severa (Shellock et al., 2003; Tsutsumi et al., 2017).

Además, el contacto erróneo con estructuras vasculares circundantes puede provocar daño isquémico (Acciarri et al., 2016). También se requieren habilidades milimétricas para colocar el clip de metal correctamente. Por ejemplo, en la arteria comunicante anterior, el clip debe aplicarse paralelo a la línea que divide la base del aneurisma, justo en el cuello. Por otro parte, múltiples clips pueden requerirse para aneurismas grandes, con cuellos anchos y de anatomía compleja (Lawton, 2011).

Las etapas de un procedimiento de reparación de aneurisma cerebral (Figura 7) pueden resumirse en los siguientes pasos:

- a. Descripción del caso: se realiza un estudio de angio-tomografía computarizada (CTA) para diagnosticar la presencia de aneurismas; se determina la posición y una primera aproximación de la ruta a seguir durante la cirugía hasta alcanzar el aneurisma.
- b. Marcaje: los residentes colocan al paciente en posición quirúrgica, generalmente con una inclinación de 15 grados axial con respecto al plano horizontal, exponiendo la zona temporal a operar. Se marca una curva en forma de C sobre la piel del paciente y se colocan sujetadores para restringir cualquier movimiento de la cabeza.

- c. Disección de piel: se emplea un bisturí para cortar las capas de la piel, incluido el músculo temporal. Antes de cortar se inyecta solución estéril en la zona marcada para separar el músculo del cráneo. Se tapa la zona a intervenir con sábanas quirúrgicas dejando expuesta sólo la zona de interés. Se realiza sutura de las sábanas quirúrgicas y la piel. Se levanta el colgajo para descubrir el área para realizar la craneotomía.
- d. Craneotomía: se emplea un craneótomo o trépano eléctrico para abrir la zona del cráneo y exponer la dura madre. Mediante una espátula quirúrgica se levanta la tapa de hueso, cuidando no presionar zonas del recubrimiento cerebral. Todo este proceso implica limpiar continuamente la zona con solución salina debido al sangrado.
- e. Apertura de dura madre: se emplea un disector de dura madre para abrirse paso hacia el cerebro. A partir de esta etapa, el neurocirujano emplea un microscopio para ubicar el punto de entrada a través de la zona conocida como Valle Silvano.
- f. Abordaje microquirúrgico: dependiendo de la ubicación del aneurisma y el estudio previo del caso, se emplean instrumentos de corte y separadores para irse abriendo paso a través del tejido cerebral. El cirujano aborda membranas que mantienen en posición los lóbulos del cerebro, ejecutando acciones de corte y separación. Esta etapa requiere de mucha precisión, ya que en el trayecto hacia el aneurisma se encuentran arterias que pudieran sufrir un daño y provocar sangrado. Es de particular mención la arteria cerebral media.
- g. Clipaje: una vez expuesto el aneurisma, el cirujano elige el tipo y tamaño del clip a emplear para estrangular el domo desde el cuello. El clip es introducido desde el punto de entrada hasta la ubicación del aneurisma en posición de apertura para ser ubicado en un movimiento certero. Este proceso es muy rápido en comparación con cualquiera de las otras etapas. El cirujano debe evitar tocar el domo ya que existe el riesgo de rotura de la arteria.

- h. Control post operatorio: mediante estudio de CTA se verifica la posición del clip y se determina si el flujo sanguíneo es normal en la zona del aneurisma. En caso de no haber flujo normal, se reposiciona el clip.

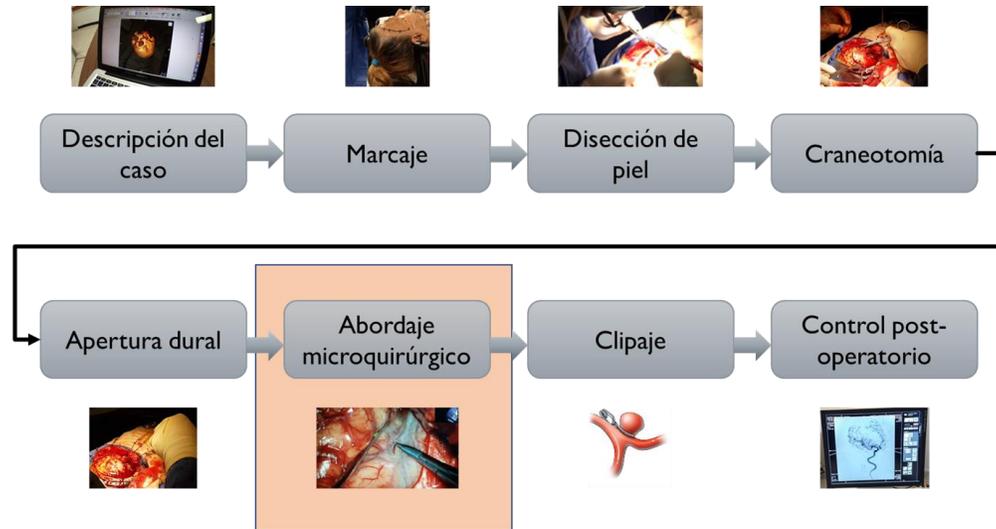


Figura 7. Etapas del procedimiento de reparación de un aneurisma cerebral.

1.5 Planteamiento del problema

La atención del paciente con aneurisma cerebral requiere profesionales médicos altamente calificados que cuenten con las herramientas necesarias para un correcto diagnóstico, prevención, planeación y tratamiento de las afecciones relacionadas con este padecimiento. Dependiendo de la severidad del aneurisma el tratamiento requiere de intervenciones neuroquirúrgicas endovasculares o de microcirugía. Los procedimientos de microcirugía en pacientes con aneurisma son de muy alto riesgo y una de las intervenciones quirúrgicas más complejas. El riesgo de muerte o discapacidad de un paciente con esta condición es muy alto. En Estados Unidos los costos económicos por errores médicos en 2008 fueron de \$19,500 millones de dólares y \$1 billón al incluir los gastos derivados de la incapacidad a largo plazo y mortalidad de los pacientes (Andel et al., 2012). En México y regiones similares, los retos socioeconómicos asociados a la EVC aumentan con el tiempo de manera crítica, con costos similares a los países desarrollados, pero con recursos más limitados más allá de las capacidades de los sistemas de salud (Cantú-Brito et al., 2010), teniendo un alto impacto en los sistemas de salud, económico y social del país, con altos

costos socioeconómicos (pérdida de productividad e ingreso familiar y altos costos médicos).

La técnica de clipaje en microcirugía se considera un procedimiento muy demandante, desafiante y de alto riesgo para el paciente; que debe ser ejecutado por un neurocirujano experto altamente calificado. Para residentes en formación, las oportunidades para practicar son limitadas, especialmente durante la etapa inicial de su entrenamiento, por lo que la necesidad de acumular horas de práctica es obligatoria. Existe una gran necesidad de desarrollar nuevas herramientas de simulación clínica en cirugía e incorporarlas como parte del plan de estudios de capacitación de los residentes. Esto con el objetivo de mejorar la seguridad para el paciente y mejorar la atención de la creciente demanda de procedimientos quirúrgicos en general, y en este caso en neurocirugía en particular.

Por ello, por un lado, se requieren herramientas tecnológicas avanzadas para ayudar al neurocirujano a realizar la intervención con el menor riesgo posible, entre las que se encuentran herramientas basadas en cirugía asistida por computadora. Estas pueden proporcionar información muy valiosa para la planeación prequirúrgica y ayudar a establecer la estrategia del abordaje previniendo posibles riesgos; y transoperatoria para minimizar errores.

1.6 Antecedentes

Un estudio en 2018 (Heinze-Martin et al., 2018) contabilizó 147,910 especialistas médicos en México para una población de 123,518,272 habitantes, una tasa de 119 especialistas por 100,000 habitantes, de los cuales 54.2% se encontraba en la Ciudad de México, Estado México, Jalisco y Nuevo León. En el mismo año, otro estudio (Jose Luis Akaki Blancas & Joaquín López Bárcena, 2018) contabilizó un alza en la demanda de residencias médicas entre el 2011 al 2016 del 52.7% contra un incremento del 30.2% en el número de plazas disponibles. La demanda en 2016 fue de 36,408 aspirantes versus 7,810 plazas disponibles. En neurocirugía, el ingreso es por medio de subespecialidad tras haber

realizado un periodo completo de especialidad troncal (cirugía, ginecoobstetricia, medicina interna y pediatría), lo cual significó un total de 3,388 candidatos.

Por otra parte, la Federación Mundial de Sociedades Neuroquirúrgicas (WFNS, por sus siglas en inglés) en su sitio www.wfns.org, contabilizó al 2016 una fuerza de trabajo global de neurocirujanos certificados de 49,940 para una población de 7,252,787,910 habitantes, México ocupaba el puesto 99 del mundo con una densidad de 0.373 (por cada 100,000 habitantes, 468 neurocirujanos / 125,385,833 habitantes). Japón, Azerbaiyán y las Islas Caimán lideraban el tabulador con densidades de 5.895, 5.453, 5.069 (por cada 100,000 habitantes) respectivamente.

Ante el problema de capacidad para la atención de una amplia población afectada por enfermedades asociadas a la EVC, desde el año 2015 en el Hospital General de México (HGM) “Dr. Eduardo Liceaga”, surgió la inquietud de poder contar con herramientas tecnológicas para el entrenamiento de residentes en diversas especialidades. En particular, el Dr. Aldo Francisco Hernández Valencia, actual jefe de la Unidad de Neurología y Neurocirugía del HGM, especialista en neurocirugía microvascular y endovascular, propuso contar con simuladores virtuales para colocación de endoprótesis y reparación de aneurismas por la técnica de clipaje. Ambos procedimientos de alta prevalencia en el Hospital.

Para cubrir dicha necesidad, la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico (UIDT) del ICAT-UNAM, en colaboración con la Universidad de Tokio, Japón, crearon un primer prototipo, mostrado en la Figura 8, consistente en un sistema de simulación para el estudio de destrezas médicas en cirugías de reparación de aneurismas. En esta primera versión, se desplegaron modelos gráficos estáticos para permitir a los cirujanos practicar gestos quirúrgicos, al tiempo que recibían información útil sobre el éxito/error de sus movimientos, en forma de retroalimentación visual y táctil sin realismo biomecánico. El trabajo concluyó que era necesario escalar la aplicación a un ambiente más completo, que permitiera recrear de una mejor forma un procedimiento microquirúrgico, incluyendo las

interacciones con la diversidad de tejidos involucrados, al tiempo que éstos proporcionarían al practicante métricas objetivas sobre su desempeño en las sesiones de entrenamiento.

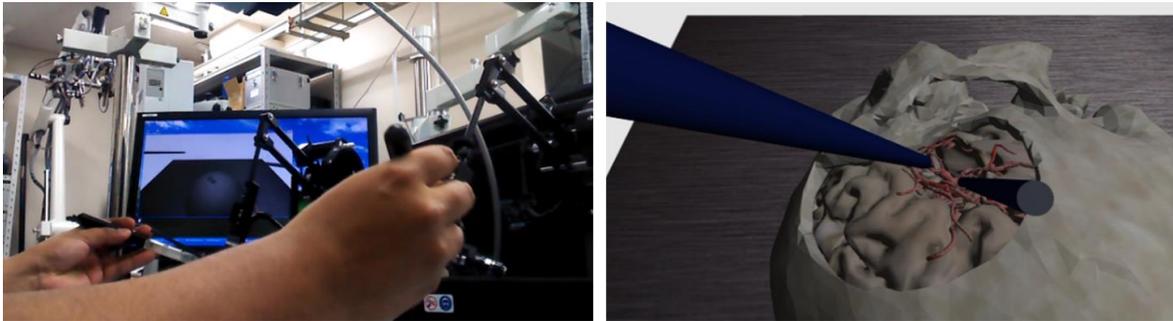


Figura 8. Primer prototipo del ICAT-UNAM para la simulación de reparación de aneurismas cerebrales. A la izquierda, interacción háptica bimanual, a la derecha, ambiente virtual para la interacción con geometrías rígidas.

1.7 Contribución

Con esta motivación, en este trabajo se presenta a detalle la metodología de desarrollo de un simulador híbrido, el más completo hasta el momento en cuanto a procedimientos de reparación de aneurismas cerebrales por microcirugía abierta para entrenamiento en neurocirugía, que combina elementos físicos como referencia espacial, por medio de una estación física ergonómica que replica las condiciones de quirófano, un maniquí de la cabeza de un caso de paciente específico, así como una simulación por computadora basada en la física con realidad virtual. El enfoque seguido proporciona una nueva configuración para mejorar las condiciones ergonómicas a gran escala a las cuales los neurocirujanos se enfrentan en el quirófano bajo la vista del microscopio, presentando escenarios convincentes basados en contenidos gráficos fotorrealistas, renderizado háptico e interacciones mecánicas plausibles. Los escenarios con realidad virtual incluyen la simulación biomecánica de la deformación de tejidos blandos del cerebro y estructuras vasculares, así como ejecución de la acción de clipaje, posterior a la micro exploración quirúrgica de la región del Valle Silvano, un aspecto brevemente cubierto en la literatura.

Para reforzar las metodologías tecnológicas y sus ventajas en el ambiente médico, se llevó a cabo un estudio de validación experimental con neurocirujanos expertos y

residentes, que, acorde con los resultados obtenidos, es el primero que presenta un análisis de las señales ambidiestras para la interacción con tejido dinámico simulado durante las tareas de clipaje de aneurismas y la interacción con las diferentes regiones del tejido cerebral. Los resultados muestran que la incorporación de estos aspectos juega un papel muy importante para la definición de métricas de habilidad de los participantes y, por lo tanto, un argumento para el establecimiento de escalas de evaluación objetivas para el entrenamiento y el reforzamiento de habilidades en micro neurocirugía.

2. METODOLOGÍA

El simulador BACSIM (*Brain Aneurysm Clipping Simulator*) está compuesto por una estación de trabajo híbrida con un módulo de software y uno de hardware compuesto por elementos de interacción (Figura 9). El módulo de hardware consiste en una estación de trabajo física que tiene como objetivo emular la cabeza de un paciente en posición quirúrgica; mediante un mecanismo de soporte de un maniquí de cráneo realista (Figura 9A y Figura 9B). Un soporte similar a un cabezal de Mayfield comercial fue reproducido mediante tecnología de impresión 3D. El módulo de software consiste en una simulación por computadora con realidad virtual que presenta escenarios inmersivos para representar abordajes microquirúrgicos (Figura 9C), en el que el cirujano puede realizar intervenciones de reparación de aneurismas con herramientas quirúrgicas virtuales mediante la interacción con modelos anatómicos del cerebro, obtenidos de casos reales de pacientes. Los escenarios incluyen modelos deformables de tejidos blandos de arterias cerebrales con presencia de un aneurisma cerebral, lóbulos frontal y temporal, un modelo rígido del cráneo y modelos rígidos de instrumentos quirúrgicos.

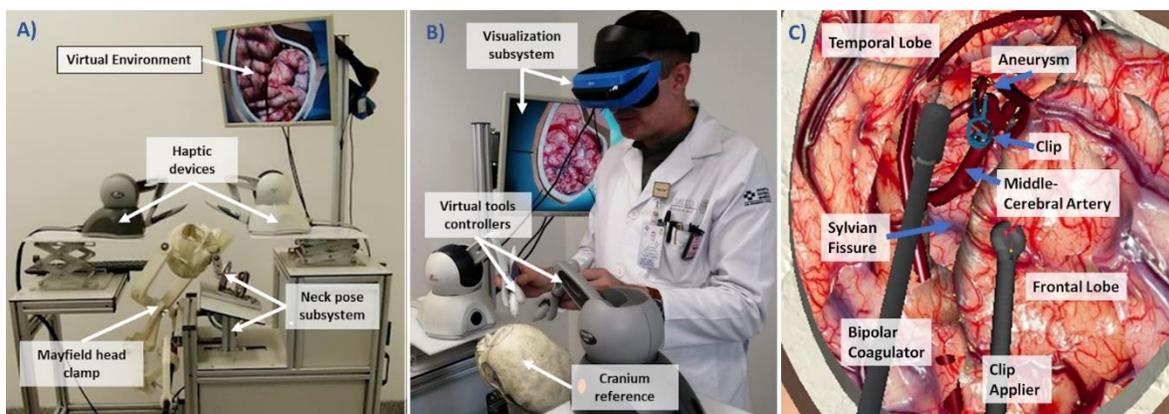


Figura 9. Estación de simulación híbrida (Teodoro-Vite et al., 2020). A) Elementos de la estación ergonómica, incluyendo dispositivos hápticos, despliegue gráfico (casco de realidad virtual y monitor estándar), un modelo del cabezal de Mayfield impreso en 3D en poliamida de alta resistencia y un modelo articulado del cráneo impreso en 3D. B) Un neurocirujano ejecutando una tarea de micro exploración en el ambiente virtual inmersivo, en una postura cómoda, como si se tratara de una cirugía real. C) Escenario de realidad virtual de un caso real de aneurisma cerebral.

2.1. Estación de trabajo física del simulador

La estación física fue diseñada para controlar de manera independiente cinco elementos: 1) el maniquí de la cabeza de paciente; 2) una reproducción de un soporte de tipo Mayfield para fijar la cabeza; 3) dos dispositivos hápticos tipo Phantom Omni® para manipular los instrumentos quirúrgicos virtuales; 4) una estación de gráficos con el software de simulación de realidad virtual; y 5) dispositivos de despliegue, que incluyen una pantalla y un casco de realidad virtual. Consta de una estructura metálica de aluminio cubierta con paneles de alta resistencia térmica y química, fácil de limpiar en entornos estériles y de color neutro, similar al empleado en ambientes hospitalarios.

Una estructura modular fija está completamente cubierta con paneles con perforaciones para la ventilación del equipo de cómputo y cableado. Su función principal es alojar la estación de gráficos, el maniquí del paciente y uno de los dos dispositivos hápticos. En la parte más alta se coloca una base articulada para ajustar la altura de un primer dispositivo háptico. En la parte inferior se encuentra anclado un mecanismo pasivo con seis grados de libertad: dos traslacionales para desplazamientos longitudinales y de altura de la cabeza, uno giratorio para ajustar la inclinación del cuello y una articulación esférica para controlar la orientación de la cabeza. También en esta parte, se inserta una reproducción de un cabezal de tipo Mayfield para permitir la inmovilización del cráneo. Finalmente, en la esquina lateral del perfil, se colocó una barra de metal para ofrecer un soporte móvil vertical a la pantalla de la computadora.

Una estructura modular móvil alberga una segunda base para ajustar la altura del segundo dispositivo háptico; se encuentra unida a la estructura modular fija por una articulación de 1 grado de libertad (*DoF*). La bisagra permite el despliegue de la estructura fija para liberar espacio y permitir que el practicante ajuste la posición del maniquí de la cabeza, auxiliándose del cabezal de Mayfield. Esta tarea se lleva a cabo antes de proceder a la interacción con el ambiente virtual. Una vez ajustada la cabeza, el segundo dispositivo háptico es recolocado en línea con el primero, para que el participante pueda maniobrar con ambas manos.

La reproducción del cabezal de Mayfield fue fabricado mediante impresión aditiva 3D en poliamida de alta resistencia. El modelo de cráneo físico es una reproducción hecha en uretano de moldes de silicona obtenidos de un cráneo real. También se generó un modelo de cráneo impreso en 3D en material PLA (ácido poliláctico), sin embargo, para fines de las pruebas de validación se decidió utilizar el primero. Se montó una articulación esférica de 3 grados de libertad en la base del cráneo para permitir los movimientos de rotación del cuello.

2.2 Modelado del paciente y herramientas virtuales

Los modelos geométricos se dividieron en estructuras anatómicas e instrumentos virtuales. Imágenes de angio-tomografía computarizada (angio-TAC), proporcionadas por el Servicio de Radiología del HGM, se utilizaron como referencia y se procesaron con el software de código abierto *3DSlicer* (Pieper et al., 2004) para obtener los mallados de piel, cráneo, cerebro y arterias. Se establecieron dos casos de estudio, un hombre de 57 años (Figura 10A) y una mujer de 67 años (Figura 10B), ambos con diagnóstico de aneurisma cerebral. Las mallas tridimensionales requirieron de una etapa de refinamiento en *MeshLab* (Cignoni et al., 2008) y herramientas de software como *Blender* (Hess, 2010), debido a la alta cantidad de triángulos resultantes de aplicar el algoritmo de *Marching Cubes* (Lorenson & Cline, 1987) en *3DSlicer*.

Para determinar la región de interés (ROI) en los conjuntos de datos de las imágenes de angio-TAC, se aislaron los tipos de estructuras a procesar (piel, cráneo, arterias o cerebro) utilizando unidades de Hounsfield (Hounsfield, 1980). La escala de Hounsfield cubre una ventana de 4096 niveles de gris representados por números de 12 bits en memoria ($2^{12} = 4096$ niveles de gris). Cada nivel de gris está asociado con una estructura anatómica, como piel, grasa muscular o hueso, aunque dependiendo de la calidad de las imágenes, el resultado de la segmentación puede variar y no corresponder con la estructura anatómica deseada. Se consideraron valores de [+500, +3000] HU para la reconstrucción del cráneo, [-100, -50] HU para la piel, [+150, +1000] HU para arterias y [0, +100] para el cerebro. Refinación manual del umbral de los niveles de gris, operaciones booleanas y correcciones manuales se

aplicaron para minimizar el efecto visual de los artefactos debidos a la segmentación automática.

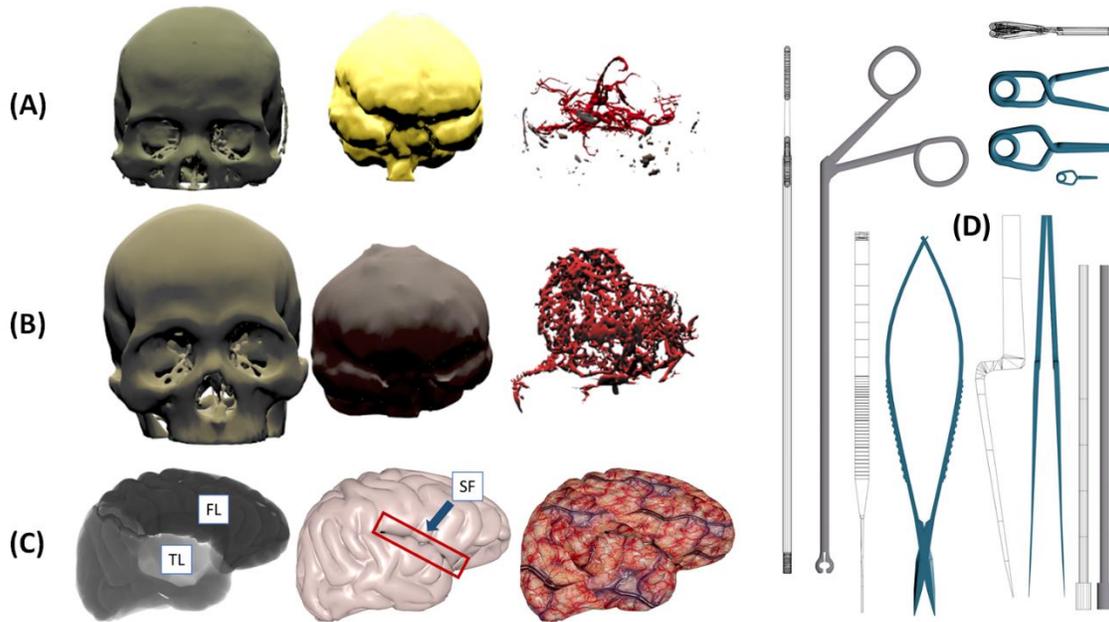


Figura 10. Modelos 3D anatómicos e instrumental (Teodoro-Vite et al., 2020). (A) Reconstrucción de un caso de una mujer de 67 años y (B) reconstrucción de un caso de un hombre de 57 años, ambos con diagnóstico de aneurisma cerebral. (C) Despliegue de malla de la subdivisión del hemisferio derecho del cerebro, se resaltan el lóbulo frontal (FL) y el lóbulo temporal (TL), que definen la región del Valle Silvano (SF). (D) Herramientas virtuales.

Para mejorar la apariencia y la forma del modelo del cerebro, se reconstruyeron manualmente las secciones correspondientes a los lóbulos, teniendo como referencia un modelo de cerebro idealizado como se muestra en Figura 10C. Este modelo se descompuso en dos regiones anatómicas delimitadas por la referencia del Valle Silvano para tener bien definidos los lóbulos frontal y temporal.

Las herramientas virtuales (Figura 10D) fueron modeladas usando el software *Blender* de acuerdo con las hojas de especificaciones de los fabricantes. Los instrumentos quirúrgicos considerados para los escenarios principales fueron: clip, aplicador de clip, aspirador y coagulador bipolar. Otras herramientas diseñadas fueron: micro disector, pinzas de retracción y micro tijeras.

2.3 Modelado biomecánico

Los modelos biomecánicos tienen como objetivo proporcionar un comportamiento realista de los tejidos durante la simulación. Los modelos geométricos, por lo tanto, dejan de ser meramente estáticos y las representaciones visuales pasan a formar parte de un conjunto de interacciones complejas entre instrumentos virtuales y estructuras anatómicas. Esta interacción combina las propiedades del material físico con modelos matemáticos que se resuelven computacionalmente.

Los modelos biomecánicos se implementaron utilizando el motor de simulación SOFA (François Faure et al., 2012) (*Simulation Open Framework Architecture*) del *Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique* (INRIA), Francia, un kit de herramientas de software de simulación médica, con bibliotecas de software con algoritmos robustos y eficientes para el modelado de tejidos, estructuras vasculares y su visualización con el estándar *OpenGL*. Como otros motores comerciales de simulación por computadora basados en física, como *NVIDIA Flex* (Bender et al., 2014; Macklin et al., 2014) utilizados en simuladores quirúrgicos como el de (Heredia-Pérez et al., 2019), SOFA tiene implementaciones en tiempo real paralelas utilizando optimizaciones por GPU (Allard et al., 2011), pero a diferencia de *Flex*, SOFA incluye la posibilidad de combinar métodos heurísticos con enfoques geométricos tales como el método de masas-resortes (Duan et al., 2016) y, lo más importante, métodos basados en la biomecánica de los medios continuos de tejidos blandos como el método Masa-Tensor no lineal de (Picinbono et al., 2000) y métodos de elementos finitos (Morten Bro-Nielsen & Cotin, 1996).

El marco de trabajo del motor SOFA implementa el concepto de representación multi-modelo basado en gráficos de escena. Un gráfico de escena está compuesto por un número arbitrario de objetos (llamados componentes) que interactúan bajo un conjunto de restricciones y ecuaciones correspondientes a espacios bien definidos y que describen el comportamiento biomecánico, geométrico, visual y háptico para cada objeto en la escena virtual. Este esquema multimodal permite gestionar cada dominio de forma independiente, para posteriormente sincronizarlos mediante una operación llamada de "mapeo". Durante

un ciclo de simulación, se definen cuatro espacios principales: visualización, colisiones, comportamiento biomecánico e interacción háptica (Figura 11).

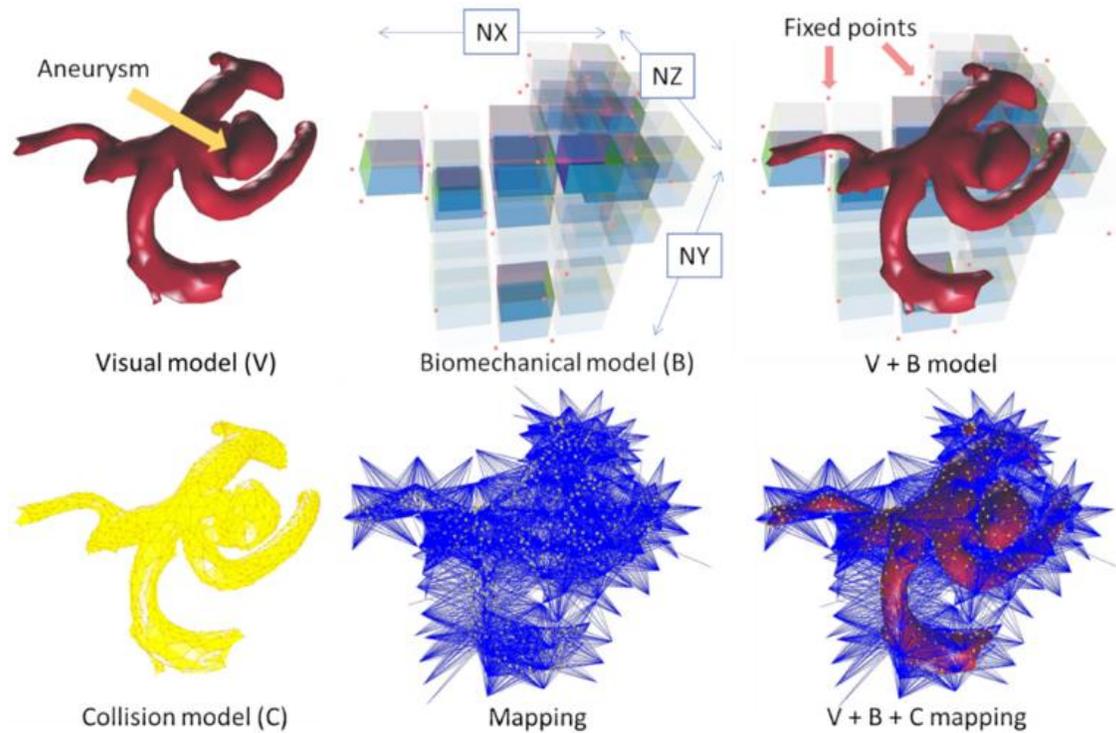


Figura 11. Representación multi-modelo de un aneurisma virtual usando el motor de simulación SOFA (Teodoro-Vite et al., 2020). El modelo estático visual es mapeado con los modelos de colisión y biomecánico para simular la deformación del tejido.

Un objeto físico en SOFA se describe típicamente usando tres modelos: un modelo interno con grados de libertad independientes, leyes constitutivas y conservación de masa, un modelo de colisión con geometrías de bajo nivel de detalle y un modelo visual con geometría de alto nivel de detalle, así como parámetros de renderizado. Cada uno de estos modelos puede configurarse de forma independiente y combinarse para ofrecer interacciones complejas, por ejemplo, para el emparejamiento o la articulación de dos objetos con distintas propiedades físicas. Gracias a estas características, el motor tiene un conjunto de métodos para la simulación de tres tipos de objetos: 1) fijos o estáticos, en el que ninguna fuerza o interacción afecta cinemática y dinámica del objeto (en sus vértices, triángulos, tetraedros, etc.); 2) objetos rígidos, que mantienen su forma antes de las

transformaciones de escala, rotación o traslación; y 3) objetos deformables, que cambian su configuración de forma dependiendo de las fuerzas que actúan sobre su frontera.

En este trabajo, las propiedades materiales del cráneo se modelan como un objeto rígido, mientras que el cerebro y las estructuras vasculares como cuerpos deformables. La simulación del flujo sanguíneo en las arterias no se consideró por los alcances de la investigación, sin embargo, es posible recurrir al método de Hidrodinámica de Partículas Suavizadas (Liu & Liu, 2003) (SPH, por sus siglas en inglés) para su representación. Se usó un método rápido de deformación libre de forma en una combinación con un método de elementos finitos para simular el comportamiento deformable de los tejidos blandos del cerebro y el aneurisma cerebral.

2.3.1 El método FFD-FEM

El método rápido de deformación libre de forma o *Fast Free Deformation* (FFD) (Sederberg & Parry, 1986) establece un dominio delimitado por el espacio que encierra un objeto de geometría arbitraria. Cada elemento, puntos, líneas, triángulos o polígonos, en el espacio geométrico se asocia con un espacio regular de hexaedros o tetraedros; sobre el que actúa un modelo de deformación (masas y resortes, masa-tensor, elemento finito, volumen finito, etc.). Esta subdivisión del espacio en elementos de volumen se realiza de manera uniforme o no uniforme, aunque para que una simulación sea fluida en tiempo real se prefiere trabajar en un espacio uniforme. Por ejemplo, un objeto definido por una superficie triangular puede encerrarse en un cubo con octantes que se dividen regularmente sobre los tres ejes coordenados, en la misma proporción o en proporciones distintas.

El método FFD se puede combinar con el método FEM para el cálculo de deformaciones; de hecho, la discretización corresponde al primer paso del espacio de descomposición en elementos finitos con formas de hexaedro o tetraedro. Las ecuaciones constitutivas para el objeto continuo se aproximan con respecto a cada elemento finito y se satisfacen a nivel de elemento (Zhang et al., 2018). Las ecuaciones individuales de los elementos finitos bajo cargas externas se ensamblan en grandes sistemas de ecuaciones que representan el comportamiento mecánico del tejido, en el que se calculan los

desplazamientos nodales. Finalmente, estos desplazamientos se mapean sobre la malla geométrica que representa la forma a detalle del objeto simulado.

El modelo FEM se ha empleado ampliamente en la literatura (M Bro-Nielsen, 1998; Morten Bro-Nielsen & Cotin, 1996) para simular la deformación realista de materiales elásticos, incluidas las propiedades dinámicas de los tejidos blandos. Su bien conocida formulación lagrangiana y derivada del análisis de elementos finitos se rige por la Ecuación 1.

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{D}\dot{\mathbf{u}} + \mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{f}_{ext} \quad (1)$$

donde \mathbf{M} es la matriz de masa, $\ddot{\mathbf{u}}$ es el vector de aceleración de la deformación, \mathbf{D} es el amortiguamiento, $\dot{\mathbf{u}}$ la velocidad de la deformación, \mathbf{K} la matriz de rigidez (definida en términos del módulo de Young y el radio de Poisson), \mathbf{u} el vector de deformación y \mathbf{f}_{ext} la suma de fuerzas externas que actúan sobre la frontera del objeto geométrico. Las propiedades biomecánicas del tejido, tales como el módulo de Young y el radio de Poisson, se pueden determinar a partir de mediciones experimentales e introducidas a la solución del sistema lineal mediante leyes paramétricas en la etapa de ensamblado de la matriz de rigidez.

Para entender el planteamiento de la Ecuación 1, se asume una relación lineal entre los componentes de esfuerzo (*stress* $\boldsymbol{\sigma}$) y deformación (*strain* $\boldsymbol{\varepsilon}$), para deformaciones infinitesimales. Por lo tanto, se puede establecer una relación del tipo:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{C}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (2)$$

donde \mathbf{C} es la matriz tangencial de la relación *strain-stress*, conocida como matriz material, la cual es constante a lo largo de toda la simulación. Para materiales isotrópicos y homogéneos, la matriz está determinada por los coeficientes de Lamè, λ y μ .

$$C = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (3)$$

El vector de deformación se relaciona con el desplazamiento \mathbf{u} mediante una función de forma \mathbf{B} :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{u} \quad (4)$$

Usando las relaciones (2) y (4), la energía $W_{strain}(\mathbf{u})$ debida a la deformación está dada por:

$$W_{strain}(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} dx = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} \mathbf{u} dx \quad (5)$$

donde Ω es el dominio espacial del objeto compuesto de puntos de posiciones \mathbf{x} .

Al discretizar el modelo, en un número finito de elementos Ω^e , la energía de (5) puede ser expresada como la suma de energías en cada elemento finito de la siguiente manera:

$$W_{strain}(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \sum_e \int_{\Omega^e} \mathbf{u}^{eT} \mathbf{B}^{eT} \mathbf{C} \mathbf{B}^e \mathbf{u}^e dx \quad (6)$$

donde:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^4 N_i^e(\mathbf{x}) \mathbf{u}_i^e$$

$$N_i^e(\mathbf{x}) = L_i = \frac{1}{6V^e} (a_i^e + b_i^e x + c_i^e y + d_i^e z), \quad i=1,2,3,4 \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ z_1 & z_2 & z_3 & z_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \\ L_4 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \\ L_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} a_1 & b_1 & c_1 & d_1 \\ a_2 & b_2 & c_2 & d_2 \\ a_3 & b_3 & c_3 & d_3 \\ a_4 & b_4 & c_4 & d_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$B^e = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_1 & 0 & 0 & b_2 & 0 & 0 & b_3 & 0 & 0 & b_4 & 0 & 0 \\ 0 & c_1 & 0 & 0 & c_2 & 0 & 0 & c_3 & 0 & 0 & c_4 & 0 \\ 0 & 0 & d_1 & 0 & 0 & d_2 & 0 & 0 & d_3 & 0 & 0 & d_4 \\ c_1 & b_1 & 0 & c_2 & b_2 & 0 & c_3 & b_3 & 0 & c_4 & b_4 & 0 \\ 0 & d_1 & c_1 & 0 & d_2 & c_2 & 0 & d_3 & c_3 & 0 & d_4 & c_4 \\ d_1 & 0 & b_1 & d_2 & 0 & b_2 & d_3 & 0 & b_3 & d_4 & 0 & b_4 \end{bmatrix}$$

donde V^e es el volumen del elemento y V es el volumen total del objeto.

La ecuación de equilibrio de cada elemento individual puede escribirse como:

$$\int_{\Omega^e} B^{eT} C B^e u^e dx = f^e \quad (8)$$

donde f^e es la fuerza discretizada para el elemento Ω^e .

Esta última ecuación puede ser reducida a la expresión:

$$K^e u^e = f^e \quad (9)$$

$$K^e = \int_{\Omega^e} B^{eT} C B^e dx = B^{eT} C B^e V^e \quad (10)$$

Al ensamblar todos los elementos de la Ecuación (9), llegamos al sistema lineal que gobierna el estado de equilibrio del objeto mediante la ecuación:

$$K u = f \quad (11)$$

que corresponde a la parte derecha de la Ecuación 1. El tamaño de la matriz K es de $3n \times 3n$, u es el vector de desplazamiento global de tamaño $3n \times 1$, y f es la matriz de fuerza global de tamaño $3n \times 1$, donde n es el número de nodos en el sistema. Para resolver este sistema lineal se emplea el método de gradiente conjugado.

Asumiendo masas uniformes por elemento, el cálculo de las matrices de masa y amortiguamiento de la Ecuación 1 pueden formularse como:

$$M_{ii}^e = \frac{1}{3} \rho V^e \quad (12)$$

$$D_{ii}^e = \alpha M_{ii}^e \quad (13)$$

donde ρ es la densidad de masa del objeto y α es un factor de escala.

Para resolver el sistema dinámico se emplean esquemas de integración de Euler explícito, el cual ofrece la ventaja de no invertir la matriz de rigidez, permitiendo partir la

ecuación global en ecuaciones independientes para cada nodo de la malla. La simplificación queda dada por:

$$\frac{M}{\Delta t^2} [u(t + \Delta t) - 2u(t) + u(t - \Delta t)] + \frac{D}{2\Delta t} [u(t + \Delta t) - u(t - \Delta t)] + Ku(t) = f(t) \quad (14)$$

$$u(t + \Delta t) = \left(\frac{M}{\Delta t^2} + \frac{D}{2\Delta t} \right)^{-1} \cdot \left[2 \frac{M}{\Delta t^2} u(t) - \left(\frac{M}{\Delta t^2} - \frac{D}{2\Delta t} \right) u(t - \Delta t) - Ku(t) + f(t) \right] \quad (15)$$

Las variantes del método FEM, como el co-rotacional (Georgii & Westermann, 2008), toman en cuenta las fuerzas de torque y otros tipos de fuerzas en la frontera del objeto para simular tracción y fricción. Recientemente los métodos no lineales (Picinbono et al., 2003) y totalmente lagrangianos (Miller et al., 2010) (TLED) también han mostrado ser viables para la simulación de tejido en tiempo real.

2.3.2 *Parámetros biomecánicos del tejido*

Para obtener los parámetros biomecánicos del tejido, se diseñó una configuración experimental con SOFA, consistente en la flexión por gravedad de una barra con propiedades elásticas: radio de Poisson 0.45 y módulo de Young 2100 [Pa]. Se probó la estabilidad de la simulación usando 5 métodos de solución distintos: Masas y resortes, FEM para pequeñas deformaciones, FEM para grandes deformaciones, FEM-No lineal optimizado y Co-rotacional (Figura 12).

El experimento mostró que el método no lineal provoca un aumento del volumen del objeto de manera considerable, lo cual era de esperarse dado que el planteamiento del modelo lineal se aplica a pequeñas deformaciones (aproximadamente del 10%), mientras que los otros modelos se mantuvieron estables al aplicar fuerza de gravedad al sistema. No así, el método de masas y resortes, el cual resultó en inestabilidades de forma al aplicar una fuerza externa en una dirección arbitraria. De los métodos restantes (4, 5 y 6 en la Figura 12), a simple vista no mostraron grandes inestabilidades al aplicar fuerzas externas en la frontera.

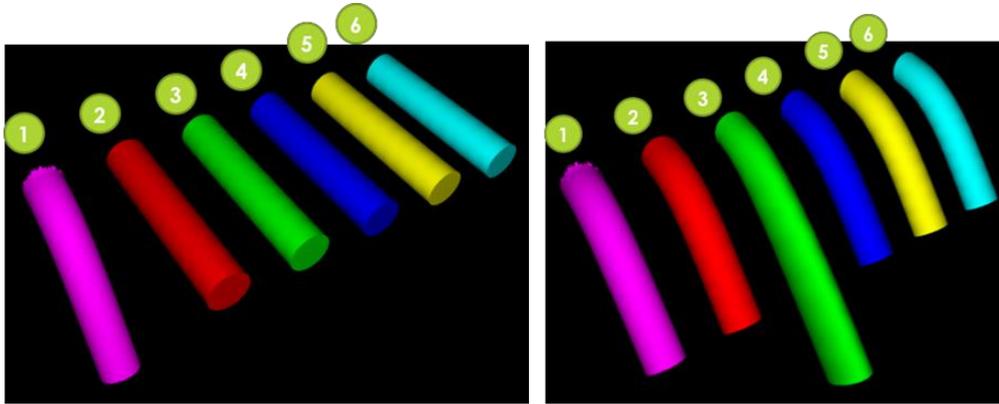


Figura 12. Pruebas de deformación virtual empleando diferentes métodos de simulación: 1) modelo de referencia tomado del escaneo 3D de una barra con propiedades biomecánicas radio de Poisson 0.45 y módulo de Young 2100 [Pa] en estado de deformación por gravedad, 2) deformación usando el método de masas y resortes, 3) deformación usando el método FEM para pequeñas deformaciones ($\Delta\varepsilon < 30\%$), 4) deformación usando FEM para grandes deformaciones ($\Delta\varepsilon > 30\%$), 5) deformación usando FEM-No Lineal Optimizado (SVD) y 6) deformación usando el método Co-rotacional (FEM polar - torque).

Con la información anterior, se realizaron pruebas de deformación del modelo del cerebro en la región del valle Silviano usando interacción con el ratón y aplicando una fuerza variable en diferentes direcciones, simulando un abordaje microquirúrgico, como se muestra en la Figura 13. Las pruebas mostraron mayor fluidez de la simulación en tiempo real al usar los métodos FEM para grandes deformaciones y co-rotacional.

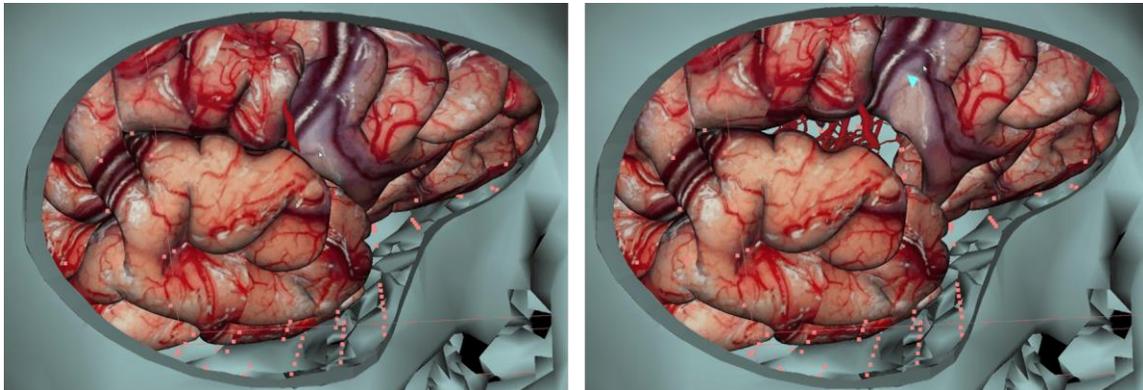


Figura 13. Pruebas de deformación para la simulación del abordaje microquirúrgico a través del Valle Silviano. A la izquierda, simulación de Valle Silviano cerrado, a la derecha, separación del lóbulo frontal para exponer las vascularidades internas.

Se realizaron pruebas de deformación de un modelo de vascularidades ubicadas con el mismo método FFD-FEM para grandes deformaciones, con una discretización del espacio

de 10x10x10 unidades de hexaedros, con un *solver* numérico Euler-explicito, gradiente conjugado como método de solución del sistema matricial y masa uniforme (Figura 14). Estos modelos se integraron con el dispositivo háptico para probar la respuesta táctil en la manipulación de vascularidades.

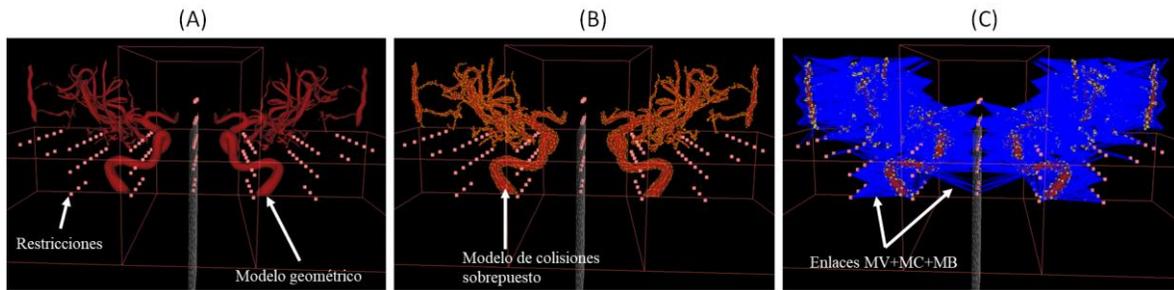


Figura 14. Visualización de vascularidades con puntos fijos en sus diferentes modos, (A) MV: modelo visual o geométrico en color rojo; (B) MC: modelo de colisiones para la interacción con el dispositivo háptico; y (C) mapeo en azul de espacios para integrar la biomecánica del tejido deformable (MV+MC+MB – Modelo Biomecánico).

Al integrar el dispositivo háptico con los modelos de cerebro y vascularidades, la simulación mostró mejor fluidez visual con el método FFD-FEM para grandes deformaciones, por lo que se decidió emplear esta configuración para las pruebas de interacción con tejidos para el escenario virtual del procedimiento de reparación de aneurismas cerebrales. Las propiedades de comportamiento biomecánico del tejido finalmente empleadas para las principales estructuras anatómicas pueden encontrarse en la Tabla 1, los cuales corresponden a los valores de deformación reportados por (Dequidt et al., 2015; Miga et al., 2000; Nesme et al., 2005).

El dominio espacial para modelos virtuales rígidos y deformables que utilizan el enfoque FFD-FEM se definió discretizando una caja envolvente de la malla en 6x6x6 hexaedros para la geometría del aneurisma y 4x4x4 hexaedros para cada lóbulo cerebral (frontal y temporal), un *solver* numérico implícito de Euler y gradiente conjugado (CG) para resolver el sistema lineal.

Tabla 1. Parámetros biomecánicos para objetos rígidos y deformables para los escenarios de exploración microquirúrgica y clipaje. La rigidez y masa de Rayleigh es usada para resolver el factor de amortiguamiento clásico de Rayleigh, dado por la relación $C = \mu Id + \lambda K$.

Modelo virtual	Rayleigh stiffness (λ)	Masa de Rayleigh (μ)	Masa (Kg)	Módulo de Young E [Pa]	Radio de Poisson (ν)	Mapeo
Lóbulo frontal	1	0.03	0.5	2100	0.45	Baricéntrico
Lóbulo temporal	1	0.03	0.5	2100	0.45	Baricéntrico
Aneurisma	1	0.03	0.01	1M	0.45	Baricéntrico
Aspirador	0.05	1.0	0.1	-	-	Rígido
Aplicador de clips	0.05	1.0	0.1	-	-	Rígido
Clip	0.05	1.0	0.05	-	-	Rígido

2.4 Esquema de retroalimentación háptica

Los dispositivos hápticos y el software de simulación por computadora se sincronizan mediante un esquema de acoplamiento virtual, como se muestra en la Figura 15. Los dos dispositivos hápticos son responsables de enviar su posición (3-DoF) y ángulos (3-DoF) a la simulación en dos pasos. Primero, las posiciones virtuales se asignan en las herramientas virtuales para verificar la interacción de los instrumentos con los órganos virtuales; si se detecta una colisión, se prueba la relación de contacto entre los modelos virtuales, distinguiendo los contactos rígido-rígido, rígido-deformable y deformable-deformable. En un segundo paso, las herramientas virtuales se acoplan a la deformación y la interacción con tejidos rígidos para evitar desfases en la posición aparente en pantalla. El esquema de acoplamiento también es necesario para sincronizar el intercambio de datos en dos frecuencias diferentes, 30 Hz para visualización y 1 kHz para retroalimentación táctil, evitando retrasos en la retroalimentación háptica. Finalmente se tomó en cuenta el problema de complementariedad lineal (LCP) sobre la retroalimentación de fuerza, relacionada con la estabilidad de la deformación cuando se consideran restricciones en determinados puntos (puntos fijos) en los modelos deformables, además para poder incluir el efecto de la incorporación de membranas entre los lóbulos cerebrales.

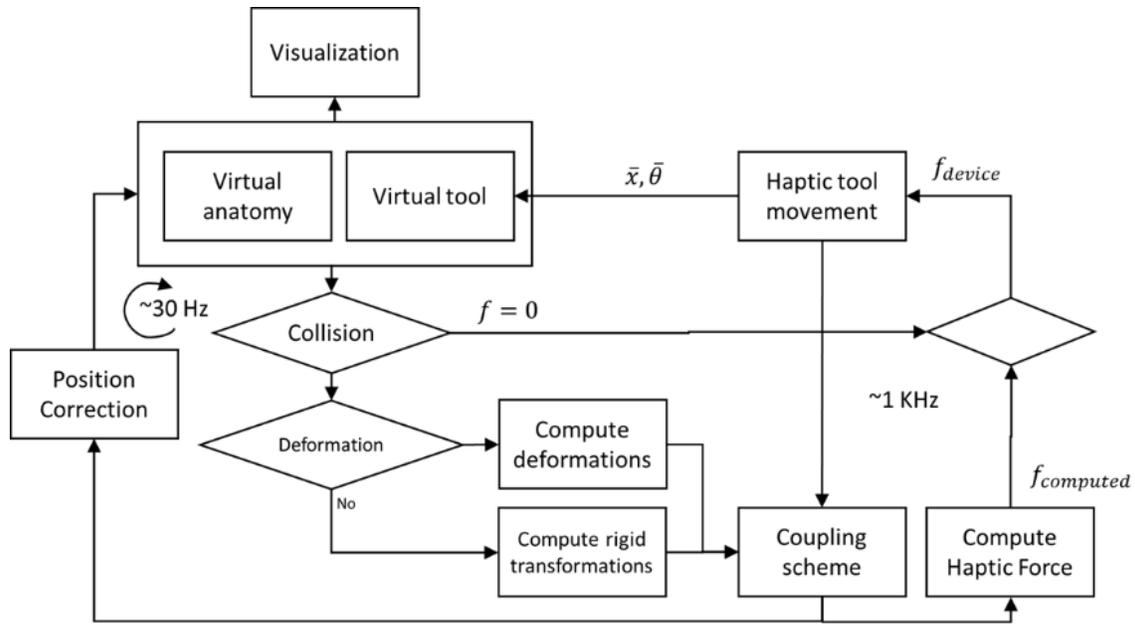


Figura 15. Ciclo de simulación visual y háptico, incluyendo el mecanismo de acoplamiento virtual para sincronizar las frecuencias visual a 30 [Hz] y háptica a 1 [kHz] (Teodoro-Vite et al., 2020).

Las colisiones se configuraron como respuesta de contacto por fricción con una distancia de alarma mínima local de 0.03 mm y una distancia de contacto de 0.05 mm, verificando la detección entre bordes, vértices y caras de la superficie de los objetos. Se aplicó mapeo rígido para herramientas virtuales y mapeo baricéntrico para tejidos deformables. Finalmente, el parámetro de rigidez de los tejidos blandos se ajustó manualmente con la opinión de un neurocirujano experto para lograr una percepción táctil adecuada.

2.5 Integración de la configuración

Para establecer un espacio de referencia físico en la estación de trabajo del simulador, se definió un área operativa de 20x20 cm, suficiente espacio para el manejo de los brazos de cada dispositivo háptico, como se muestra en la Figura 16. Se utilizaron dos dispositivos de la marca Omni® Phantom para simular los instrumentos quirúrgicos, uno posicionado a la izquierda para mapear los movimientos y fuerzas aplicadas por un instrumento retractor de tejido y otro a la derecha para mapear los movimientos y fuerzas ejercidos por un aplicador de clips virtual. El modelo de cráneo virtual del hombre, reconstruido a partir de

la angio-TAC, se tomó y registró con respecto a un modelo físico del cráneo para hacerlo corresponder con la angulación correcta de 20 grados desde el plano vertical. La angulación en el modelo físico se estableció utilizando la cabeza física y el cabezal de Mayfield de la estación de simulación.

Se realizó el registro entre el espacio físico y el espacio virtual, marcando cuatro puntos en el cráneo físico, y se hicieron corresponder con las mismas posiciones en el cráneo virtual utilizando uno de los dispositivos hápticos. La ruta de la craneotomía se marcó en el cráneo físico y se siguió con el dispositivo háptico para obtener una trayectoria proyectada en el modelo de cráneo virtual. Con esta trayectoria, se generó un objeto extruido en dirección normal de la superficie de la geometría del cráneo virtual. Se utilizó una operación booleana de diferencia entre la trayectoria extruida y el cráneo para formar un trépano, simulando el agujero de una craneotomía. Finalmente, bajo la supervisión de un neurocirujano experto, se eliminó el colgajo marcado en el cráneo físico y del cráneo virtual.

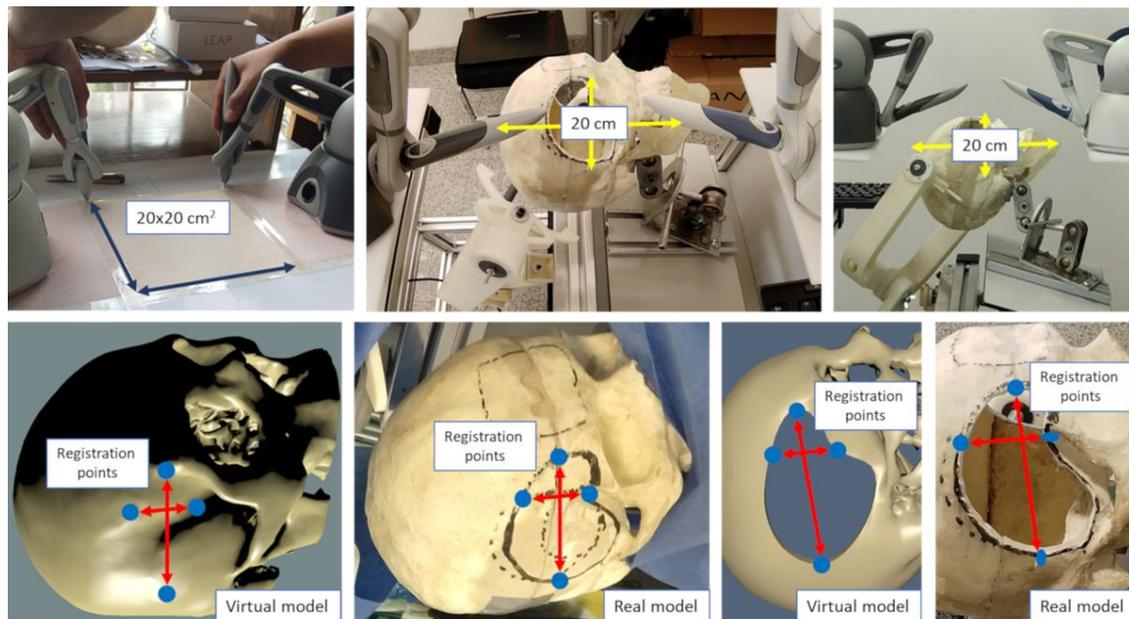


Figura 16. Espacio de referencia real dentro del maniquí que representa el cráneo de un paciente real montado en la estación de simulación. Arriba, se define el tamaño del espacio de trabajo con una precisión milimétrica, haciéndolo correspondiente con las dimensiones del cráneo físico. Abajo, registro entre los modelos físico y virtual, para establecer el hueco que representa la craneotomía de referencia (Teodoro-Vite et al., 2020).

Dados los puntos correspondientes entre los espacios físico y virtual, las geometrías de la piel, cerebro, vascularizaciones y herramientas se alinearon con la misma transformación de rotación, escala y traslación, para crear una escena gráfica completa. Los efectos visuales tales como materiales, texturas y efectos de iluminación se aplicaron con *OpenGL* para la visualización final. Es importante resaltar que la textura aplicada corresponde a una toma obtenida de una cirugía real, pre-procesada y proyectada en la superficie del cerebro virtual. Para lograr una vista realista de la escena microquirúrgica, se agregaron una sábana quirúrgica y sujetadores sobre la piel para simular la exposición de del hemisferio cerebral derecho, los lóbulos frontales y temporales.

3. EXPERIMENTOS

3.1 Objetivo del estudio

El objetivo de estudio fue evaluar la usabilidad, fiabilidad y aceptación del sistema propuesto. Se establecieron diferentes escenarios simulados con realidad virtual y referencias anatómicas físicas en la estación híbrida, para investigar su relación en el entrenamiento de procedimientos de reparación de aneurismas cerebrales. Dos condiciones experimentales fueron tomadas como configuraciones estándar: 1) clipaje simple de un aneurisma cerebral aislado, localizado en la región de la arteria comunicante posterior (SCC, *Simple Clipping Task Condition*) y 2) abordaje microquirúrgico en la región del Valle Silvano (ECC, *Exploration & Clipping Task Condition*). Para ambas condiciones, tejidos blandos fueron simulados computacionalmente, combinando la interacción de herramientas virtuales con los algoritmos dinámicos para el cálculo de deformaciones en tiempo real.

Dos criterios de interés para la fiabilidad del sistema fueron investigados:

- a) Diferencias en la destreza manual para la manipulación de herramientas quirúrgicas virtuales y su interacción con los tejidos suaves para las condiciones SCC y ECC. En el caso del clipaje simple, se definieron tareas ambidiestras para condiciones de posición y orientación del modelo anatómico virtual.
- b) Diferencias en el rendimiento y métricas objetivas de interacción entre dos grupos de participantes: neurocirujanos y residentes, durante la ejecución de gestos quirúrgicos en el abordaje microquirúrgico con y sin la simulación de visión del microscopio.

Para el criterio de aceptación, métricas subjetivas y de apreciación fueron definidas. Cada una de estas métricas se concentraron en la evaluación de tres aspectos: usabilidad, dificultad para completar cada tarea y realismo general de los aspectos visuales y táctiles de la simulación.

3.2 Participantes

Doce cirujanos del Servicio de Neurología y Neurocirugía del Hospital General de México (HGM), “Dr. Eduardo Liceaga”, fueron invitados a participar en el estudio. Los participantes se dividieron en dos grupos: seis neurocirujanos (referidos también como expertos) y seis cirujanos residentes (referidos también como novatos o practicantes), con poca o nula experiencia asistiendo intervenciones microquirúrgicas de aneurismas cerebrales. Todos ellos reportaron ser predominantemente diestros y dieron su consentimiento para participar en el estudio. En el Apéndice A se documenta el formato de consentimiento informado proporcionado a cada uno de los participantes y aprobado por el Comité de Ética del HGM.

3.3 Procedimiento experimental

El plan de pruebas se programó en sesiones individuales de 40-60 minutos aproximadamente por cada uno de los participantes, probando cuatro diferentes escenarios correspondientes a dos configuraciones de clipaje por cada una de las condiciones experimentales (SCC y ECC). Los primeros dos escenarios con condición SCC incluyeron la tarea de clipaje bimanual simple de un aneurisma en la región de la arteria comunicante posterior sin la tarea de navegación a través de la región del Valle Silvano, y sin visualización de campo con casco de realidad virtual; el aneurisma se presentó en dos configuraciones, variando la posición y el ángulo, con el objetivo de establecer dos niveles de complejidad: domo del aneurisma visible y domo del aneurisma no visible (Figura 17). Cada variante en la pose del aneurisma se diseñó para hacer más accesible (en el primer caso) y más complejo (en el segundo caso) el acceso a la región del cuello.

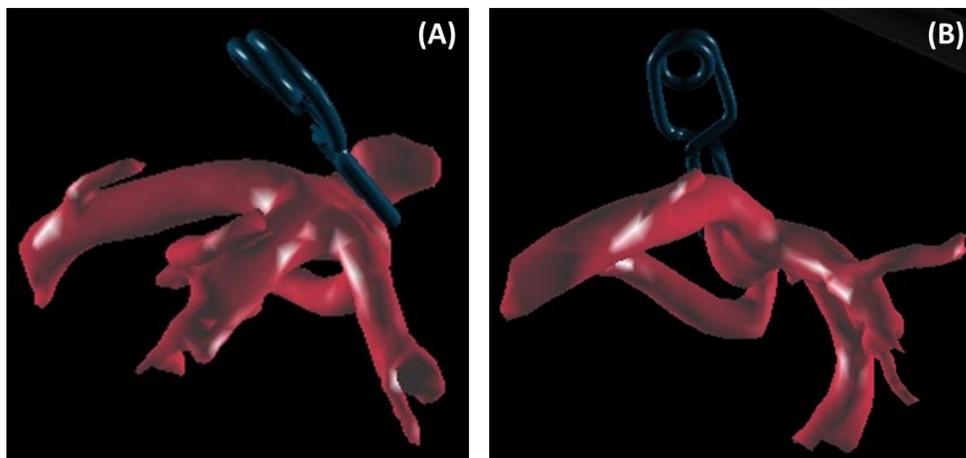


Figura 17. Configuración experimental de dos escenarios simulados, variando la posición y orientación del modelo anatómico del aneurisma virtual. (A) Clipaje de aneurisma de complejidad media, con campo de visión completo. (B) Clipaje de aneurisma de complejidad alta, con campo de visión limitado.

Los siguientes dos escenarios con condición ECC consistieron en la combinación de técnicas de exploración microquirúrgica bimanual a través del valle Silvano usando un casco de realidad virtual (para simular la vista del microscopio), integrando la tarea de clipaje del aneurisma. Como en los primeros dos escenarios, se probaron dos poses distintas, como se muestra en la Figura 18.

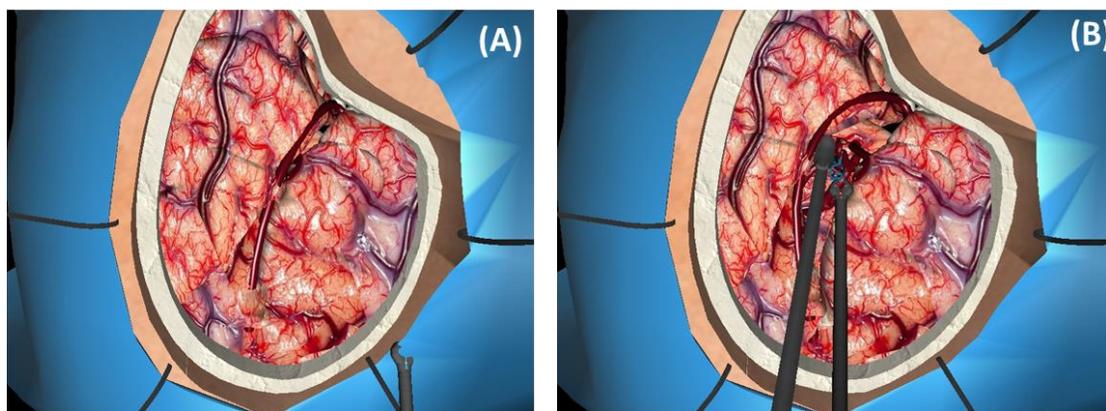


Figura 18. Configuración experimental de un escenario para el abordaje microquirúrgico bimanual a través del Valle Silvano, integrado a la acción de clipaje simple de un aneurisma cerebral. (A) Estado inicial. (B) Abordaje microquirúrgico virtual con acción de clipaje.

En todos los escenarios, el practicante fue entrenado para interactuar bimanualmente con los tejidos suaves desplegados visual y táctilmente. Las tareas

principales fueron: retracción del tejido cerebral para abrirse paso en la cavidad formada por los lóbulos frontal y temporal empleando un aplicador de clips y un aspirador virtuales. Los gestos relacionados a micro corte de membranas, así como la resección de tejido vascular circundante, no fueron considerados para esta investigación. Asimismo, la colocación y orientación del maniquí físico del cráneo fijo en la estación de simulación se preestableció por un neurocirujano experto usando la réplica del cabezal de Mayfield; permaneciendo esta configuración constante para todos los participantes.

El protocolo experimental por cada participante consistió en cuatro estados (Figura 19):

- 1) **Descripción del sistema:** Se le explicó verbalmente el espacio de trabajo, los componentes de la estación de simulación, el ambiente de realidad virtual, el uso de lentes de realidad virtual, el uso de dispositivos de retroalimentación táctil, la colocación del cabezal de Mayfield, la razón de una representación de un maniquí del cráneo como referencia, los propósitos de cada uno de los experimentos y los objetivos del estudio.
- 2) **Familiarización:** Se realizó una presentación y entrenamiento del uso del simulador con un modelo de cráneo virtual de referencia. Se le pidió usar dos robots de retroalimentación táctil para que identificara las zonas de interacción e identificara las dimensiones del espacio de trabajo. Se le pidió que tocara algunos puntos en el cráneo y reconociera los instrumentos quirúrgicos a emplear durante la simulación. Posteriormente se le colocó un casco de realidad virtual para que se familiarizara con la visión de profundidad.
- 3) **Tareas de clipaje y exploración microquirúrgica:** Se le pidió al participante usar un banco quirúrgico y colocarse en posición lateral derecha en dirección al cráneo de referencia. Se le aplicaron en total cuatro pruebas de clipaje y dos de exploración microquirúrgica, en las cuales sostuvo los instrumentos quirúrgicos para tocar virtualmente las estructuras vasculares y los lóbulos cerebrales simulados por computadora. Para las acciones de clipaje se le pidió presionar un botón para realizar una acción de apertura de un clip virtual y colocarlo en la región del cuello del

aneurisma. Entre cada experimento se le permitió un descanso de 2 minutos para relajar los músculos de las manos y la vista.

- 4) **Evaluación del sistema:** Se le proporcionó un cuestionario de evaluación, donde se le pidió llenar de manera clara y concisa su opinión con respecto a la experiencia con cada uno de los escenarios.



Figura 19. Estados experimentales del protocolo de validación del simulador de reparación de aneurismas cerebrales. A la izquierda, descripción del sistema a un neurocirujano experto. Al centro, configuración experimental usada para que cada participante se familiarizara con los espacios de trabajo del simulador. A la derecha, un experto ejecutando tareas de exploración y clipaje. Al final de estas tareas, un cuestionario de opinión fue aplicado.

3.4 Condiciones experimentales

Con la meta de investigar el efecto de la destreza manual durante las tareas de exploración microquirúrgica, y las diferencias del desempeño en el abordaje del aneurisma mediante métricas objetivas entre los grupos de expertos y novatos, cada una de las condiciones experimentales (SCC y ECC) se diseñaron considerando elementos individuales para cada escenario, como se detalla a continuación.

3.4.1 Simple Clipping Task Condition (SCC)

Dos modelos de aneurismas cerebrales localizados en la región de la arteria comunicante posterior fueron seleccionados a partir de estudios de CTA de pacientes con

diagnóstico de aneurisma cerebral en un estado no hemorrágico. Cada modelo geométrico fue aislado del resto de las estructuras vasculares y dividido en tres subregiones: base, cuello y domo, como se muestra en la Figura 20.

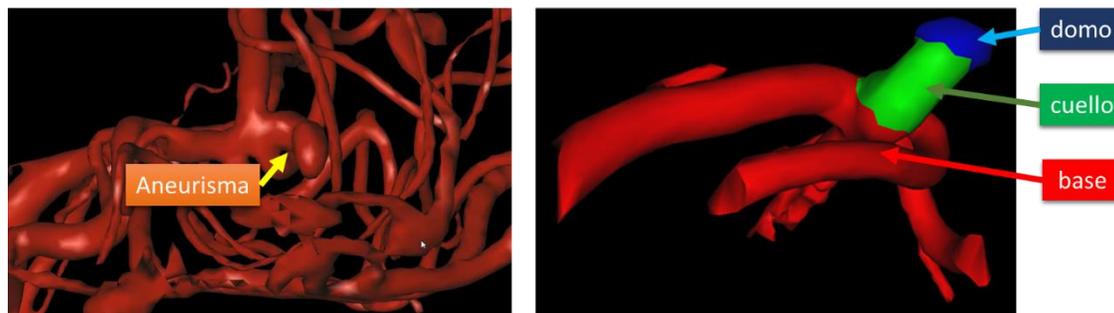


Figura 20. Reconstrucción de estructuras vasculares a partir de imágenes de CTA. A la izquierda, modelo vascular del hemisferio derecho con presencia de aneurisma en la región de la arteria comunicante posterior. A la derecha, subdivisión del aneurisma en regiones: domo, cuello y base.

Mediante un dispositivo háptico, se mapearon los movimientos cinemáticos de la punta para definir un espacio físico de trabajo de 5 [cm] x 5 [cm] x 5 [cm], el cual se registró con el espacio virtual.

La regla de la condición SCC consistió en la manipulación del dispositivo háptico para controlar un aplicador de clips virtual, con un clip de metal en la punta, guiándolo espacialmente hasta el aneurisma, desde un punto inicial hasta el cuello del aneurisma. Los estados de error estuvieron dados por: la manipulación del aplicador de clips o el propio clip en las cercanías del domo y el clipaje incompleto o fuera de la región del cuello. La definición de retos y acciones asociados a las reglas se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2. Definición de retos y acciones asociados a las reglas de la condición experimental SCC.

Reto	Acción
Definir la trayectoria de clipaje con mano derecha/izquierda	Identificar regiones del aneurisma y trazar una trayectoria imaginaria desde el punto de partida al punto de aplicación del clip
Abordar el aneurisma sin tocar el domo o las regiones circundantes	Ejecutar movimientos suaves y angular el aplicador de clips 90 grados con respecto al eje axial del cuerpo del aneurisma
Soltar el clip en la región del cuello del aneurisma	Mantener la posición de estrangulamiento del cuello del aneurisma y retirar el aplicador

3.4.2 Exploration & Clipping Task Condition (ECC)

Para esta condición, se consideró un entorno integrado por la condición SCC aumentado con la presencia de las estructuras anatómicas: cráneo, hemisferio derecho del cerebro (dividido en lóbulo frontal y lóbulo temporal), arteria cerebral media en la entrada del Valle Silvano hasta la bifurcación de la arteria comunicante posterior, donde se localizó el aneurisma cerebral. Dos instrumentos quirúrgicos se seleccionaron para todo el procedimiento: 1) succionador, empleado para abrirse paso a través de los lóbulos usando la mano izquierda, y 2) el aplicador de clips, usado para el abordaje desde el punto de entrada hasta la estrangulación del aneurisma, con la mano derecha.

Al igual que la condición SCC, se definió un espacio de trabajo de 5 [cm] x 5 [cm] x 5 [cm]. Las reglas de la condición ECC fueron las mismas de la condición SCC más la localización del aneurisma tomando en cuenta las referencias anatómicas (cerebral media y Valle Silvano). Esta tarea de ubicación del aneurisma requirió que el participante decidiera la mejor vía de entrada en la región del Valle Silvano, manipulando el tejido cerebral y mantener la vía de acceso libre para la visibilidad del aneurisma y efectuar la acción de

clipaje. Los retos y acciones asociados a las reglas de esta condición se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Definición de retos y acciones asociados a las reglas de la condición experimental ECC.

Reto	Acción
Exploración	
Dado la descripción del caso: paciente con diagnóstico de aneurisma cerebral en la bifurcación de la arteria comunicante posterior derecha, decidir la mejor vía de acceso	Trazar una trayectoria imaginaria desde el punto de partida fuera del cráneo hasta la arteria comunicante posterior
Realizar un abordaje microquirúrgico usando los instrumentos virtuales para localizar y hacer visible el aneurisma, evitando atravesar el tejido	Deformar los lóbulos frontal y temporal con los instrumentos virtuales derecho e izquierdo hasta tener visibilidad del aneurisma
Mantener abierto el campo de visión de aneurisma para proceder al clipaje	Estabilizar los movimientos de los instrumentos quirúrgicos para proceder al clipaje
Clipaje simple	
Abordar el aneurisma sin tocar el domo o las regiones circundantes	Ejecutar movimientos suaves y angular el aplicador de clips 90 grados con respecto al eje axial del cuerpo del aneurisma
Soltar el clip en la región del cuello del aneurisma	Mantener la posición de estrangulamiento del cuello del aneurisma y retirar el aplicador

3.5 Definición de métricas cuantitativas

Para la ejecución de las pruebas, se monitorearon y almacenaron en tiempo real variables de interacción de tres aspectos principales: 1) movimientos y actividad del participante al manipular las herramientas virtuales y el clip, 2) interacciones mediante

detección de colisiones y deformación de tejido suave, y 3) seguimiento de las acciones acordes a los retos fijados.

Puntos estratégicos de las herramientas y modelos anatómicos fueron seleccionados para simplificar la tarea de almacenar en tiempo real la información dinámica generada. Para la condición SCC se monitorearon: punta del aplicador de clips, centroide del clip y del aneurisma, tres puntos en la base, tres puntos en el cuello y tres puntos en el domo. Para la condición ECC se monitorearon: punta del aplicador de clips, punta del aspirador, centroide del clip, aneurisma (tres puntos en la base, tres puntos en el cuello y tres puntos en el domo), lóbulo frontal (diez puntos) y lóbulo temporal (diez puntos).

Se definieron métricas cuantitativas para analizar posteriormente la habilidad e interacción observadas durante las sesiones de entrenamiento. Por cada uno de los puntos referidos, se almacenó a intervalos de 0.01 segundos: posición (para definir la trayectoria de los movimientos), velocidad, aceleración y suavidad (*jerk*), como medidas cinemáticas. Como medidas dinámicas se monitorearon los contactos entre los diferentes actores de la simulación (herramientas quirúrgicas y tejido suave), almacenando en intervalos de 0.01 segundos las magnitudes de las fuerzas aplicadas sobre los objetos deformables.

Relacionado a la información de interacción entre herramientas virtuales y tejidos suaves, un módulo generador de reportes se encargó de almacenar todo el conjunto de datos resultados de la sesión en formatos estándares para ser analizados posteriormente. En cada reporte se incluyó información de contactos y movimientos del grupo de puntos seleccionados, integrando las variables más representativas en medidas estadísticas como la media, desviación estándar y frecuencia de contactos sobre todo en los campos de deformación de tejidos suaves simulados.

Otras variables globales, como el tiempo total de la sesión, finalización completa o incompleta de las tareas, posición final del clip en el aneurisma, distancia del clip con respecto a la base, posición del clip con respecto al cuello, posición del clip con respecto al domo, ángulo del clip con respecto al eje axial del aneurisma fueron procesadas post experimento para las condiciones SCC y ECC.

3.6 Definición de métricas cualitativas

Para evaluar la aceptación del simulador híbrido con base en la opinión cualitativa de los participantes, a cada uno de ellos se les proporcionó un cuestionario al final de la sesión de entrenamiento. Este instrumento se diseñó para recolectar el nivel de confort y experiencia adquirida, sobre todo para la condición ECC. En la Tabla 4 se presentan las preguntas y criterios de clasificación para los factores de usabilidad, dificultad y realismo experimentados. Cada sentencia del cuestionario fue presentada en una escala estándar de Likert de 5 puntos, donde 1 indica desacuerdo total (*strongly disagree*), 3 una opinión neutral y 5 aceptación total (*strongly agree*). Un valor igual o mayor a 3.5 es considerado como una evaluación positiva.

Tabla 4. Preguntas del cuestionario original aplicado a cada participante para evaluar la usabilidad, dificultad de tareas y realismo del simulador, considerando las condiciones experimentales SCC y ECC (Teodoro-Vite et al., 2020).

ID	Pregunta	Etiqueta
Usabilidad		
Q1	La manipulación de las herramientas virtuales fue clara	Manipulación de herramientas
Q2	Los movimientos de las herramientas virtuales fueron precisos	Movimientos precisos
Q3	La interacción con el cerebro y las arterias fue intuitiva	Interacción intuitiva
Q4	La retroalimentación de fuerzas fue útil mientras tocabas el cerebro	Utilidad de retroalimentación de fuerzas
Dificultad		
Q5	La tarea de clipaje fue difícil de ejecutar	Clipaje de aneurisma
Q6	Fue difícil evitar el domo del aneurisma durante la colocación del clip	Evitar tocar el domo
Q7	Fue fácil alcanzar espacialmente el aneurisma durante la exploración	Alcance del aneurisma
Q8	Fue fácil retraer el tejido de los lóbulos cerebrales durante la tarea de exploración	Retracción del cerebro
Realismo		
Q9	La representación visual del cerebro y las arterias fue realista	Anatomía

Q10	El comportamiento de los tejidos suaves fue el deseado durante la interacción	Comportamiento del tejido suave
Q11	La retroalimentación háptica debida a las colisiones entre las herramientas y los tejidos suaves se sintió realista	Sensación táctil
Q12	La vista de la simulación fue muy similar a la vista del microscopio	Vista del microscopio

Doce preguntas fueron planteadas en total para evaluar tres aspectos de la percepción de los participantes:

- cuatro ítems para la usabilidad (manipulación de las herramientas, precisión de los movimientos, movimientos intuitivos y retroalimentación háptica),
- cuatro ítems para la dificultad (clipaje del aneurisma, evasión del aneurisma, alcanzar el aneurisma y retracción del tejido), y
- cuatro ítems para evaluar el realismo (referencias anatómicas, comportamiento del tejido blando, sensación táctil y vista del microscopio).

Para cada pregunta se cuestionó: Q1) la consistencia de los movimientos efectuados con el dispositivo háptico con respecto a los desplazamientos virtuales, Q2) la precisión de dichos movimientos para cumplir la meta de la tarea, Q3) qué tan intuitiva fue la interacción con los tejidos virtuales, sobre todo en la condición ECC, Q4) qué tan útil fue la retroalimentación háptica desplegada en los dispositivos para moverse en el ambiente virtual, Q5) qué tan difícil fue localizar el aneurisma y abordarlo en la región del cuello, Q6) qué tan difícil fue cumplir las reglas para evitar contactos con regiones sensibles del aneurisma, sobre todo los contactos con el domo, Q7) qué tan difícil fue realizar la acción de clipaje en la región del cuello y con la angulación correcta, Q8) qué tan difícil fue abrirse paso por los lóbulos cerebrales, retrayendo tejido sensible y que en una cirugía pudiera producir complicaciones o secuelas en el paciente, Q9) basado en su experiencia en quirófano, ya sea ejecutando el procedimiento (en el caso de expertos) o asistiendo (en el caso de residentes), qué tan realista fue la escena presentada, enfocándose en la descripción de la anatomía del cerebro y estructuras vasculares, Q10) qué tan realista fue el comportamiento del tejido blando simulado con respecto al real, Q11) qué tan realista fue la

sensación táctil usando los dispositivos hápticos con respecto a la consistencia real del tejido cerebral, y Q12) qué tan realista fue la visualización de la región de abordaje microquirúrgico usando el casco de realidad virtual.

4. RESULTADOS

Para asegurar el análisis completo de los datos recolectados de la experimentación con las condiciones SCC y ECC, se tomaron las siguientes consideraciones:

- Cuatro pruebas de clipaje simple se llevaron a cabo, tomando como referencia dos niveles de complejidad (C1-Visibilidad completa y C2-Visibilidad nula, dependiendo del campo de visión del aneurisma) por cada mano (R-Prueba con mano derecha, L-prueba con mano izquierda). Conjunto de datos por participante {C1R,C2R,C1L,C2L}. En total se realizaron 48 pruebas de tipo SCC (12 participantes x 4 escenarios). El resultado visual final de clipaje se muestra en la Figura 21 y la Figura 22.
- Dos pruebas de exploración y clipaje bimanual se llevaron a cabo, tomando como referencia dos niveles de inmersión (VR-Modo de despliegue con casco de realidad virtual y M-Modo de despliegue con monitor estándar). Conjunto de datos por participante {VR,M}. En total se realizaron 24 pruebas de tipo ECC (12 participantes x 2 escenarios). El resultado visual final de abordaje microquirúrgico se muestra en la Figura 23.

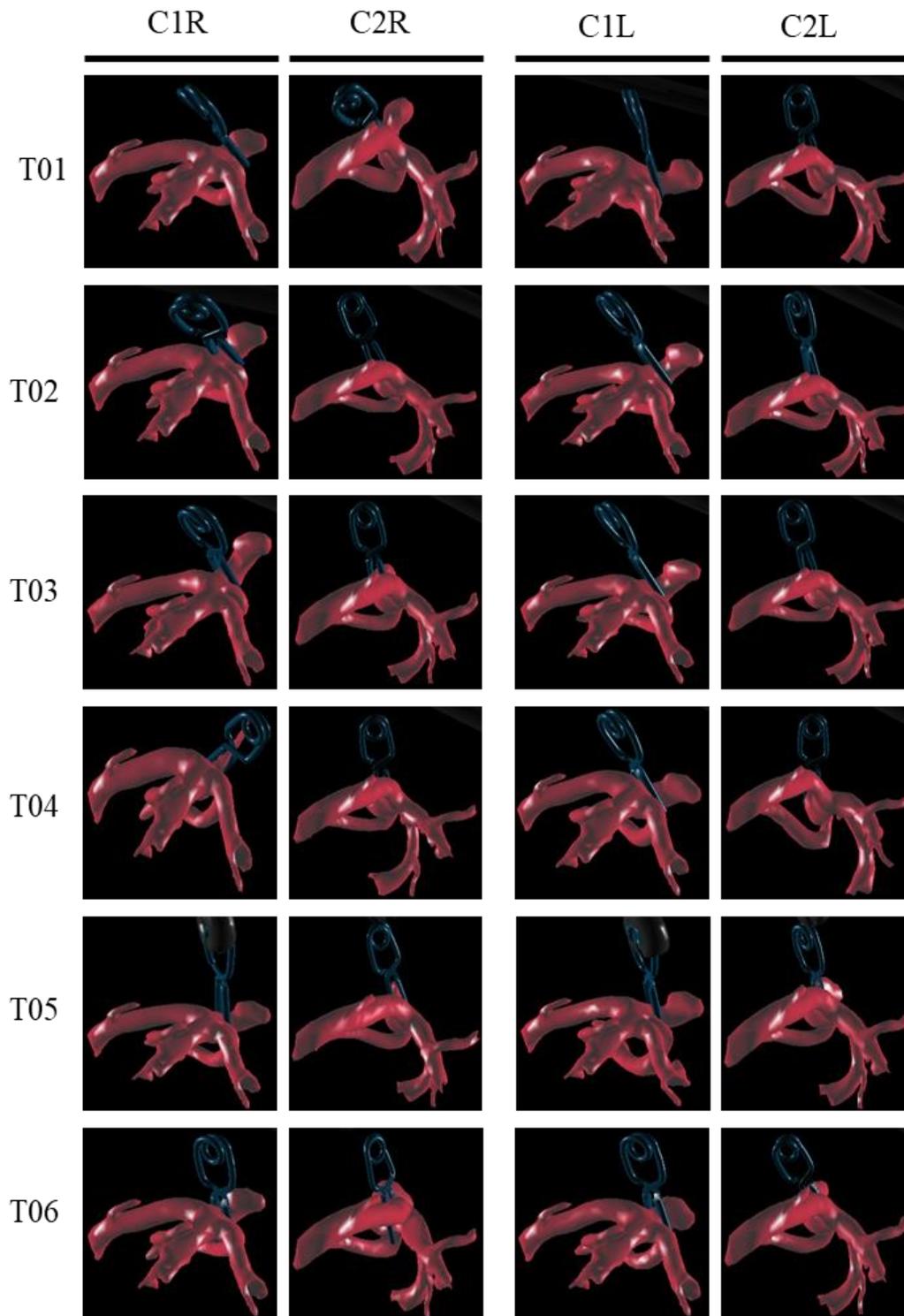


Figura 21. Pruebas de clipaje simple con mano derecha (R) y mano izquierda (L) para dos niveles de complejidad (C1 y C2).

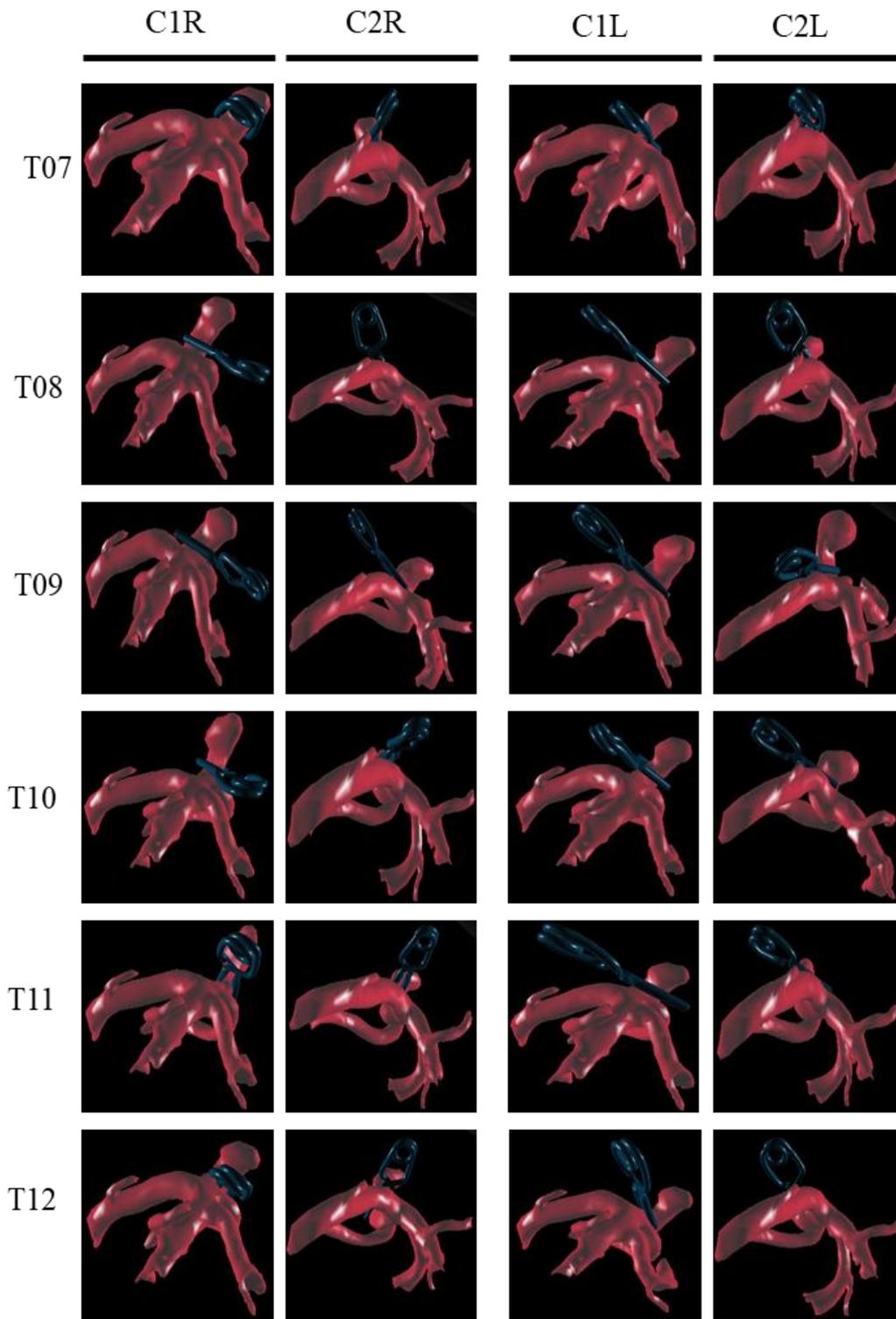


Figura 22. (Continuación) Pruebas de clipaje simple con mano derecha (R) y mano izquierda (L) para dos niveles de complejidad (C1 y C2).

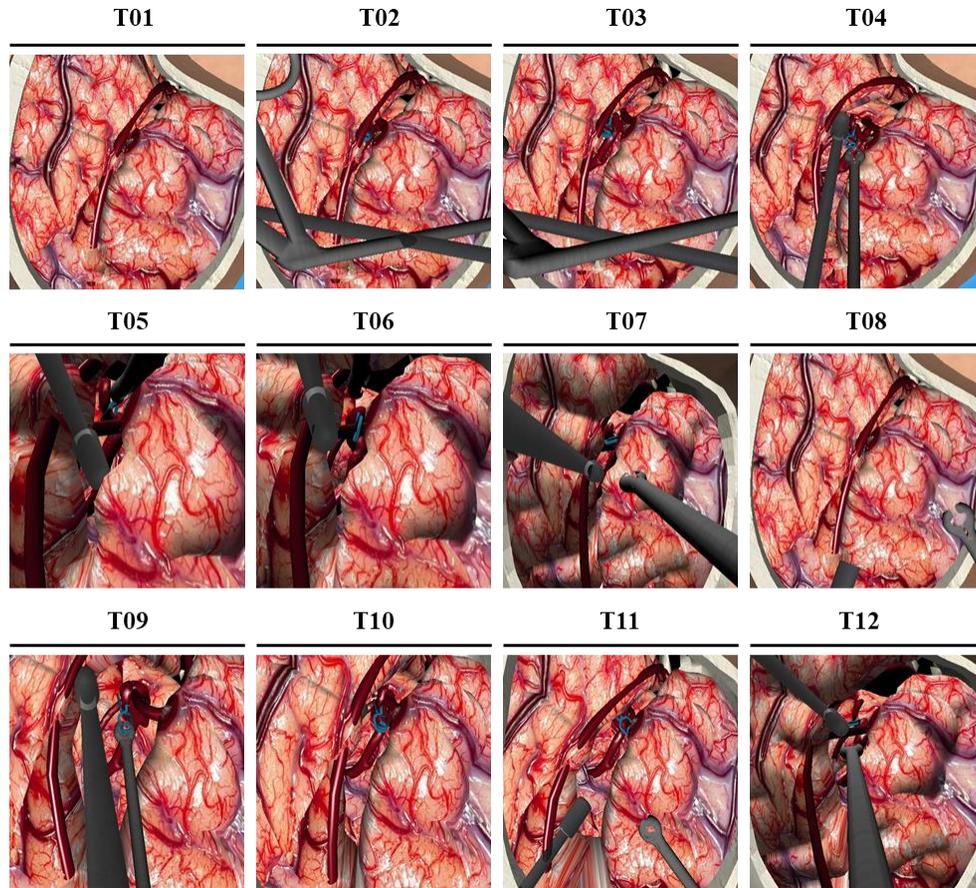


Figura 23. Pruebas de abordaje microquirúrgico bimanual para la condición ECC, con despliegue en caso de realidad virtual (VR Mode).

- Cada participante fue etiquetado de acuerdo con su nivel de experiencia en una escala de 1 a 7, donde 1-6 corresponden al grado de avance del residente en su programa de estudios (también conocido como R1-R6) y 7 el nivel del experto. La Tabla 5 muestra la clasificación para cada uno de los participantes.

Tabla 5. Clasificación de cada participante de acuerdo con su nivel de experiencia (E: Experto, N: Novato).

ID	Nivel	Tag	ID	Nivel	Tag	ID	Nivel	Tag
T01	7	E	T05	2	N	T09	7	E
T02	4	N	T06	2	N	T10	7	E
T03	2	N	T07	5	N	T11	7	E
T04	2	N	T08	7	E	T12	7	E

- Previo al análisis de resultados, los datos recolectados se graficaron para obtener una primera aproximación del desempeño entre grupos de expertos y novatos, éstas se han integrado en este trabajo en el Apéndice B. Posteriormente se aplicaron análisis estadísticos sobre: trayectorias, límites del área de trabajo (*bounding box*), tiempos para la ejecución de tareas, velocidad, aceleración y suavidad (*jerk*) de los movimientos, ángulos de colocación del clip y contactos con las diferentes regiones del aneurisma.

4.1. Medición de destrezas bajo las condiciones SCC vs ECC

Uno de los principales aspectos a investigar con el diseño experimental fue la posible diferencia entre la habilidad para ejecutar tareas de exploración y clipaje por parte de neurocirujanos expertos y novatos, de un caso de aneurisma cerebral. Como se muestra en la Figura 24, los gestos monitoreados de mano derecha y mano izquierda muestran patrones con diferencias marcadas, relacionadas a sus diferentes niveles de destreza en la manipulación de herramientas quirúrgicas virtuales. En general, el grupo de neurocirujanos expertos presentó movimientos menos regulares con ambas manos que los residentes, en un amplio rango de direcciones.

Para probar la hipótesis sobre la cual podría existir una posible relación entre la deformación del tejido cerebral y la exploración del Valle Silvano, así como la ausencia y presencia de lóbulos cerebrales para la tarea de clipaje, se probaron las condiciones experimentales SCC y ECC entre el grupo de expertos y novatos. Un análisis multivariante de la varianza o MANOVA (*Multivariate analysis of variance*) fue aplicado individualmente a las métricas monitoreadas durante cada sesión de entrenamiento, clasificándolas en: desempeño de la tarea (*task performance*) y desempeño cinemático (*kinematic performance*). Las métricas asociadas propiamente al desempeño de las tareas fueron: tiempo para ejecutar la tarea, angulación final de clip, distancia media del clip al cuello del aneurisma y distancia media del clip al domo del aneurisma. Los resultados de evaluar dichas métricas se muestran en la Tabla 6.

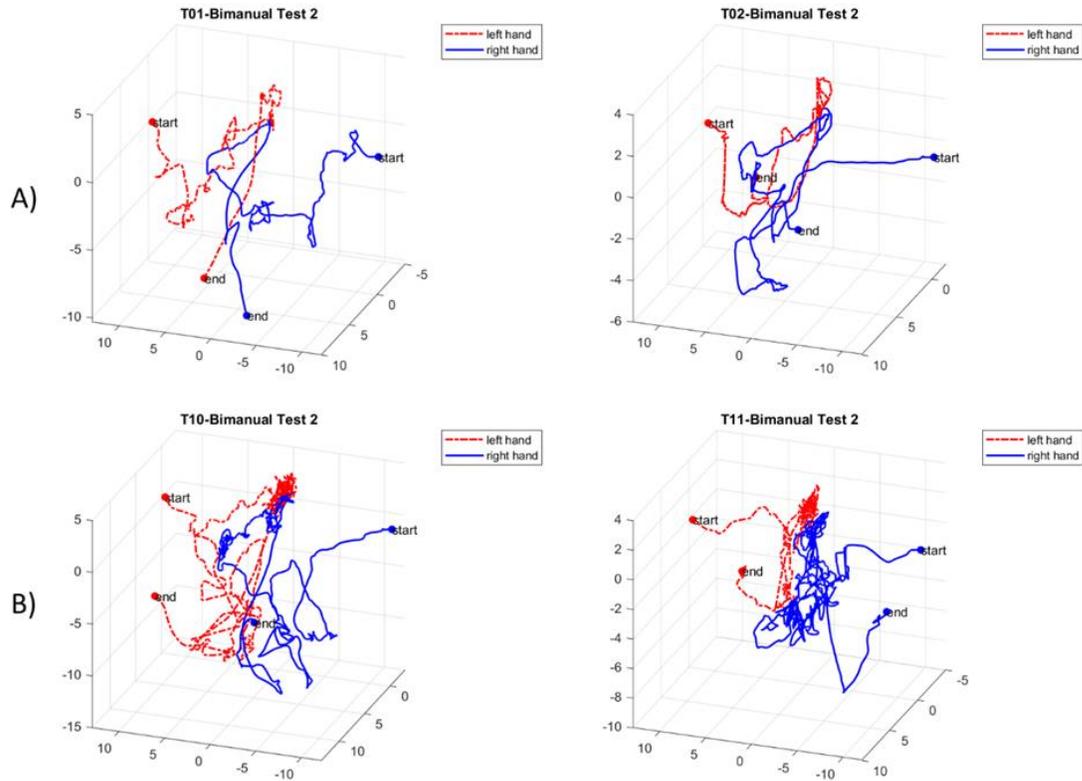


Figura 24. Trayectorias bimanuales registradas de cuatro participantes, al ejecutar las tareas de clipaje y retracción de tejido cerebral en la condición ECC. (A) Gestos de dos residentes novatos. (B) Gestos de dos neurocirujanos expertos (Teodoro-Vite et al., 2020).

Contrario a lo que se esperaba, el análisis MANOVA no reveló factor principal alguno sobre las condiciones de la tarea de clipaje simple (SCC) relacionadas al tiempo total de colocación del clip y su angulación con respecto al eje axial del aneurisma. Sin embargo, para las métricas de posición final del clip con respecto a las regiones del cuello y el domo del aneurisma, sí mostraron factores principales asociados a la precisión de la tarea de clipaje, con posiciones finales con respecto al cuello del aneurisma de $F(1,40)=52.117$ ($p<0.000001$) y del domo $F(1,40)=143.758$ ($p<0.000001$); ello indicó una alta precisión tanto para neurocirujanos experimentados como para residentes durante la condición ECC.

Tabla 6. Resultados de las tareas ejecutadas durante la localización y clipaje del aneurisma (Teodoro-Vite et al., 2020), así como la destreza de los gestos ejecutados al manipular el aplicador de clips virtual (mano derecha) por cada grupo de participantes, comparando las dos condiciones experimentales (con y sin la exploración del Valle Silvano).

	Condición de Clipaje Simple - SCC (Simple Clipping Condition)		Condición de Exploración y Clipaje - ECC (Brain Sylvian Fissure Exploration & Clipping)		P
	Residente	Neurocirujano experto	Residente	Neurocirujano experto	
Desempeño de la tarea					
Tiempo de la tarea [s]	38.18±28.53	27.26±16.92	29.66±13.47	34.77±23.59	NP
Ángulo del clip [°]	36.85±21.14	32.55±14.53	34.51±20.94	35.59±22.31	NP
Distancia clip - cuello del aneurisma [cm]	1.64±0.68	1.71±0.65	0.67±0.36	0.58±0.10	<.0001
Distancia clip - domo del aneurisma [cm]	3.05±0.71	3.27±0.99	1.01±0.42	0.81±0.18	.000
Desempeño cinemático					
Longitud X [cm]	13.01±2.42	12.37±3.02	13.28±4.05	12.62±2.36	NP
Longitud Y [cm]	9.03±2.96	9.37±1.28	8.99±4.61	11.48±4.78	NP
Longitud Z [cm]	10.48±3.19	9.61±2.69	10.51±4.78	10.79±5.60	NP
Longitud de la trayectoria [cm]	137.57±80.64	98.20±8.37	129.94±92.66	167.91±97.23	NP
Velocidad [cm/s]	3.95±1.36	3.67±0.93	6.21±3.60	5.98±1.93	.0013
Aceleración [cm/s ²]	119.86±34.27	120.99±32.81	367.74±169.05	351.02±92.35	<.0001
Suavidad (<i>jerk</i>) [cm/s ³]	9,101±2,075	8,826±2,064	60783±28688	58472±14795	<.0001

Para confirmar el efecto de la presencia e interacción con los lóbulos cerebrales (tareas de retracción y exploración), el análisis por MANIOVA se aplicó a las métricas cinemáticas obtenidas del monitoreo del aplicador de clips, controlado por la mano derecha

y a través de la información de posición de la pluma del dispositivo háptico. Adicionalmente también se registraron las interacciones de la herramienta de la mano izquierda (correspondientes a un succionador virtual y que para fines de la simulación sirvió como herramienta de retracción). Las métricas cinemáticas incluyen la media de: velocidad, aceleración, *jerk* y la longitud total de las trayectorias monitoreadas, más la dimensión del espacio de trabajo cubierto durante la manipulación de cada dispositivo háptico (desplazamientos mínimos y máximos en las direcciones X, Y y Z). En este caso, el análisis MANOVA no encontró ningún factor principal para las condiciones experimentales y nivel de experiencia, tanto para el espacio de trabajo cubierto al ejecutar gestos quirúrgicos, como de la longitud total de las trayectorias de los movimientos, indicando que los practicantes se desempeñaron en el mismo volumen de trabajo. Sin embargo, se encontró un factor principal en la condición de clipaje simple (SCC) sobre la media de la velocidad ($F(1,40)=11.726$, $p=0.001345$), media de la aceleración ($F(1,40)=51.981$, $p<0.00001$) y media de la suavidad ($F(1,40)=67.095$, $p<0.00001$) relacionados al movimiento, con velocidad promedio más baja en la condición SCC (3.513 ± 1.178 cm/s) que la condición ECC (5.602 ± 2.692 cm/s), menor aceleración en la condición SCC (26.698 ± 7.473 cm/s²) que la condición ECC (89.558 ± 41.159 cm/s²), y menor suavidad para la condición SCC (2165 ± 522 cm/s³) que ECC (15321 ± 6546 cm/s³). Por lo tanto, en términos generales, los gestos relacionados al clipaje resultaron más lentos y menos dinámicos, mientras que para la exploración (en presencia de lóbulos cerebrales), los movimientos fueron más rápidos y dinámicos para ambos grupos.

4.2. Interacciones en la región del Valle Silvano

Para reconocer diferentes patrones de interacción entre neurocirujanos expertos y residentes novatos, una serie de pruebas T para muestras emparejadas se llevó a cabo para las métricas relacionadas con la interacción estimada para ambas manos, durante la condición ECC. Los parámetros considerados fueron: frecuencia de contactos para un intervalo del tiempo total de la tarea, la fuerza total ejercida sobre el tejido blando a través de las herramientas virtuales y el nivel de deformación sobre las estructuras anatómicas del

cerebro y el aneurisma. Los valores obtenidos se resumen en la Tabla 7. De dichos resultados, no se observaron diferencias significativas entre el grupo de residentes y neurocirujanos expertos para la frecuencia de contacto entre herramientas virtuales y las estructuras anatómicas involucradas, con un tiempo total de contacto de alrededor del 21% con la arteria cerebral media, localizada en la proximidad del acceso en la región de Valle Silvano, 26% del tiempo con el aneurisma, 38% del tiempo con el lóbulo temporal y 64% del tiempo con el lóbulo frontal.

Tabla 7. Interacción y deformación del tejido suave con ambas manos, durante la tarea de clipaje con exploración del Valle Silvano, comparando ambos grupos de participantes (Teodoro-Vite et al., 2020).

Condición ECC <i>(Brain Sylvian Fissure Exploration & Clipping)</i>			
	Residente	Neurocirujano experto	p
Frecuencia de contactos (% del tiempo total)			
Arteria cerebral media	21.59±17.33	20.16±14.40	NP
Aneurisma	27.95±19.83	24.36±18.02	NP
Lóbulo Frontal	61.64±22.12	66.45±15.20	NP
Lóbulo Temporal	35.00±21.48	42.20 ± 20.23	NP
Fuerzas ejercidas [N]			
Arteria cerebral media	3.15±2.12	3.53±1.27	NP
Aneurisma	3.51±1.63	3.31±1.12	NP
Lóbulo frontal	2.38±1.52	2.40±0.84	NP
Lóbulo temporal	2.20±1.42	2.45±0.63	NP
Fuerza máxima sobre la arteria cerebral media	44.22±34.13	42.90±21.81	NP
Fuerza máxima sobre el aneurisma	50.81±29.01	40.75±20.22	NP
Fuerza máxima sobre el lóbulo frontal	45.05±33.07	42.15±21.00	NP

Máxima fuerza sobre el lóbulo temporal	34.19±31.06	39.05±20.95	NP
Deformación del tejido suave [cm]			
Desplazamiento promedio de la arteria cerebral media	0.47±0.33	0.46±0.16	NP
Desplazamiento promedio del aneurisma	0.62±0.44	0.60±0.21	NP
Desplazamiento promedio del lóbulo frontal	1.70±0.63	2.17±0.35	.033
Desplazamiento medio del lóbulo temporal	0.52±0.30	1.12±0.77	.021
Longitud de la trayectoria a la arteria cerebral media	4.72±4.34	4.00±2.54	NP
Longitud de la trayectoria al aneurisma	7.98±7.28	5.16±3.23	NP
Longitud de la trayectoria al lóbulo frontal	19.17±12.42	36.53±29.52	NP (.074)
Longitud de la trayectoria al lóbulo temporal	6.24±3.86	21.44±21.94	.027

En relación con las fuerzas ejercidas sobre los tejidos con las herramientas quirúrgicas, nuevamente la prueba T no reveló diferencia alguna para el promedio de fuerzas ejercidas y las fuerzas máximas ejercidas para las diferentes estructuras anatómicas modeladas como tejido blando (aneurisma, arteria cerebral media, lóbulo frontal y lóbulo temporal). Sin embargo, las fuerzas máximas ejercidas por los residentes sobre el aneurisma exceden los 10 [N] con respecto a las fuerzas ejercidas por los neurocirujanos expertos. Adicionalmente, la media y las fuerzas máximas ejercidas exhibieron un patrón más consistente con menor dispersión en las pruebas con neurocirujanos, como se muestra en la Figura 25.

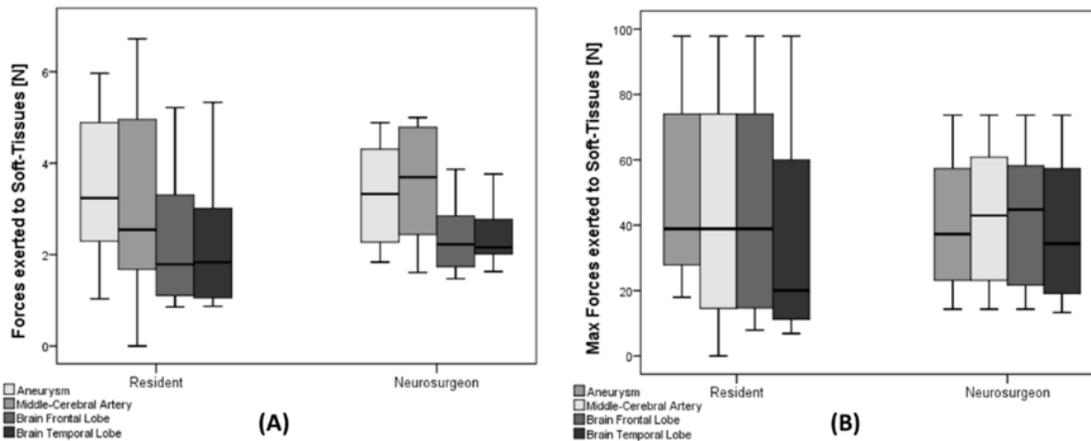


Figura 25. Gráficos que muestran (A) la media y (B) la máxima fuerza ejercida sobre las estructuras deformables (tejido suave) durante la intervención del clipaje de aneurisma simulada (Teodoro-Vite et al., 2020).

Analizando la deformación del tejido blando durante la interacción, no se observó diferencia significativa en los desplazamientos máximos del aneurisma con respecto a su posición en reposo y tampoco para la arteria cerebral media. Considerando la longitud de la trayectoria de todos los desplazamientos del aneurisma durante la acción de clipaje y la longitud de la trayectoria de la arteria cerebral media, tampoco se encontró diferencia significativa alguna, sin embargo, la longitud de la trayectoria del aneurisma fue mayor para los residentes que de los cirujanos expertos hasta por 2.7 cm. De manera muy interesante, los desplazamientos máximos obtenidos y la longitud media de la trayectoria del movimiento de los lóbulos cerebrales mostraron una mayor deformación del tejido durante la tarea de abordaje. Se encontró un desplazamiento mayor del lóbulo temporal ($t(22)=2.487$, $p=0.021$) y del lóbulo frontal ($t(22)=2.275$, $p=0.033$) ambos para neurocirujanos que, para residentes, y una longitud de la trayectoria del lóbulo temporal ($t(22)=2.365$, $p=0.027$) y el lóbulo frontal (cercano al borde de significancia, $t(22)= 1.878$, $p=0.074$) nuevamente para expertos que para novatos. También, en este caso, la deformación del tejido suave exhibió mayor consistencia con menor dispersión para los neurocirujanos expertos, como se muestra en la Figura 26 y la Figura 27, donde se evidencian los patrones del movimiento de algunos puntos de referencia ubicados en los lóbulos cerebrales.

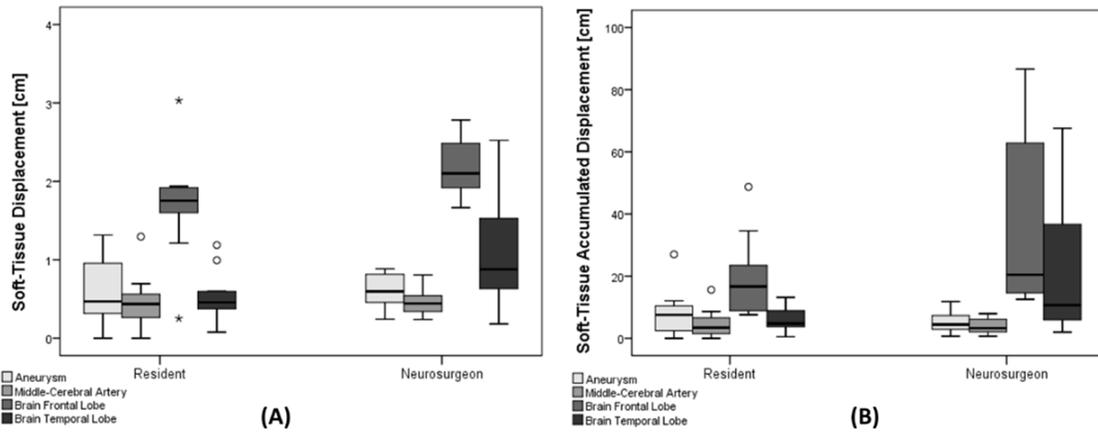


Figura 26. Gráfica que muestra el desplazamiento medio de algunos puntos de referencia monitoreados durante la interacción con tejidos deformables (tejido suave) (Teodoro-Vite et al., 2020). A) El desplazamiento medio de los puntos de referencia localizados en la región de los lóbulos frontal y temporal, durante la apertura del Valle Silvano y exploración con las herramientas virtuales, en la región de la arteria cerebral media, hasta el clipaje. B) Los desplazamientos totales acumulados de los puntos de referencia durante toda la intervención virtual.

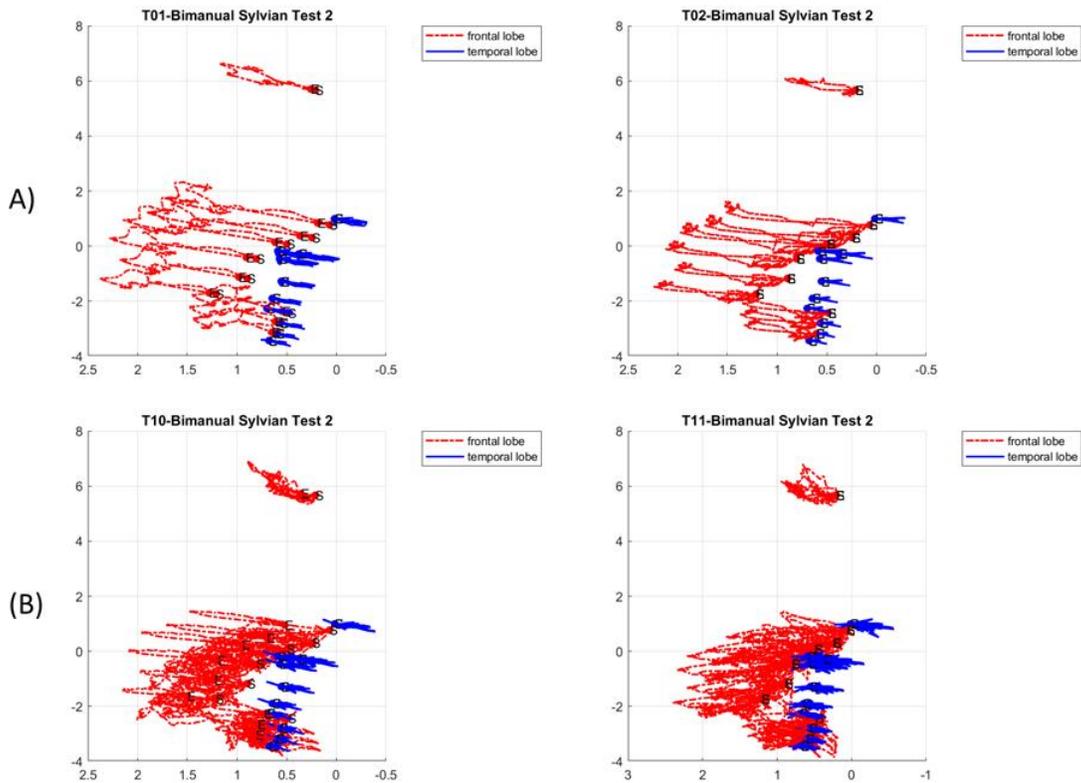


Figura 27. Patrones de movimiento proyectados de algunas posiciones pertenecientes a los lóbulos frontal y temporal, de A) residentes novatos y B) neurocirujanos (Teodoro-Vite et al., 2020). Los

gráficos muestran un mayor esfuerzo de los neurocirujanos para retraer el tejido en la región de los lóbulos, para mantener una cavidad más espaciosa dentro del Valle Silvano y ejecutar la tarea de clipaje de manera segura.

4.3. Cuestionarios de opinión y validación del sistema

De los cuestionarios de opinión aplicados post experimento a cada uno de los participantes, se recibió una calificación media positiva (≥ 3.5) para los cuatro rubros asociados a la usabilidad del sistema, tanto por parte del grupo de expertos como de novatos. Cabe destacar que para el grupo de neurocirujanos las calificaciones recibidas en cuanto a usabilidad obtuvieron valores de aceptación altos (≥ 4). En cuanto a la evaluación de la dificultad percibida, los residentes manifestaron que las dos tareas fundamentales, la retracción del Valle Silvano y la acción de clipaje, les parecieron tareas fáciles, contrario a la opinión de los neurocirujanos expertos, quienes manifestaron que la acción de retracción (exploración del Valle Silvano) les pareció de dificultad neutral, mientras que la acción de clipaje les representó una dificultad igual a 4/5.

Ambos grupos percibieron que el procedimiento de búsqueda y alcance espacial del aneurisma fue difícil (calificación de 4) con una tendencia mayor por parte de los residentes en comparación con los expertos. Los residentes encontraron más difícil evitar tocar el domo del aneurisma (calificación de 3.5), mientras que los neurocirujanos manifestaron una dificultad neutral en esta operación (calificación de 3). Finalmente, con respecto al realismo percibido, ninguno de los rubros evaluados recibió calificaciones medias negativas. Interesantemente, opiniones imparciales en los cuatro rubros de realismo fueron obtenidos del grupo de residentes, mientras que calificaciones positivas (≥ 3.5) fueron manifestadas por el grupo de expertos. En general, la evaluación de sistema fue positiva y éste fue considerado realista. Los resultados de la evaluación de parámetros subjetivos se resumen en la Figura 28.

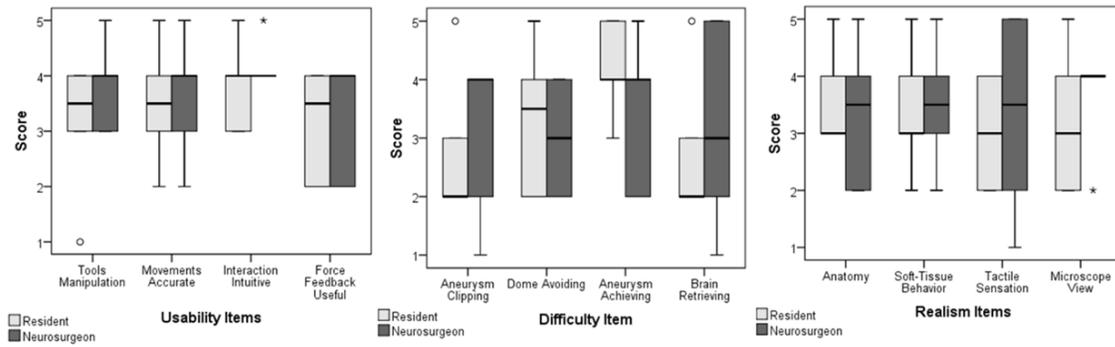


Figura 28. Gráficas mostrando las evaluaciones medias de los cuestionarios post experimento, evaluando la usabilidad, dificultad y realismo percibidos durante la exploración del Valle Silvano y el clipaje del aneurisma (Teodoro-Vite et al., 2020).

5. DISCUSIÓN

De acuerdo con la hipótesis planteada sobre el desempeño de dos grupos: practicantes versus neurocirujanos experimentados, las condiciones experimentales (SCC vs ECC) mostraron diferencias para las métricas establecidas. Se encontraron diferentes niveles de interacción entre estos grupos, durante la tarea de localización del cuello del aneurisma a lo largo de una trayectoria entre el área de acceso y el objetivo, abriéndose paso por los lóbulos frontal y temporal dentro de un cerebro virtual. Principalmente se encontraron diferencias en el análisis de los desplazamientos máximos y la longitud media de la trayectoria de la deformación de los lóbulos cerebrales. Ambas métricas revelaron mayor actividad de retracción del tejido durante la fase de exploración, evidenciando mayor interacción con el tejido de ambos lóbulos por parte de los neurocirujanos experimentados que de los practicantes, y una mayor longitud de la trayectoria (cerca del límite de significancia) para el grupo de neurocirujanos. Estas métricas representan un descubrimiento original que muestra que, en etapas tempranas de entrenamiento, los residentes tienen una menor seguridad en la interacción con los lóbulos cerebrales en la región conocida como Valle Silvano. Además, esto parece indicar que los parámetros asociados a la deformación del tejido cerebral (expresado en este estudio como los desplazamientos instantáneos máximos y acumulados) pueden ser tomado en cuenta como medidas de habilidad para evaluar el grado de maduración en el aprendizaje de un residente durante un procedimiento simulado, y posteriormente como una medida del posible desempeño que pudiera tener dentro del quirófano.

El análisis de los parámetros de velocidad, aceleración, y suavidad (*jerk*) de las trayectorias de los movimientos ejecutados no revelaron alguna diferencia significativa entre residentes y expertos, tanto para las condiciones SCC y ECC, como se esperaba. Sin embargo, este resultado es congruente con un reporte previo sobre el análisis de gestos quirúrgicos en un simulador de cirugía de tumores (Heredia-Pérez et al., 2019). En

concordancia, estos sugieren la necesidad de diseñar métricas más sofisticadas y sensitivas asociadas a la cinemática del movimiento durante la ejecución de gestos quirúrgicos, para detectar diferencias en los patrones de movimiento entre expertos y novatos; que en este estudio se pudieron observar visualmente sobre las trayectorias.

En términos generales, el análisis muestra que los gestos de clipaje son más lentos y menos dinámicos en la condición SCC que la de ECC para ambos grupos; probablemente debido al aislamiento del aneurisma y la falta de referencias visuales y táctiles proporcionadas por los tejidos circundantes en la condición ECC. En este caso, se observaron diferencias significativas en la velocidad promedio, aceleración, aceleración y suavidad (*jerk*) de los movimientos entre ambas condiciones experimentales, confirmando la importancia de incluir la exploración del Valle Silvano en el diseño de escenario simulados para la acción de clipaje con fines de entrenamiento. Una implicación de estos resultados en la condición SCC es la posibilidad de complementar las referencias anatómicas virtuales con elementos espaciales, de tal forma que dada la falta de un módulo de simulación computacional de lóbulos cerebrales o tejido circundante (es decir, que sólo se cuente con el modelo del aneurisma), la simulación pueda complementarse con materiales de consistencia similar al tejido cerebral colocado dentro del maniquí del cráneo en la estación de simulación, realzando la percepción visomotora de los gestos.

Otra implicación de comparar las condiciones SCC y ECC, para determinar la importancia de crear escenarios lo más apegados a la realidad, es la necesidad de diseñar simulaciones híbridas en la misma estación de simulación, de tal forma que algunas acciones presentes en el ambiente virtual se vean complementadas con modelos impresos en 3D, así como materiales similares al tejido cerebral. En el corto plazo se explora la adición de un módulo de craneotomía, disección de la dura madre y la adopción de escenarios de realidad aumentada mediante tecnologías de video proyección (Hooten et al., 2014) y visión por computadora (Cutolo et al., 2017).

Las métricas analizadas relacionadas con las fuerzas máximas ejercidas (calculadas mediante la magnitud del vector resultante del campo de deformación del tejido virtual) sobre los lóbulos cerebrales en la condición ECC por los residentes, exceden los 10 [N] en

comparación con las fuerzas ejercidas por los neurocirujanos expertos. No obstante, los datos no reflejan una diferencia estadística, el factor fuerza ejercida sobre los lóbulos sí representa un factor a considerar para la evaluación de los aprendices, dado el riesgo latente de ruptura del domo del aneurisma al aplicar fuerzas muy grandes en la región de exploración, en opinión de los expertos. Adicionalmente, el promedio de las fuerzas ejercidas mostró un patrón constante y con menor dispersión en el grupo de neurocirujanos expertos. En general, el análisis de fuerzas máximas ejercidas sobre el tejido virtual se encuentra en el rango reportado actualmente en la literatura (AlZhrani et al., 2015). Estas medidas, por tanto, reafirman el importante papel de la retroalimentación háptica para prevenir gestos erróneos y umbrales de fuerza riesgosos que comprometan la cirugía en escenarios de entrenamiento y planeación, asimismo abren la puerta al diseño de sistemas hápticos guiados.

El mismo razonamiento aplica para el análisis de las fuerzas en las regiones del aneurisma (base, cuello y domo). Al igual que con los lóbulos cerebrales, no obstante, no se encontró significancia, la magnitud promedio del campo de deformación del aneurisma desde su posición original fue mayor para los residentes que para los neurocirujanos expertos, en un rango de 2.7 cm, lo cual indica contactos menos suaves y cuidadosos en comparación con los expertos. Sin embargo, se requiere investigar más para confirmar la relación de estas métricas como un posible indicador de la adquisición de habilidades cognitivas para modular el exceso de fuerzas ejercidas por el aprendiz, y que se ve reflejado en grandes desplazamientos del aneurisma.

Acerca de la precisión relativa observada, tanto expertos como aprendices presentaron mayor atención en la colocación del clip lo más cercano posible al aneurisma durante las condiciones ECC, atribuible a la presencia visomotora y referencias anatómicas en la región del Valle Silvano; así como mayor concentración en la colocación del clip en el cuello del aneurisma en las condiciones SCC. Los expertos fueron ligeramente más precisos, pero sin alcanzar la significancia. Un estudio derivado podría considerar la experimentación con múltiples tareas en la colocación del clip en el cuello del aneurisma con la condición de exploración (ECC), combinada con la condición SCC, de tal forma que cada participante

tendría que realizar un abordaje y colocación del clip para diferentes posiciones y orientaciones del aneurisma, diferente orientación y fijación de la cabeza del paciente usando el cabezal de Mayfield, presente en la estación de simulación, así como el clipaje usando la mano izquierda versus la mano derecha, entrenando la técnica con ambas manos. Estas condiciones pueden reforzar la hipótesis de una posible relación entre la distancia de aplicación del clip en las diversas regiones del aneurisma (base, cuello y domo), como métricas de éxito o no éxito del procedimiento.

Por otra parte, aunque no se encontró un factor diferenciador entre expertos y novatos con relación al ángulo de colocación del clip con respecto al eje del aneurisma, en opinión de los neurocirujanos expertos, es posible pensar que ello está relacionado a la complejidad del caso clínico, de tal forma que, en su experiencia, aneurismas más difíciles de alcanzar o de diferente morfología (que en ocasiones requiere técnicas de multi-clipaje) pueden ser un factor diferenciador entre ambos grupos. En cualquier caso, la definición, inclusión y evaluación de estas métricas objetivas, representan un primer paso para la especificación de escalas de evaluación basadas en la posición y orientación final del clip para aneurismas de mayor complejidad.

La inclusión de escenarios de realidad virtual integrados con un maniquí de cabeza obtenido de un paciente real en la estación de simulación representó un aspecto que incrementó el realismo de las pruebas de concepto y la generación de la versión 1 de la estación de simulación para procedimientos en neurocirugía (BACSIM V1). La orientación de la cabeza dentro del ambiente simulado como se aborda en (Gmeiner et al., 2018) es un aspecto importante a considerar para futuras pruebas, así como la correcta preparación física del campo de trabajo. Dependiendo de la posición del aneurisma en el entrelazado arterial, diferentes regiones de la cabeza deben ser considerados para el abordaje (Acciarri et al., 2016). En la versión actual del simulador estas condiciones ergonómicas pueden ser cubiertas, cubriendo la primera fase del entrenamiento quirúrgico de reparación de aneurismas.

En este paso, una limitante del sistema sigue siendo el registro automático entre el modelo físico y el modelo virtual. En los dos casos clínicos probados en el estudio, el registro

y alineación se realizó manualmente con asistencia del neurocirujano experto, de tal forma que se partió de una configuración preestablecida del maniquí a 20 grados con respecto a la línea vertical, perpendicular al eje axial del cráneo. En un futuro se plantea un esquema de registro automático como el descrito por (Cutolo et al., 2017), y la inclusión de modelos anatómicos de aneurismas impresos en 3D (Wang et al., 2018) a partir de casos de pacientes reales. A su vez esto da paso al escalamiento del abanico de aplicaciones de la estación de simulación para otro tipo de procedimientos. Actualmente se realiza investigación en procedimientos de punción ventricular usando realidad aumentada, remoción de tumores y bloqueos del ganglio trigémino.

En relación con la validez y efectividad del sistema desde el punto de vista de experiencia del usuario, los cuestionarios de opinión mostraron de manera sorprendente para el equipo de investigación, que para el grupo de aprendices, las dos operaciones fundamentales, retracción del tejido cerebral y clipaje del aneurisma, les pareció una tarea fácil, contrario a la opinión de los neurocirujanos experimentados, a quienes la tarea de micro exploración les pareció de dificultad neutra, mientras que la tarea de clipaje les representó una dificultad difícil (calificación media de 4/5). Estas opiniones pueden estar asociadas con los aspectos de percepción empíricos acerca de la complejidad de procedimiento quirúrgico real. Los neurocirujanos experimentados reconocen la dificultad de las condiciones ECC aun cuando se trata de un escenario simulado, a diferencia de los aprendices, quienes asocian las tareas de interacción del tejido como retos propios de la simulación. Este factor se refuerza con las opiniones neutrales (calificación de 3) en los cuatro ítems relacionados con el realismo, mientras que las calificaciones promedio por parte de los expertos en los mismos ítems fue mayor o igual a 3.5 puntos. Mejor aún, los neurocirujanos expertos calificaron de manera muy positiva todos los ocho ítems relacionados a la usabilidad y el realismo del simulador en el cuestionario de opinión. Estos resultados de la experiencia del usuario concuerdan con otros trabajos similares reportados para simuladores de reparación de aneurismas que no incluyen la etapa de micro exploración (Alaraj et al., 2015; Gmeiner et al., 2018). Estas calificaciones demuestran la

aceptación y factibilidad para incorporar este tipo de simuladores en programas de entrenamiento y reforzamiento de habilidades en neurocirugía en el corto plazo.

Por el otra parte, el presente trabajo contiene algunas limitaciones que ofrecen oportunidades para futuras investigaciones. Primero, debido a la carga que representa la interacción entre instrumentos virtuales y el tejido cerebral (principalmente los lóbulos frontal y temporal), es evidente que el tejido tiende a sufrir una deformación considerable antes de que el aneurisma sea localizado, lo cual disminuye el realismo visual (el sujeto observa que se retraen los lóbulos en demasía) y el realismo biomecánico (considerando que los métodos implementado son lineales, y al alcanzarse el umbral de deformación del 10%, la solución al modelo elástico tiende a presentar inestabilidades). Este aspecto puede ser amortizado al considerar la presencia de las membranas aracnoides en la región del Valle Silvano (Dequidt et al., 2015), y mejor aún, considerar la disección de éstas para abrirse paso hacia el aneurisma. Es importante que estos aspectos no fueron cubiertos por este trabajo, dados los alcances y prioridades definidos en el estudio de las interacciones con el tejido cerebral para conservar un campo visible dentro de la región de clipaje. Otros aspectos importantes para considerar incluyen: el efecto del sangrado por la manipulación de arterias circundantes, así como la toma de decisiones para la coagulación de ésta, las acciones de multi-clipaje en el abordaje de aneurismas complejos y amorfos, succión de líquidos, cambio de herramientas quirúrgicas, así como la asistencia de los integrantes del equipo durante un procedimiento.

La inclusión de más casos específicos de pacientes reales con diferentes tipos de aneurismas puede ayudar a extender el impacto de las tareas de clipaje con fines de entrenamiento, tales como los ubicados en la región de la arteria comunicante posterior y la arteria basilar (Lawton, 2011). Esto es posible si se establece un protocolo de adquisición de imagen para pacientes bajo las condiciones clínicas mencionadas. Usando la metodología desarrollada en este trabajo, la integración de los métodos de simulación para el comportamiento biomecánico (FFD-FEM) son relativamente transparentes al ser independientes de la forma, así como la integración de las respuestas visuales y táctiles, adaptables a geometrías complejas. Del mismo modo, al establecerse un protocolo de

imagen, los modelos impresos en 3D en la estación de simulación se pueden adecuar al caso virtual simulado.

Respecto a las limitaciones percibidas por los participantes del estudio, algunos presentaron dificultades para enfocar la anatomía en la vista del microscopio en la condición ECC. Las razones se atribuyeron al casco de realidad virtual, sin embargo, este problema también puede estar asociado al campo de visión de la cámara, así como a la configuración manual del controlador de escala del microscopio realizada por un asistente en cada sesión; en condiciones reales, el cirujano tiene la libertad de acercar o alejar la escala a su arbitrio. Una solución instrumentada por medio de un controlador de mano puede ser agregada en la estación de simulación. En cualquier caso, este factor no mostró ser un factor negativo en la apreciación del realismo y no limitó las tareas de clipaje por parte del participante.

Las referencias visotáctiles, así como las referencias anatómicas visoespaciales, pueden ser mejoradas calibrando cada tejido de acuerdo con las regiones de contacto, es decir, incluir el efecto de las colisiones con cráneo, dura madre, lóbulos frontal y temporal, membranas y regiones del aneurisma con propiedades biomecánicas acordes con su tipo de material. Adicionalmente, la combinación de estos elementos con respuestas táctiles y visuales mediante alarmas puede ayudar a establecer retos o riesgos en tiempo real que los participantes deben superar para alcanzar la meta de clipaje. Ejemplos de estas alarmas son: indicadores luminosos y audibles cuando hay riesgo de ruptura al superar umbrales de distancia y fuerza en la región del domo o manipulación de arterias circundantes, retracción en exceso de los lóbulos cerebrales que pudieran causar daño isquémico, o bien si el participante se aleja de una trayectoria ideal en el caso de un esquema de entrenamiento guiado.

Otra limitante por atender es la adaptación de los instrumentos reales a los dispositivos hápticos y tomar en cuenta los mecanismos de interacción con los instrumentos reales en lugar de las puntas del dispositivo *Touch Phantom*. Los instrumentos actuales requieren el lanzar acciones por medio de botones, esto limita los movimientos naturales propios de los instrumentos quirúrgicos, como el agarre y gestos de micro corte. Otras observaciones interesantes por parte de los neurocirujanos expertos, es la inclusión de un

soporte de brazos, lo cual ayudaría a conservar las referencias y estabilidad de los movimientos en la interacción con el tejido. Actualmente estas referencias se apoyan en la cabeza del paciente y en algunos soportes fijos en la silla quirúrgica (cuando está disponible). En los experimentos llevados a cabo en este estudio, algunos de los participantes compensaron esta carencia recargándose en el cráneo físico montado en la estación de simulación.

Finalmente, un nuevo diseño apropiado a las condiciones de quirófano está siendo probada (BACSIM V2, Figura 29), para incrementar el tiempo de familiarización en la etapa de experimentación del procedimiento y mejorar la noción de profundidad y coordinación visoespacial del practicante, así como poder incorporar otros procedimientos en neurocirugía.

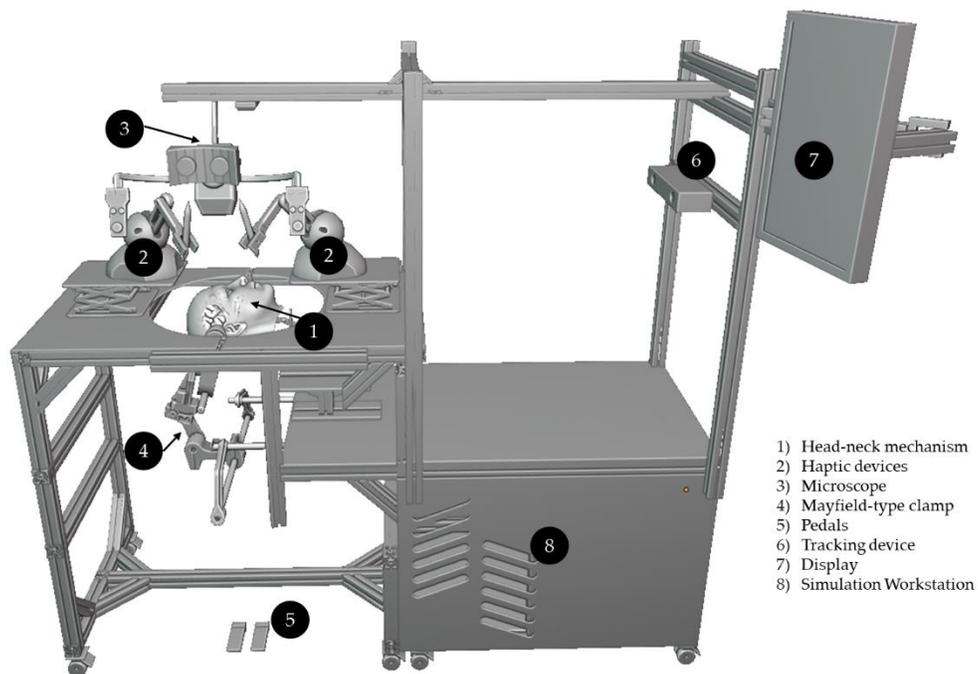


Figura 29. Diseño de estación de simulación híbrida de alta fidelidad BACSIM V2.

6. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó el desarrollo y validación de un nuevo simulador híbrido de alta fidelidad para el entrenamiento del procedimiento de reparación de aneurismas cerebrales. El simulador incorpora elementos físicos y virtuales generados por computadora, integrados en una configuración ergonómica, acorde a las condiciones reales de quirófano, que proveen a un practicante, de escenarios para la ejecución de procedimientos quirúrgicos simulados que involucran la colocación y fijación de la cabeza del paciente, hasta la simulación de interacciones complejas relacionadas con la manipulación de tejidos vasculares y cerebrales. Los resultados de un estudio de validación revelaron que, las interacciones bimanuales relacionadas con la deformación de los lóbulos frontal y temporal en dos condiciones experimentales: abordaje microquirúrgico (ECC) y clipaje simple del aneurisma (SCC), aportan información esencial para establecer métricas comparativas entre grupos de expertos y aprendices. Esto significa que es posible definir diferenciadores con base en los gestos microquirúrgicos, que pueden dar lugar a escalas de evaluación y métricas cuantitativas que describan la evolución del aprendizaje de un. Los parámetros relacionados con la precisión en la colocación del clip en el cuello del aneurisma y las fuerzas ejercidas sobre el tejido, aunque no mostraron diferencias significativas entre grupos, permitió definir las bases para el diseño de futuros análisis acerca de los factores de riesgo de ruptura del aneurisma durante la simulación y que puede representar información muy útil para evolucionar este tipo de aplicaciones de entrenamiento en planeación quirúrgica. De acuerdo con la experiencia de los participantes, la evaluación general de los residentes y los neurocirujanos expertos mostró que el simulador fue bien aceptado. La percepción de los expertos respecto a la fidelidad del procedimiento, el realismo y la complejidad del caso clínico, fue congruente con una cirugía real, por lo que, en su evaluación, el sistema híbrido que combina tanto elementos físicos como virtuales generados por computadora es factible para implementarse como modelo de enseñanza y reforzamiento de habilidades en neurocirugía.

APÉNDICE A. PROTOCOLO DE VALIDACIÓN

Actualmente la publicación de estudios que involucran la recolección de datos derivados de la participación de humanos, incluidos instructores y aprendices en actividades con fines de aprendizaje, requieren de la revisión y aprobación de un protocolo apegado a los estándares de seguridad y ética por parte de un comité especializado, con suficiente conocimiento y jurisdicción para evaluar la pertinencia de los procedimientos de una investigación. El protocolo de validación del simulador híbrido para el entrenamiento y reforzamiento de habilidades en microcirugía, objeto del presente trabajo, se sometió en su forma de “Carta de Consentimiento Informado” ante el Comité de Ética del Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”, bajo la responsabilidad del jefe del Servicio de Neurología y Neurocirugía del mismo hospital. En este anexo se presentan el contenido íntegro del documento sometido y la carta de aprobación, mostrada en la Figura 30.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO:

Estudio de validación de uso de un simulador por realidad virtual de neurocirugía vascular para el entrenamiento y reforzamiento de habilidades quirúrgicas en residentes y expertos

- ❖ **Investigador principal:** Dr. Aldo Francisco Hernández Valencia
- ❖ **Dirección del investigador:** Servicio de Neurología y Neurocirugía, Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga, Dr. Balmis 148, Col. Doctores, Del. Cuauhtémoc, Cd. De México, 06726
- ❖ **Teléfono de contacto del investigador (incluyendo uno para emergencias 24 horas):** 50043849
- ❖ **Investigadores participantes:**
 - ❖ Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda
Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del ICAT en el HGM
 - ❖ M.I. Sergio Teodoro Vite
Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del ICAT en el HGM
- ❖ **Presidente del Comité de Ética de Investigación:** Dra. Antonia Cervantes Barrios, (55)27892000 ext 1164
- ❖ **Versión del consentimiento informado y fecha de su preparación:** Versión 1, junio 2019.

INTRODUCCIÓN: Este documento es una invitación a participar en un estudio de investigación, tome todo el tiempo que sea necesario para leerlo; pregunte al investigador sobre cualquier duda que tenga.

Usted tiene el derecho a decidir si quiere participar o no. Este documento le dará la información necesaria sobre el proyecto además el investigador le explicará ampliamente en qué consiste. **Usted contará con todo el tiempo que requiera para pensar, solo o con quien decida consultarlo.** Si decide participar o no, esto no tendrá efecto alguno sobre su calidad o evaluación de neurocirujano o residente.

Al final, una vez leída y entendida esta información, si acepta, sin ninguna presión, se le invitará a firmar este consentimiento informado, el cual cumple con los lineamientos establecidos en el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, la Declaración de Helsinki y a las Buenas Prácticas Clínicas emitidas por la Comisión Nacional de Bioética.

INVITACION A PARTICIPAR COMO SUJETO DE INVESTIGACION Y DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

Estimado(a)

Sr(a):

La Unidad de Servicio de Neurología y Neurocirugía del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga, el Centro de Perfeccionamiento de Habilidades y Destrezas Médicas del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga y la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (UIDT) de la UNAM han conformado un grupo de investigación de dos instituciones, que le invitan a participar en este estudio.

El objetivo del estudio es determinar qué tan útil puede ser un simulador de alta fidelidad por realidad virtual no comercial en neurocirugía, para ser usado como herramienta auxiliar en el entrenamiento de destrezas quirúrgicas en neurocirugía de manera segura, antes de tener contacto con pacientes reales.

El número de participantes será de 14-20 cirujanos de neurocirugía, entre residentes y cirujanos adscritos. La duración total del estudio es de 1 mes. Usted fue invitado al estudio debido a que se encuentra en el grupo objetivo; es decir, es neurocirujano experimentado, comprobable mediante cédula profesional, grado o identificación emitida por el sector salud, o bien se encuentra entre el nivel 1 y nivel 6 de residencia en la especialidad de cirugía general o neurocirugía, comprobable mediante identificación emitida por el sector salud.

PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO. Su participación en el estudio será de 30 a 60 minutos por una única vez y consiste en:

1. **Descripción del sistema:** Se le explicarán verbalmente el espacio de trabajo, los componentes de la estación de simulación, el ambiente de realidad virtual, el uso de lentes de realidad virtual, el uso de dispositivos de retroalimentación táctil, la colocación del cabezal de Mayfield, la razón de una representación de un maniquí del cráneo como referencia, los propósitos de cada uno de los experimentos y los objetivos del estudio.
2. **Familiarización:** Se le presentará una escena virtual en un monitor de computadora, donde se le mostrará un escenario de simulación con un cráneo 3D de referencia. Se le pedirá usar dos robots de retroalimentación táctil para que identifique las zonas de interacción y reconozca las dimensiones del espacio de trabajo. Se le pedirá que toque algunos puntos en el cráneo y reconozca los instrumentos quirúrgicos a emplear durante la simulación. Posteriormente se le colocarán un par de lentes de realidad virtual para que se familiarice con la visión de profundidad. Si en esta prueba usted presenta alguna molestia, tales como mareo, náuseas, dolor de cabeza, incomodidad, alergia, u otra afección que le impida continuar con el estudio, podrá solicitar la detención y se procederá a la suspensión temporal o permanente del experimento.
3. **Tareas de clipaje y exploración microquirúrgica:** Se le pedirá usar un banco quirúrgico y colocarse en posición lateral derecha en dirección al cráneo de referencia. Se le aplicarán en total cuatro pruebas de clipaje y dos de exploración microquirúrgica, en las cuales deberá tomar los instrumentos y tocar virtualmente las estructuras vasculares y los lóbulos cerebrales simulados por computadora. Para las acciones de clipaje se le pedirá presionar un botón para realizar una acción de apertura de un clip virtual y colocarlo en la región vascular que se le indique. Entre cada experimento se le dará un descanso de 2 minutos para relajar los músculos de las manos y la vista. Por medio del sistema de cómputo, se realizará un monitoreo de sus movimientos, las fuerzas aplicadas y se tomarán dos fotografías y un video durante las pruebas.
4. **Evaluación del sistema:** Se le pedirá llenar un cuestionario de evaluación del sistema, titulado "Brain Aneurysm Clipping Simulator Evaluation Form", donde se le pedirá llenar de manera clara y concisa su experiencia con el uso de simulador. Asimismo, se recabarán algunos datos personales como nombre o pseudónimo, teléfono, correo electrónico, especialidad, nivel de experiencia y número de cirugías. Si presenta alguna duda con las preguntas, podrá expresarlo al asistente, quien le brindará la información necesaria para resolverla. Si así lo desea, podrá también solicitar la ayuda de traducción de términos que no conozca o le parezcan ambiguos.

Las responsabilidades que adquiere al ser participante incluyen: Ser honesto e imparcial con la información recabada y autorizarnos contactarlo, en caso de ser necesario.

RIESGOS E INCONVENIENTES: El Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de

Investigación para la Salud, señala en el apartado de los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos, que durante el estudio “deberán prevalecer siempre las probabilidades de los beneficios esperados sobre los riesgos predecibles”, por lo que se le informa que los riesgos conocidos son mínimos y estará supervisado en todo momento por un profesional de la salud para cuidar su integridad. Las acciones para realizar son similares a las que llevaría a cabo durante un procedimiento quirúrgico. Los riesgos conocidos están relacionados con la presencia de mareos y cansancio con el uso de los componentes del sistema, sobre todo con el uso de dispositivos de realidad virtual y los dispositivos de retroalimentación táctil. Las pruebas las realizará con la presencia de al menos uno de los investigadores principales y no le pedirá más acciones de las descritas en el presenta consentimiento.

Los datos acerca de su identidad y su condición como especialista o residente no serán revelados en ningún momento como lo estipula la Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares, por tanto, en la recolección de sus datos usted no enfrenta riesgos mayores a los relativos a la protección de la confidencialidad, la cual será protegida mediante la codificación de los formatos de recolección de datos.

BENEFICIOS POTENCIALES: Este estudio no está diseñado para beneficiarle directamente, sin embargo, gracias a su participación altruista nos ayudará a comprender mejor la usabilidad del sistema, reconocer mejoras en futuras versiones y la viabilidad para su uso en cursos de entrenamiento, a los cuales usted será invitado preferencial.

CONSIDERACIONES ECONÓMICAS: No se cobrará ninguna tarifa por participar en el estudio ni se le hará pago alguno.

COMPENSACION: Si sufre lesiones o presenta algún síntoma como resultado de su participación en este estudio, nosotros le proporcionaremos el tratamiento inmediato y lo referiremos, en caso de ameritarlo, al profesional de la salud que requiera.

POSIBLES PRODUCTOS COMERCIALES DERIVABLES DEL ESTUDIO: Los resultados o materiales obtenidos en el estudio serán propiedad del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología de la UNAM y del Servicio de Neurología y Neurocirugía en el Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga.

ACCIONES A SEGUIR DESPUÉS DEL TÉRMINO DEL ESTUDIO: Si tenemos información incompleta, existe la posibilidad de que sea contactado antes de la conclusión del estudio. La investigación es un proceso largo y complejo. El obtener los resultados finales del proyecto puede tomar varios meses o inclusive años.

PARTICIPACIÓN Y RETIRO DEL ESTUDIO: Su participación es **VOLUNTARIA**, si decide participar, tiene la libertad para retirar su consentimiento e interrumpir su participación en cualquier momento, de igual forma el investigador puede excluirlo del estudio si no cumple con su asistencia programada.

CONFIDENCIALIDAD Y MANEJO DE SU INFORMACIÓN: Su nombre no será usado en ninguno de los reportes públicos del estudio. Los formatos en papel y el material fotográfico no contendrán ninguna información personal y serán codificadas con un número de serie para evitar cualquier posibilidad de identificación. Es posible que los datos obtenidos en la investigación pudieran ser usadas para otros proyectos de investigación análogos, pero no con condiciones distintas a las estudiadas en este proyecto, en tal caso deberán ser sometidos a aprobación por el Comité de Ética del HGM.

Los formatos en papel, el material fotográfico y videos podrán ser almacenados por los investigadores hasta por 5 años. Los códigos que identifican su muestra estarán sólo disponibles a los investigadores

participantes, quienes están obligados por Ley a no divulgar su identidad.

Si bien existe la posibilidad de que su privacidad sea afectada como resultado de su participación en el estudio, su confidencialidad será protegida como lo marca la Ley, asignando códigos a su información. El código es un número de identificación que no incluye datos personales. Ninguna información sobre su persona será compartida con otros sin su autorización, excepto: A) Si es necesario para proteger sus derechos y bienestar (por ejemplo, si ha sufrido una lesión y requiere tratamiento de emergencia). B) Si es solicitado por la Ley. Si usted decide retirarse del estudio, podrá solicitar el retiro y destrucción de los formatos en papel, imágenes fotográficas y material audiovisual.

El Comité de Ética en Investigación del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga aprobó la realización de este estudio. Dicho comité es quien revisa, aprueba y supervisa los estudios de investigación en humanos. En el futuro, si identificamos información que consideremos importante, consultaremos con el Comité de Ética en Investigación para decidir la mejor forma de darle esta información a usted.

Los datos científicos obtenidos como parte de este estudio podrían ser utilizados en publicaciones o presentaciones médicas. Su nombre y otra información personal serán eliminados antes de usar los datos.

IDENTIFICACIÓN DE LOS INVESTIGADORES: En caso de que tenga preguntas sobre el estudio o sufra daño relacionado al él, por favor póngase en contacto con el Dr. Aldo Francisco Hernández Valencia del Servicio de Neurología y Neurocirugía del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga (teléfono: 55880100 ext. 1327). Si usted tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en el estudio, puede hablar con la presidenta del Comité de Ética en Investigación del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga, Dra. Antonia Cervantes Barrios, teléfono (55)27892000 ext 1164.

DECLARACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO: He leído con cuidado este consentimiento informado, he hecho todas las preguntas que he tenido y todas han sido respondidas satisfactoriamente. Para poder participar en el estudio, estoy de acuerdo con todos los siguientes puntos:

- Estoy de acuerdo en participar en el estudio descrito.
- Los objetivos generales, particulares, del reclutamiento y los posibles inconvenientes me han sido explicados.
- Estoy de acuerdo, en caso de ser necesario, que se me contacte en el futuro si el proyecto requiere coleccionar información adicional o si encuentran información relevante.
- Mi firma también indica que he recibido un duplicado de este consentimiento informado.

Por favor responda las siguientes preguntas:

	SÍ (marque por favor)	NO (marque por favor)
a. ¿Ha leído y entendido el formato de consentimiento informado, en su lengua materna?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. ¿Ha tenido la oportunidad de hacer preguntas y de discutir este estudio?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. ¿Entiende usted que su participación es voluntaria y que es libre de suspender su participación en este	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

estudio en cualquier momento sin tener que justificar su decisión y sin que esto afecte su estado como especialista o residente o sin la pérdida de los beneficios a los que de otra forma tenga derecho?

DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE

Yo, _____ declaro que es mi decisión voluntaria participar como sujeto de investigación en el estudio.

Se me ha informado que puedo negarme a participar o terminar mi participación en cualquier momento del estudio sin que sufra penalidad alguna o pérdida de beneficios. Si suspendo mi participación, no sufriré perjuicio en mi calidad o estatus como especialista o residente ni en futuros estudios de investigación relacionados. Yo puedo solicitar información adicional acerca de los riesgos o beneficios potenciales derivados de mi participación en este estudio. Si tengo preguntas sobre el estudio, puedo ponerme en contacto con el Dr. Aldo Francisco Hernández Valencia.

He leído y entendido toda la información que me han dado sobre mi participación, he tenido la oportunidad para discutirlo y hacer preguntas. Todas las preguntas han sido respondidas a mi satisfacción. Recibiré una copia firmada de este consentimiento informado.

Tengo claro que en caso de tener preguntas sobre mis derechos como sujeto de investigación en este estudio, problemas, preocupaciones o dudas, y deseo obtener información adicional, o bien, hacer comentarios sobre el desarrollo del estudio, tengo la libertad de hablar con el presidente del Comité de Ética en Investigación del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga.



No. de Oficio CE/475/19
Ciudad de México a 24 de septiembre de 2019.

DR. ALDO FCO. HERNÁNDEZ VALENCIA
Servicio de Neurología y Neurocirugía
Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga"
Dr. Balmis 148 Col. Doctores
Alcaldía Cuauhtémoc
C.P. 06726
Ciudad de México
Presente

En atención a su documento del protocolo titulado: **"ESTUDIO DE VALIDACIÓN DE USO DE UN SIMULADOR POR REALIDAD VIRTUAL DE NEUROCIROLOGÍA VASCULAR PARA EL ENTRENAMIENTO Y REFORZAMIENTO DE HABILIDADES QUIRÚRGICAS EN RESIDENTES Y EXPERTOS"**, hacemos de su conocimiento que se revisó y se autoriza el protocolo para su publicación.

Sin más por el momento, quedo de Usted.

Atentamente


DRA. ANTONIA CERVANTES BARRIOS
Presidenta del Comité de Ética en Investigación



Figura 30. Carta de autorización para publicación de protocolo de validación del simulador híbrido para entrenamiento y reforzamiento de habilidades en micro neurocirugía.

APÉNDICE B. GRÁFICAS DE DESEMPEÑO

De acuerdo con el protocolo de pruebas, se realizaron en total 72 experimentos, 48 para la condición SCC y 24 para la condición ECC. En este anexo se muestran las gráficas de desempeño de los participantes con las siguientes características:

1. 12 pruebas de la condición SCC con mano izquierda, con complejidad C1 (C1L).
2. 12 pruebas de la condición SCC con mano derecha, con complejidad C1 (C1R).
3. 12 pruebas de la condición SCC con mano izquierda, con complejidad C2 (C2L).
4. 12 pruebas de la condición SCC con mano derecha, con complejidad C2 (C2R).
5. 12 pruebas de la condición ECC con ambas manos, con despliegue en monitor estándar (M).
6. 12 pruebas de la condición ECC con ambas manos, con despliegue usando casco de realidad virtual (VR)

De las características 1-4, se monitorearon: la trayectoria de la punta del aplicador de clips (Figura 31 a Figura 34), la trayectoria de los brazos del clip de metal (Figura 35 a Figura 38), deformación del domo, cuello y base del aneurisma (Figura 39 a Figura 42). De las características 5 y 6, se monitorearon: trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips (Figura 43 a Figura 46), deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico (Figura 47 a Figura 50).

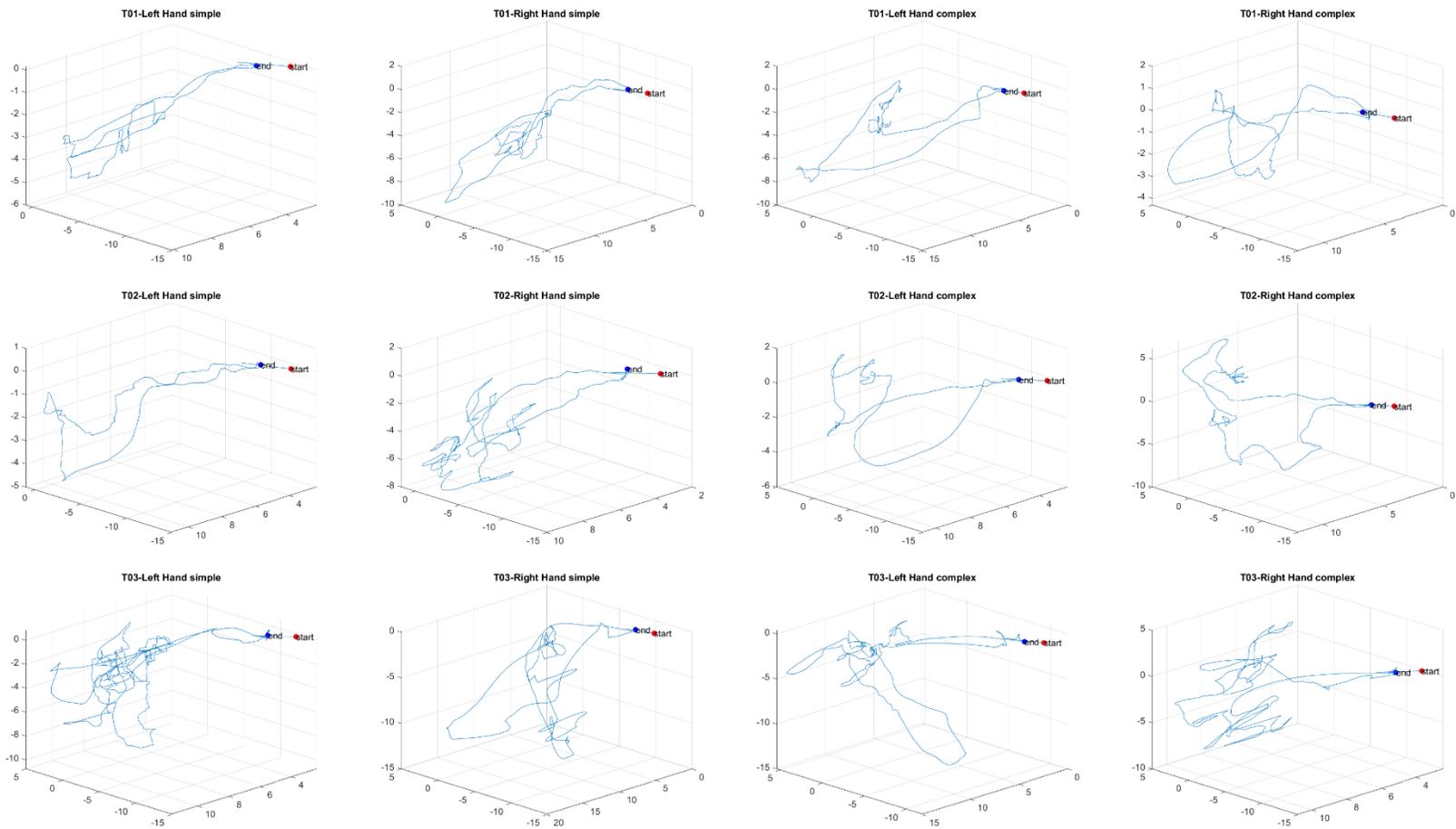


Figura 31. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

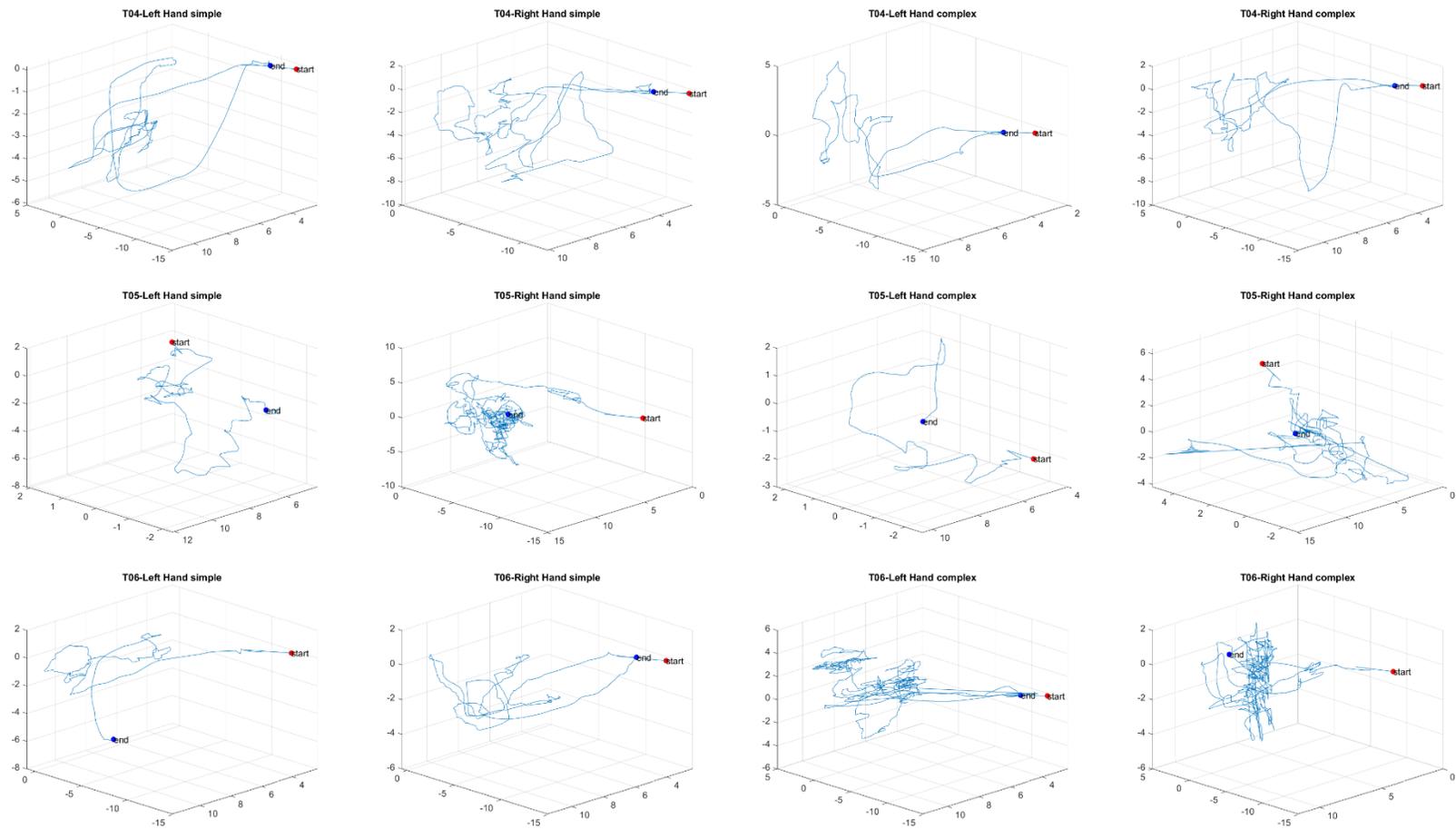


Figura 32. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

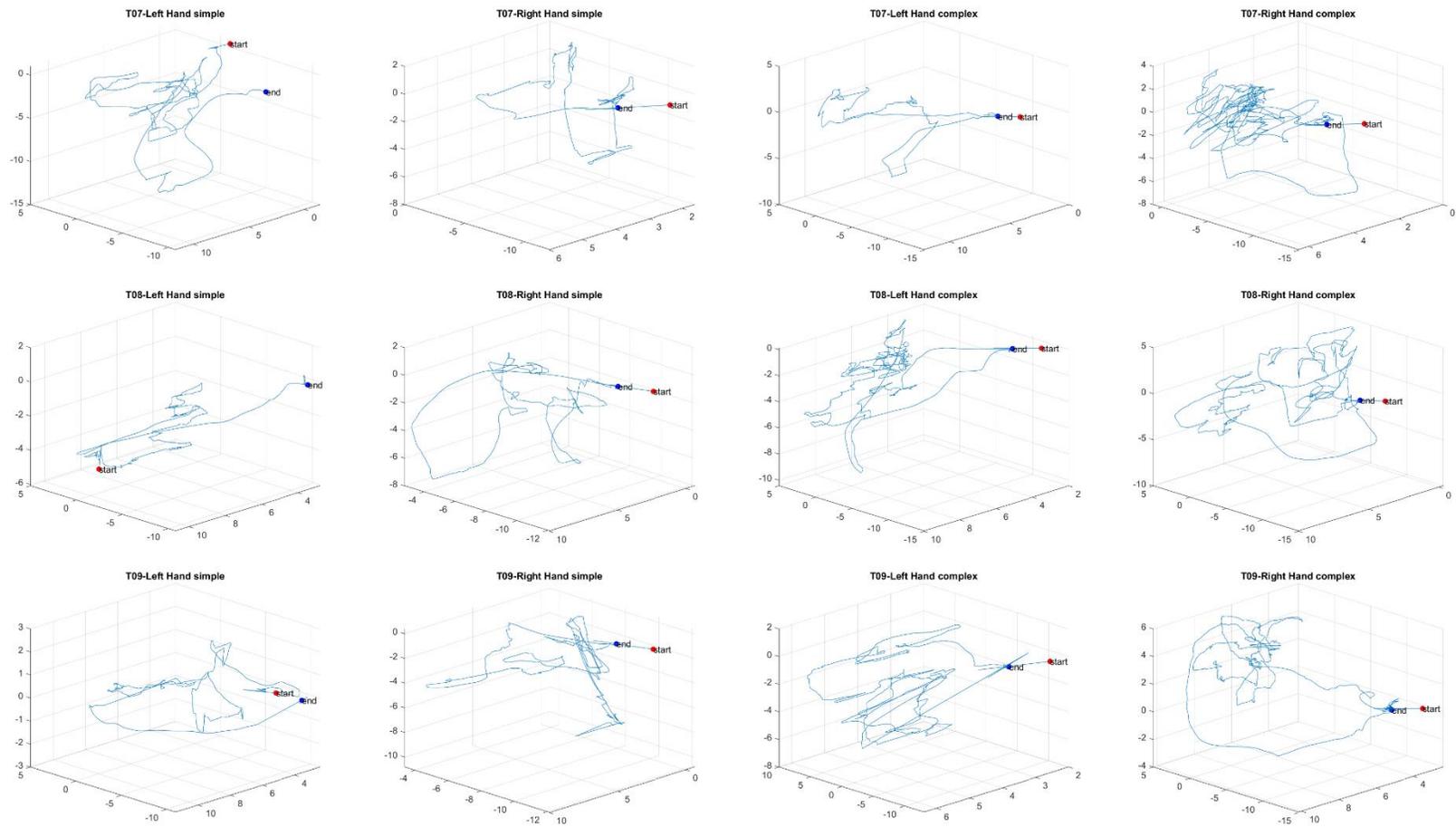


Figura 33. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición $SCC(C1L, C1R, C2L, C2R)$ en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

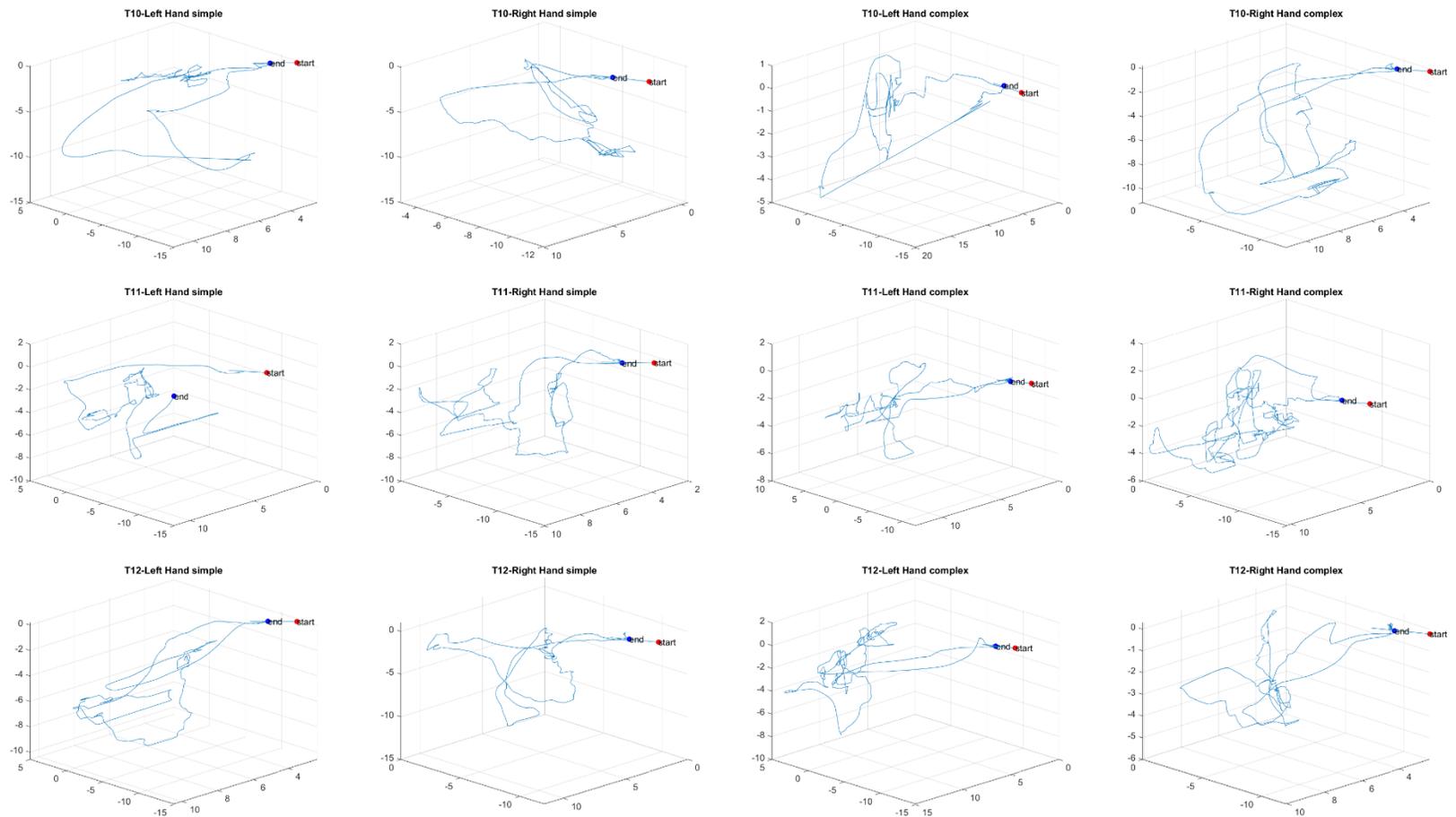


Figura 34. Resultados del monitoreo de la trayectoria de la punta del aplicador de clips para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

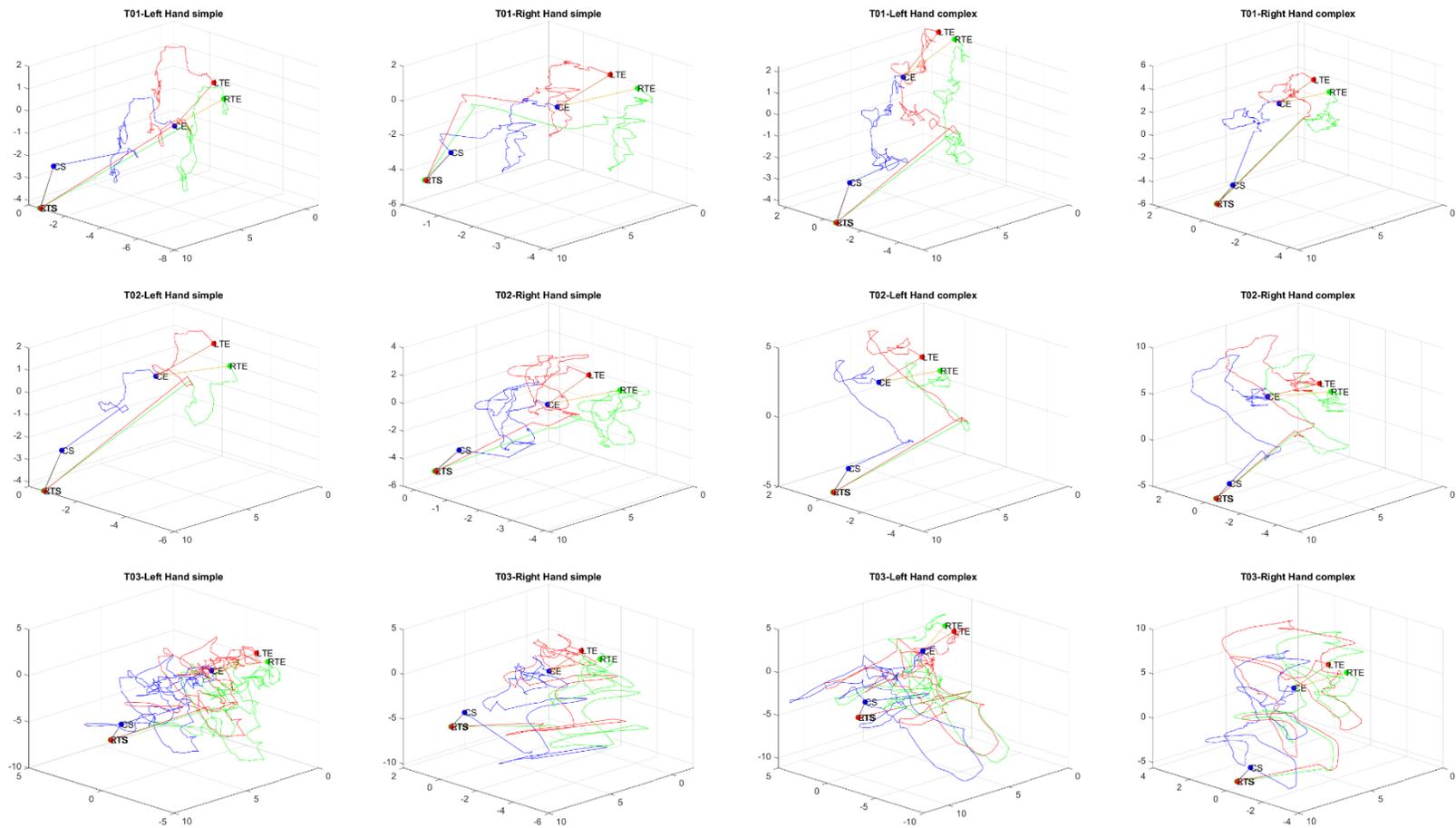


Figura 35. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

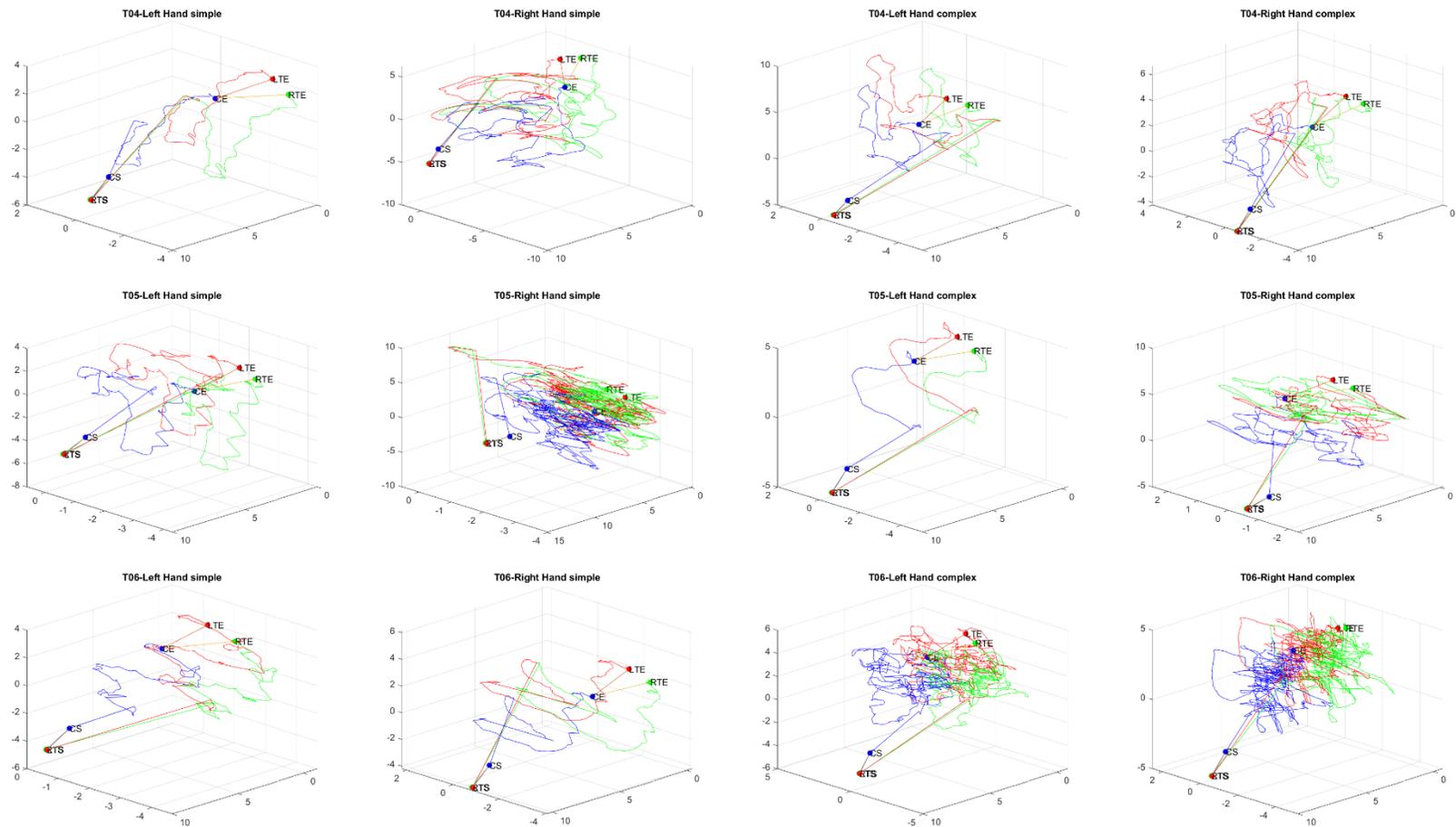


Figura 36. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

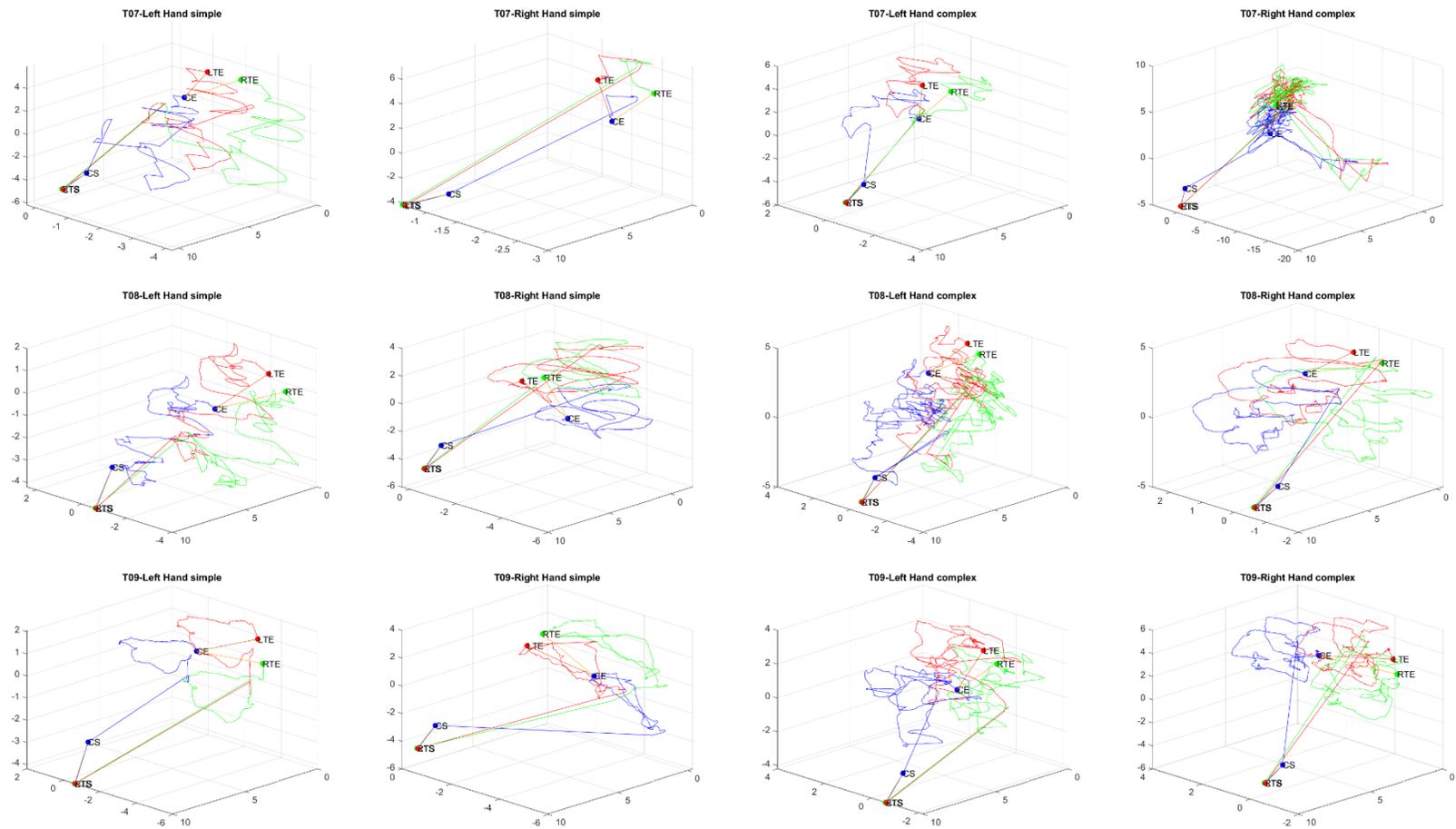


Figura 37. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

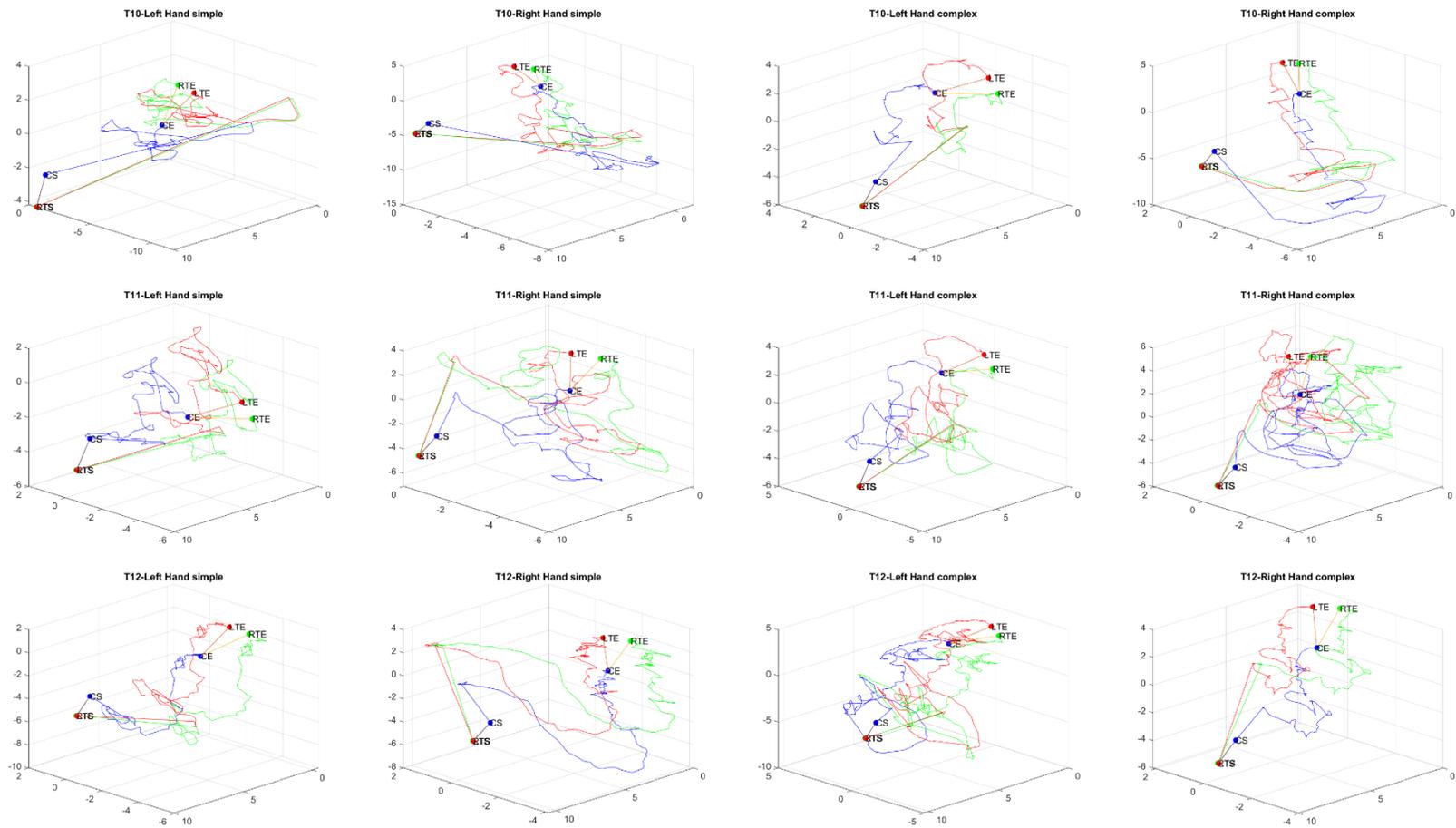


Figura 38. Resultados del monitoreo de la trayectoria de los brazos del clip de metal para estrangular el aneurisma para la condición SCC(C1L,C1R,C2L,C2R) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. CS: Clip start position, CE: Clip end position, LTS: Left tip start, RTS: Right tip start, LTE: Left tip end, RTE: Right tip end. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

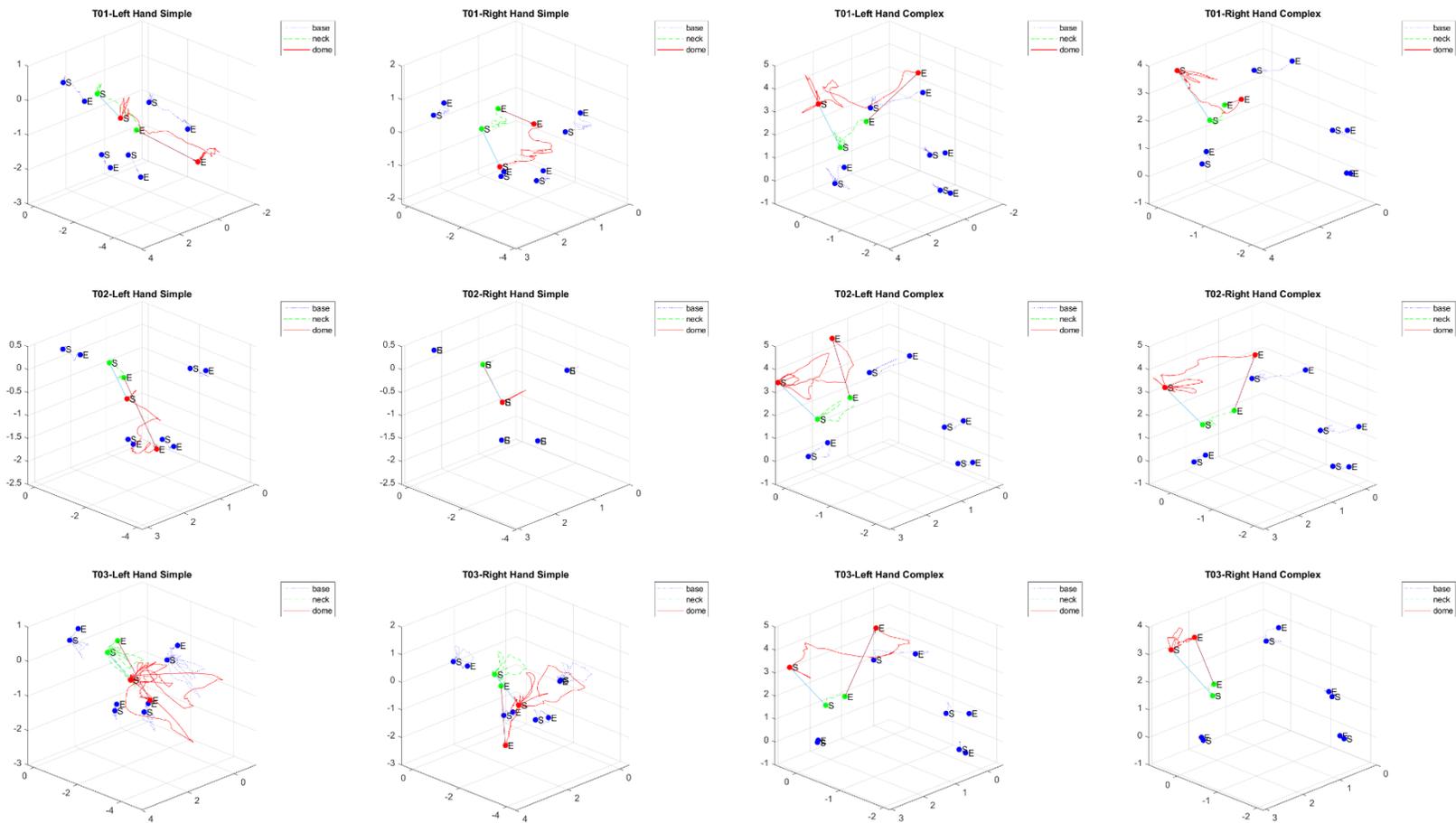


Figura 39. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

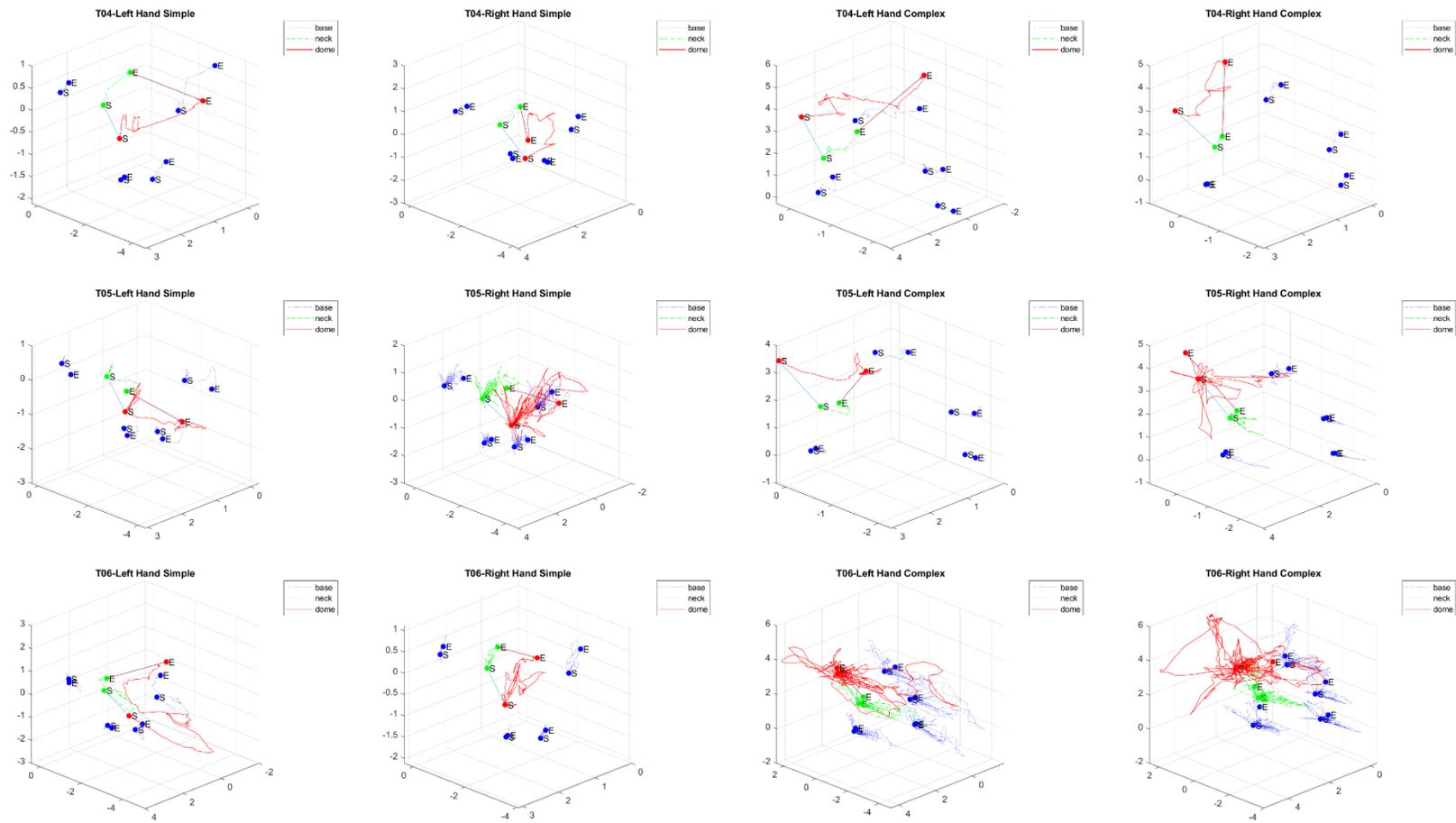


Figura 40. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

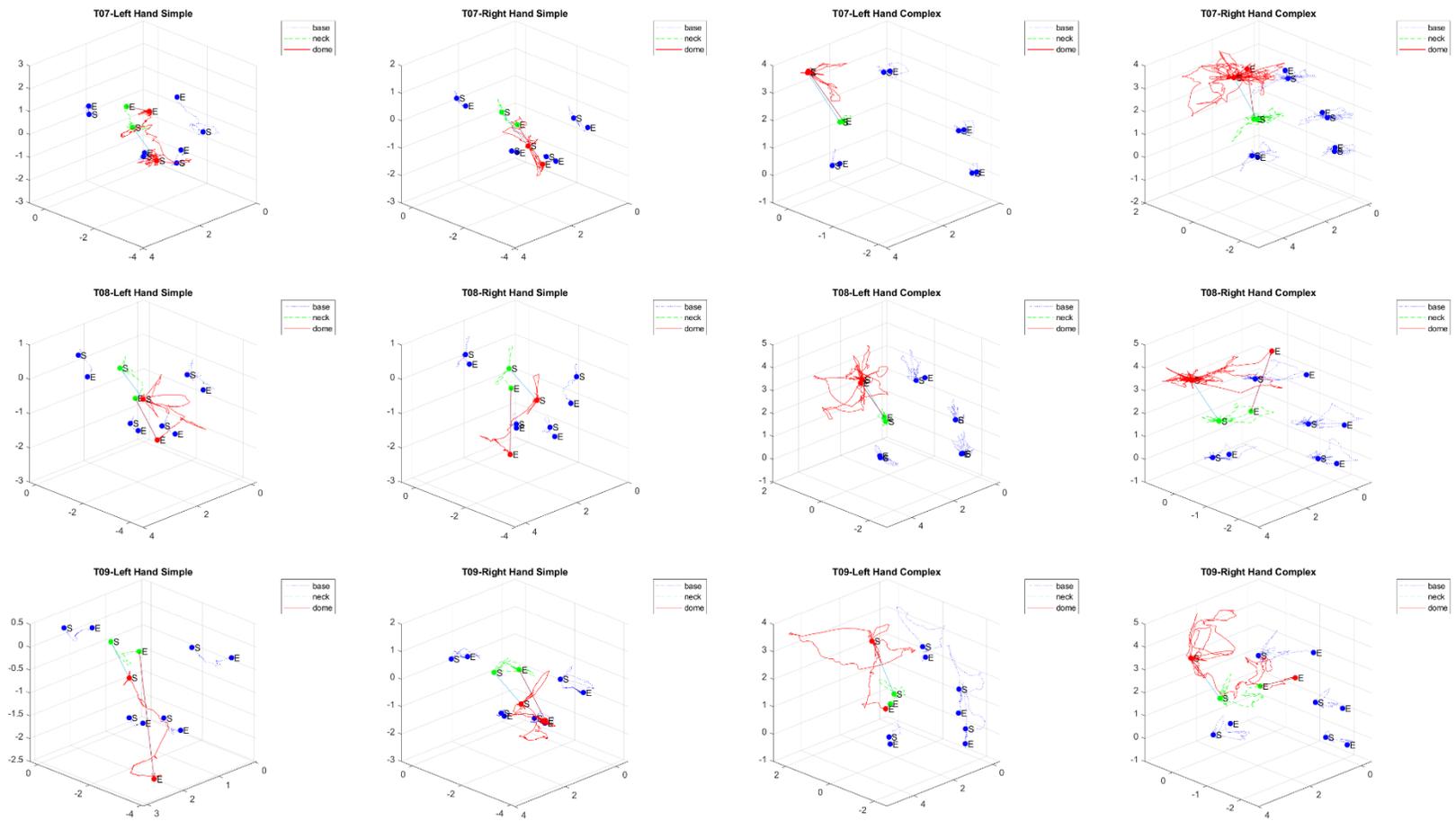


Figura 41. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

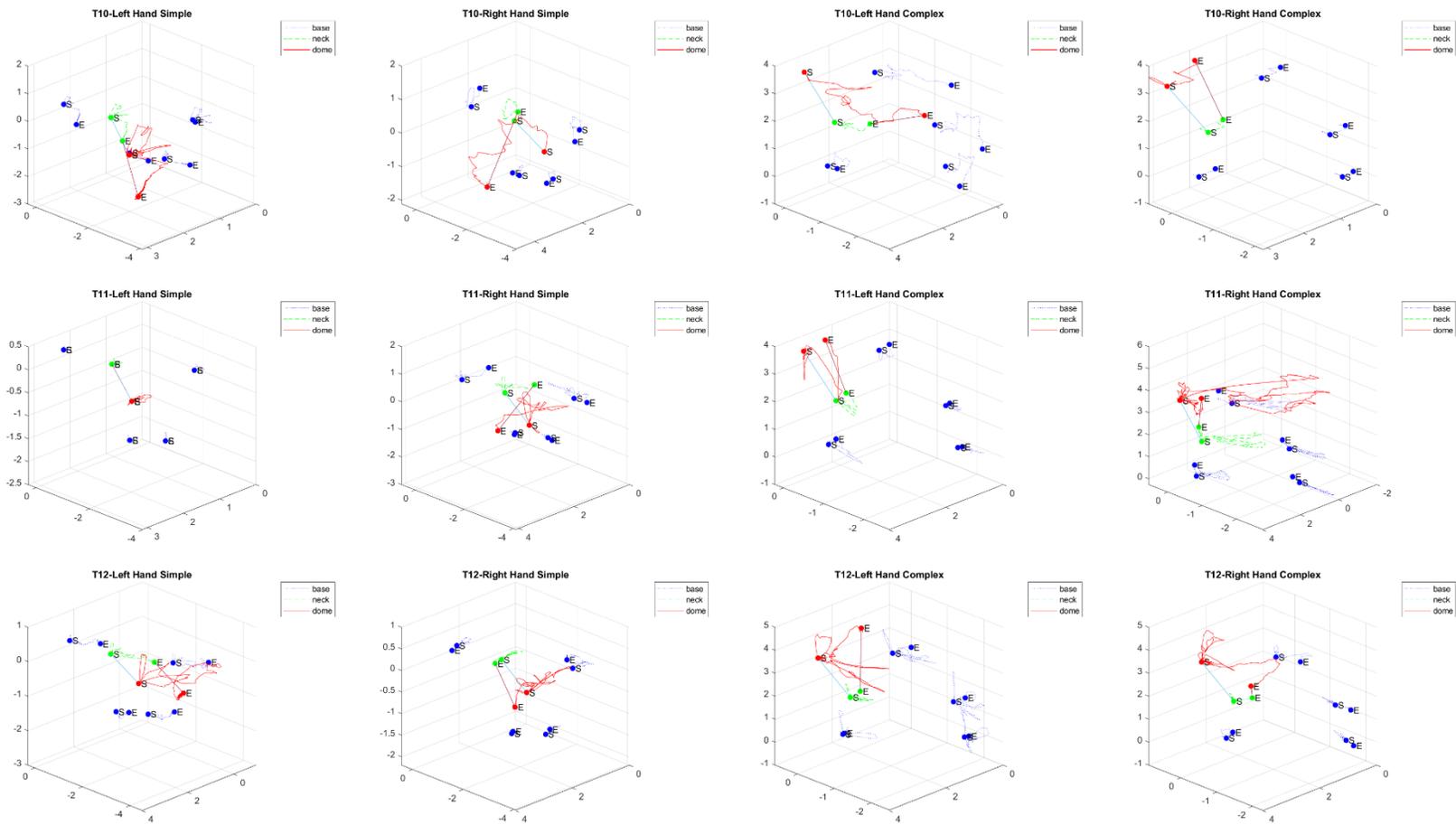


Figura 42. Resultado del monitoreo de la deformación de las regiones del aneurisma para la condición $SCC(C1L,C1R,C2L,C2R)$ en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. S: Punto inicial (Start), E: Punto final (End), para cada una de las regiones (base, cuello y domo). Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

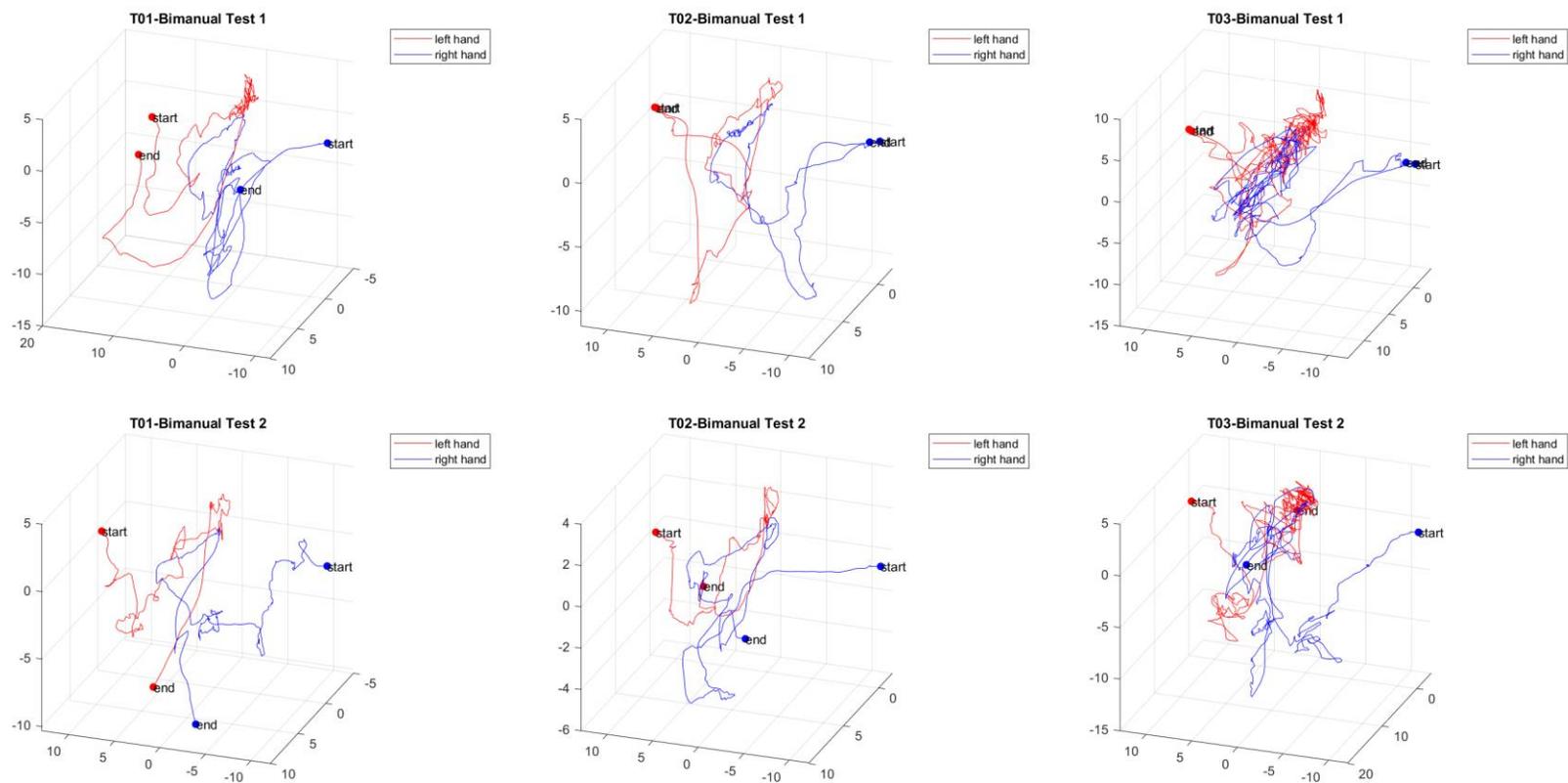


Figura 43. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T01-T03. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

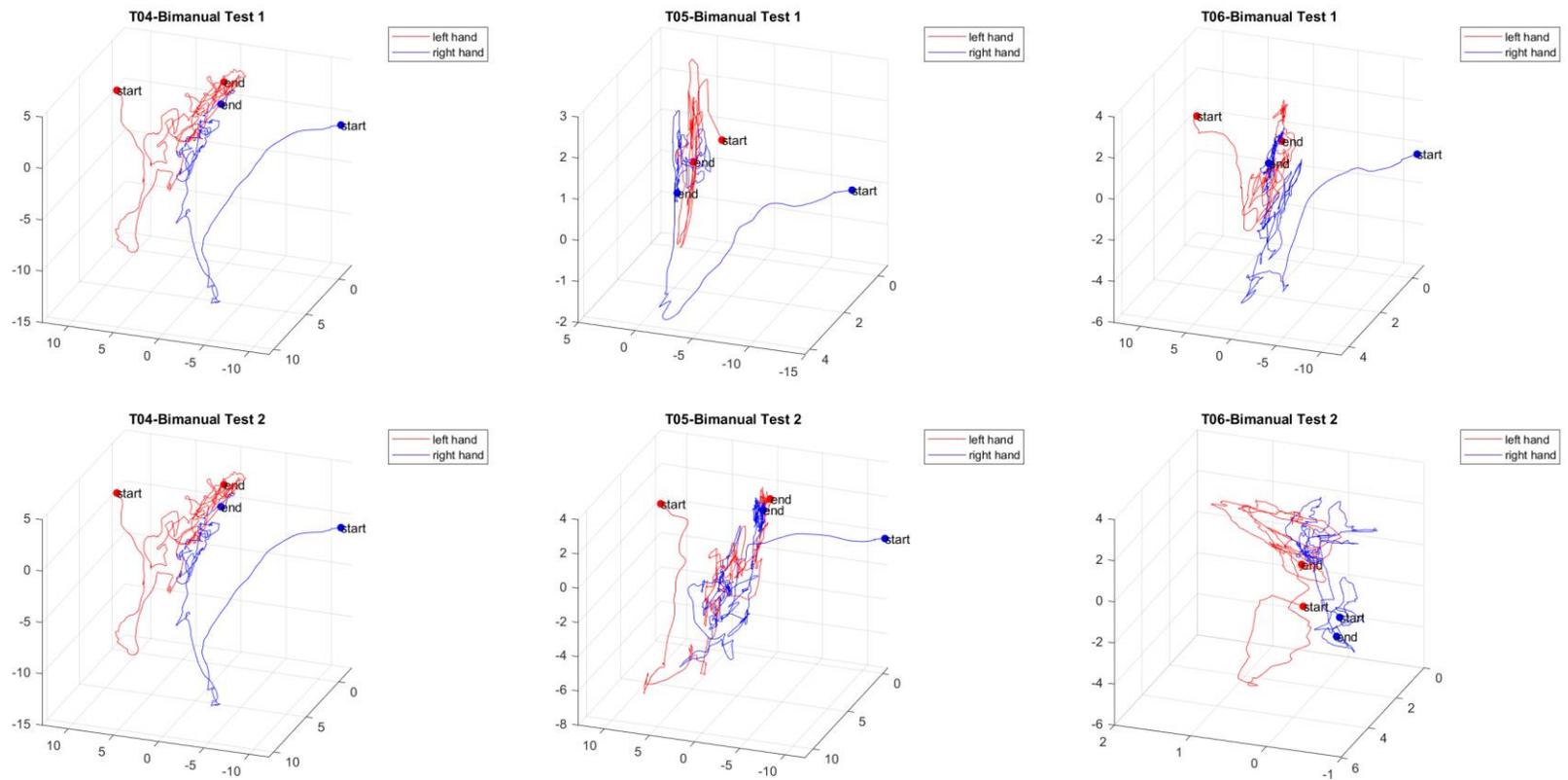


Figura 44. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T04-T06. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

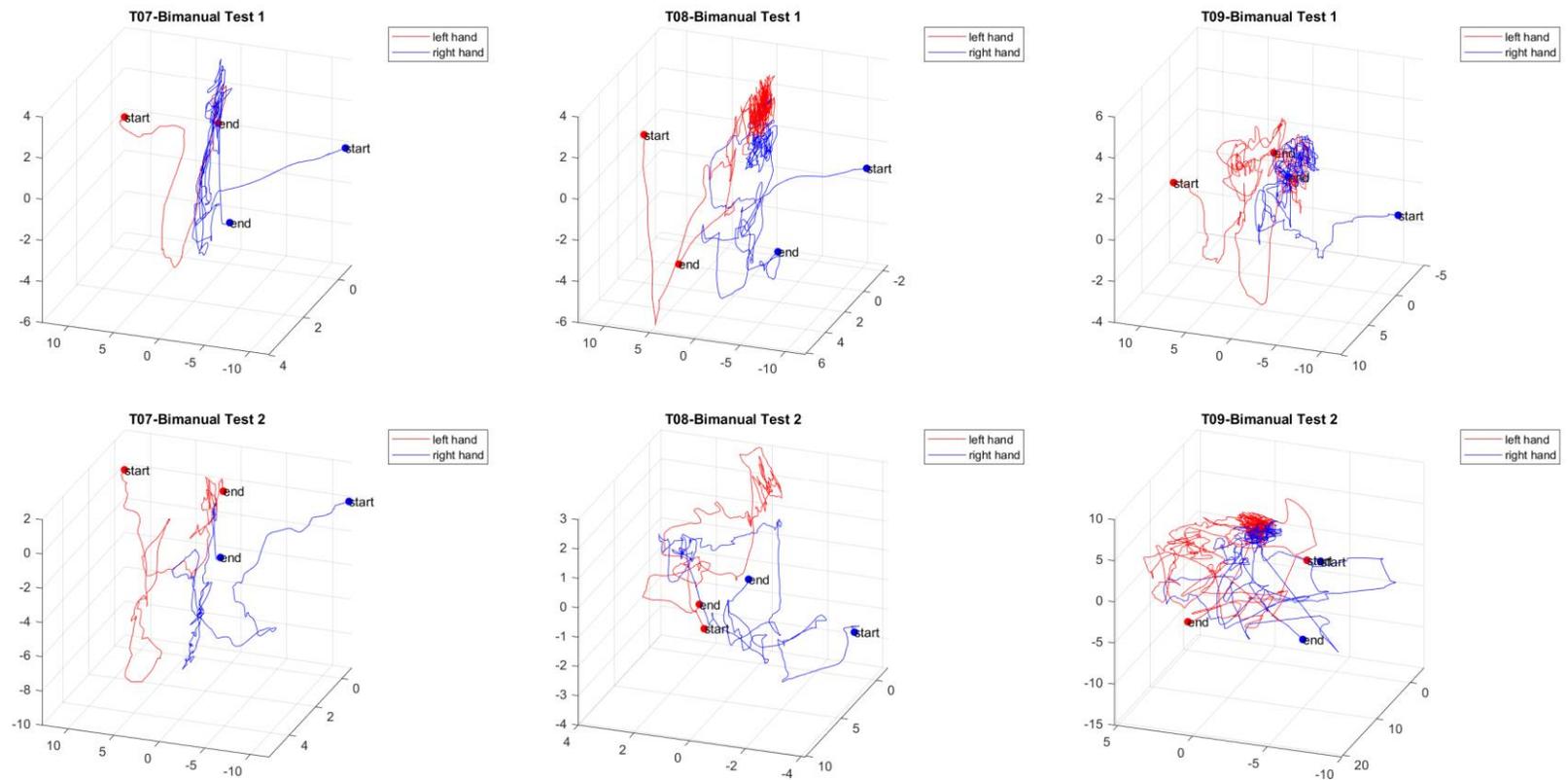


Figura 45. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T07-T09. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

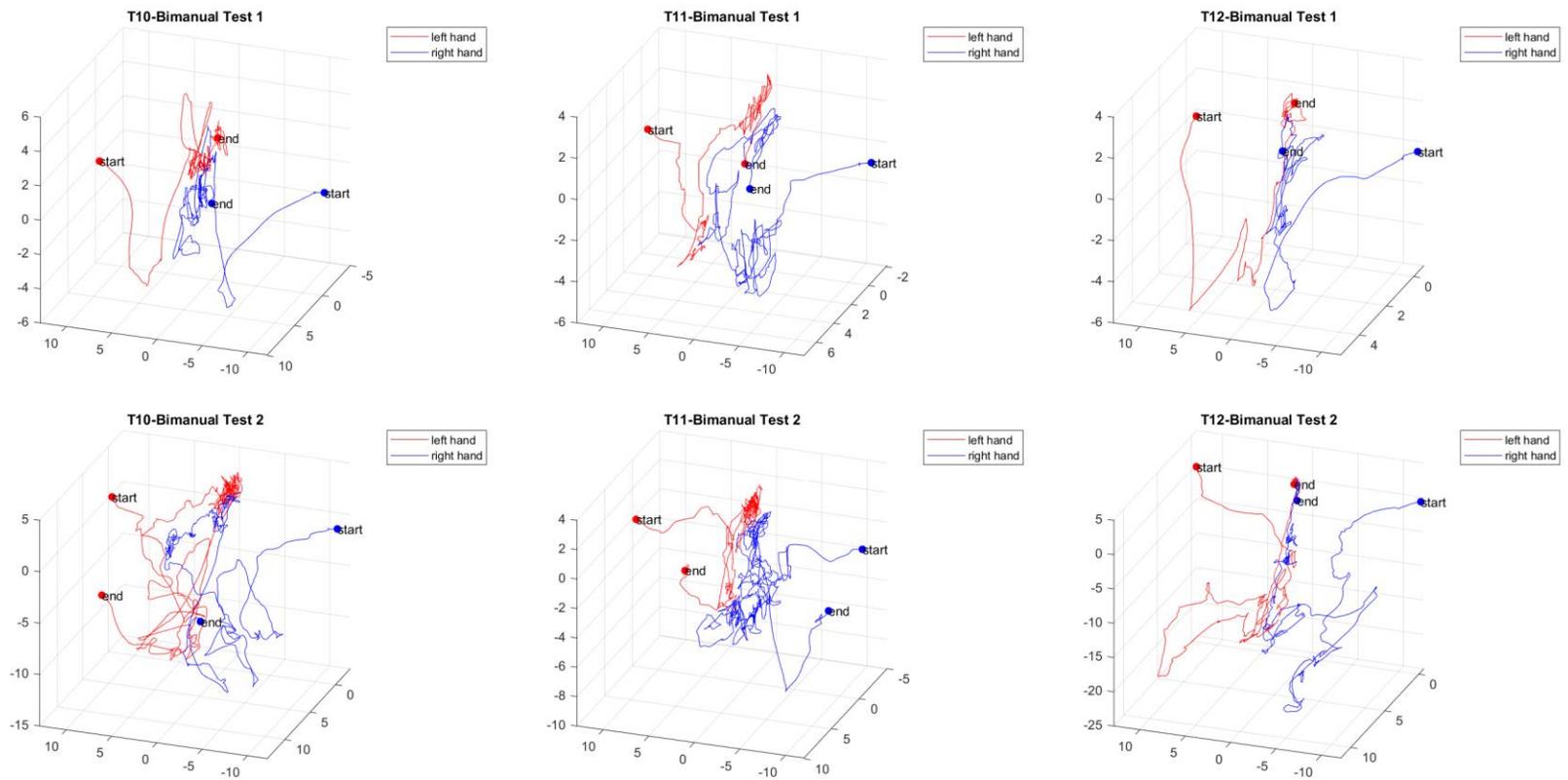


Figura 46. Resultado del monitoreo de las trayectorias bimanuales de las puntas del aspirador y aplicador de clips para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T10-T12. Start: punto inicial, E: punto final, para cada una de las manos (izquierda y derecha). Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

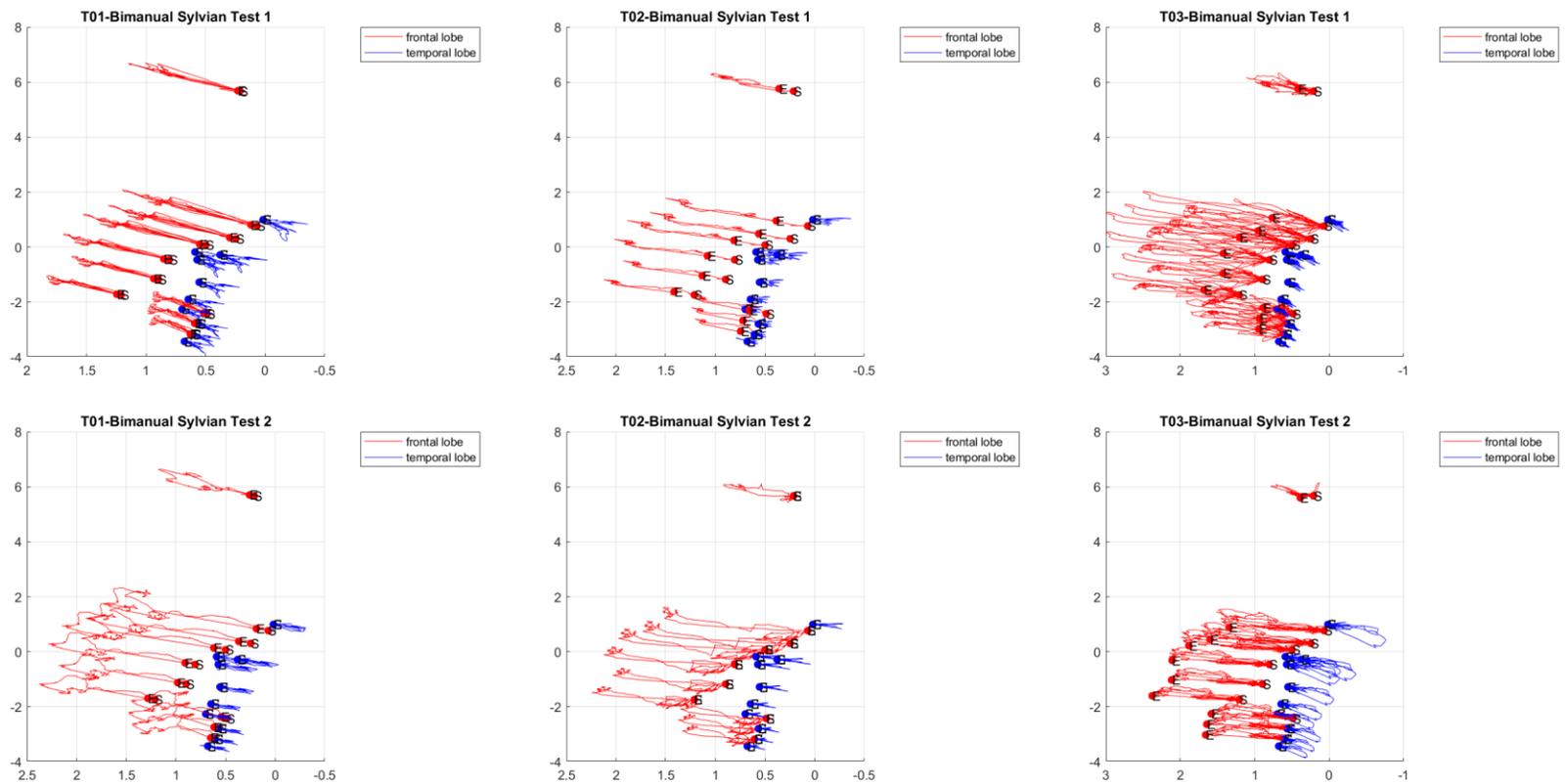


Figura 47. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T01-T03. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

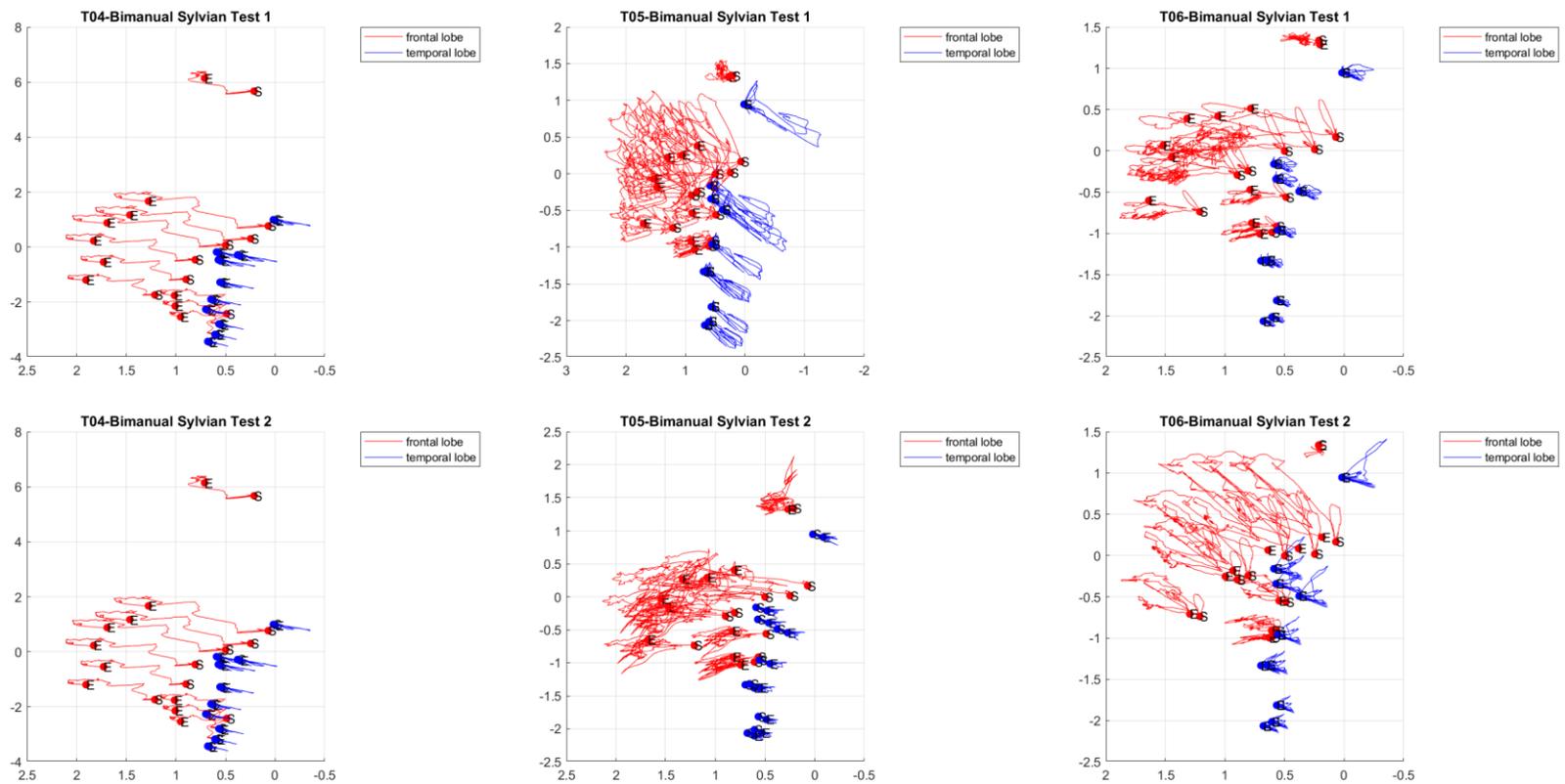


Figura 48. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T04-T06. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

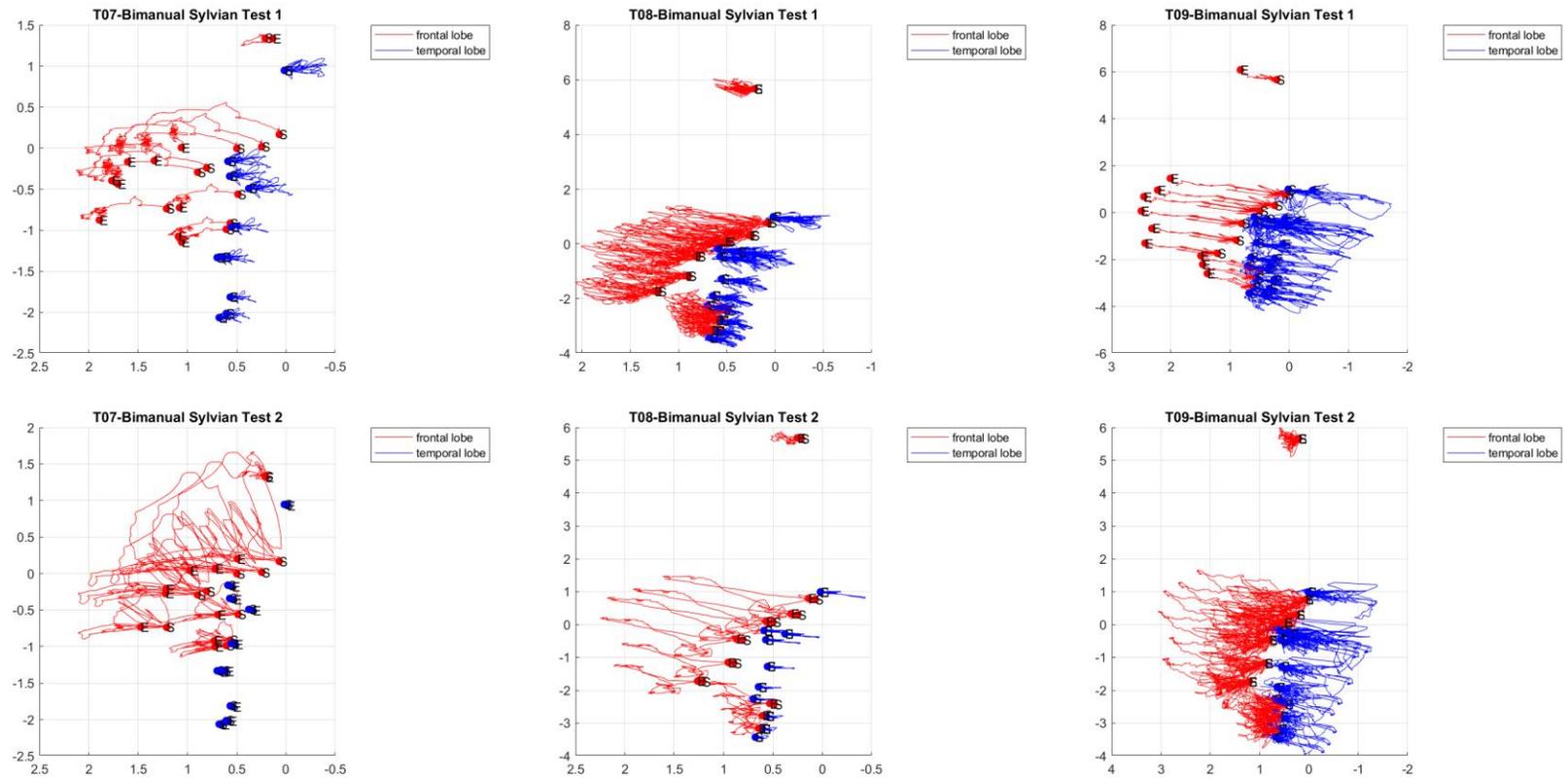


Figura 49. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T07-T09. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

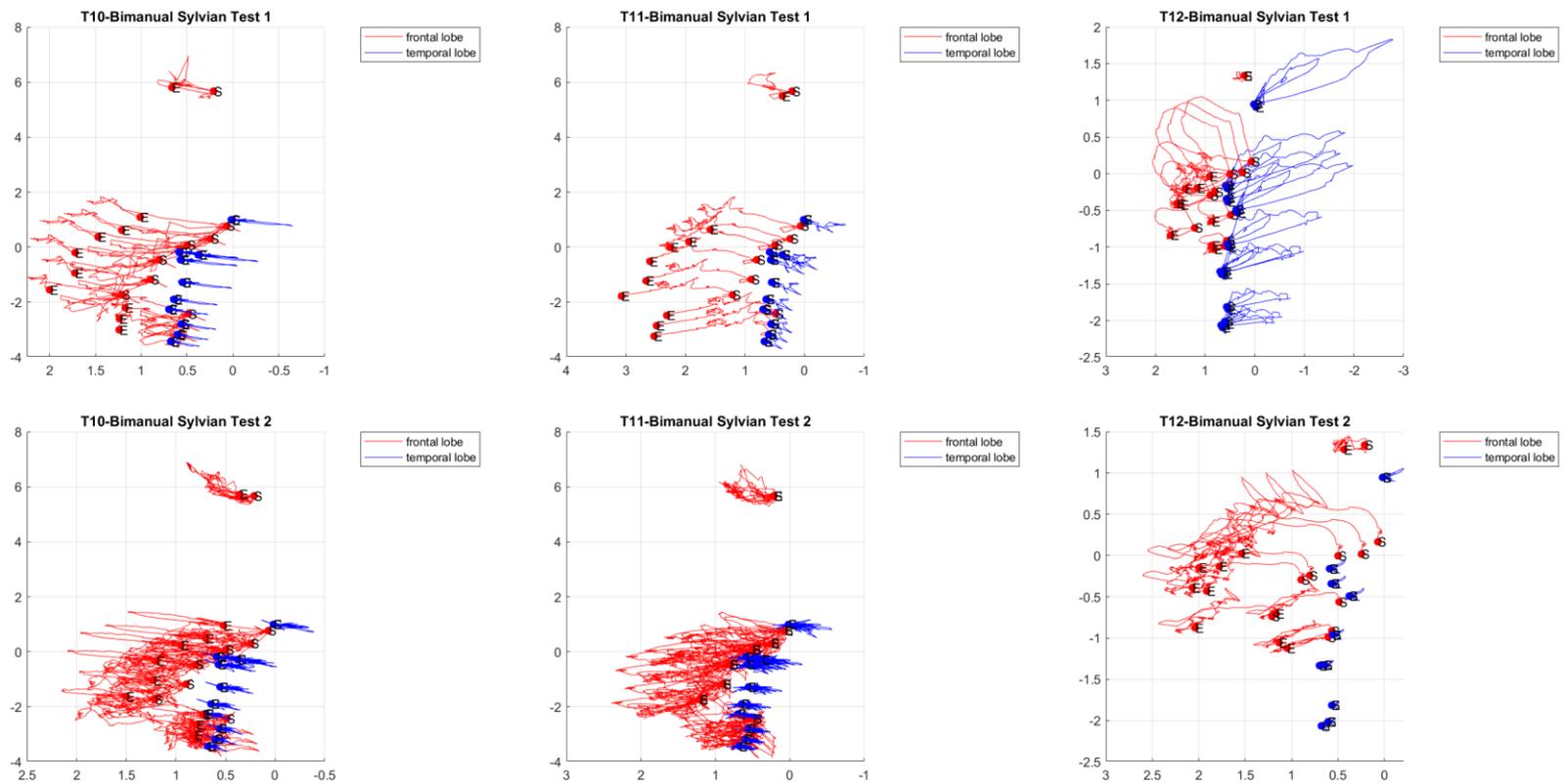


Figura 50. Resultado del monitoreo de deformaciones de los lóbulos frontal y temporal para 10 puntos en cada modelo anatómico para la condición ECC(M,VR) en las pruebas T10-T12. Unidades en [cm] para cada uno de los ejes coordenados. Expertos: T01, T08-12, Aprendices: T02-T07.

PUBLICACIONES Y REGISTROS DE PROPIEDAD INTELECTUAL

Derivados del presente trabajo, se han publicado los siguientes artículos en revistas arbitradas, memorias de congresos y documentos de propiedad intelectual:

Artículo principal:

- Teodoro-Vite, Sergio MEng, Eng; Pérez-Lomelí, Juan S. MDes; Domínguez-Velasco, César F. MSc, Eng; Hernández-Valencia, Aldo F. MSc, MD; Capurso-García, Marino A. MD; Padilla-Castañeda, Miguel A. PhD, Eng *A High-Fidelity Hybrid Virtual Reality Simulator of Aneurysm Clipping Repair With Brain Sylvian Fissure Exploration for Vascular Neurosurgery Training*, Simulation in Healthcare: The Journal of the Society for Simulation in Healthcare: July 22, 2020 - Volume Publish Ahead of Print - Issue - doi: 10.1097/SIH.0000000000000489.

Propiedad Intelectual

- Derechos de autor
 - Registro de Propiedad Intelectual No. 03-2019-110711441700-01. Figura 51. Padilla Castañeda Miguel Ángel, Pérez Lomelí Juan Salvador, Domínguez Velasco César Fabián, Hernández Valencia Aldo Francisco, Teodoro Vite Sergio, *BACSIM VR Software*. Titularidad Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, 7 de noviembre de 2019.
 - Registro de Propiedad Intelectual No. 03-2019-031910404400-01. Padilla Castañeda Miguel Ángel, Pérez Lomelí Juan Salvador, Ibarra Ramírez Víctor Hugo, Teodoro Vite Sergio. *ARAnatomyExplorer versión 0*. Titularidad: Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, 19 de marzo de 2019.

- Registro de Propiedad Intelectual No. 03-2018-111311420700-01. Teja Juárez Víctor Leonardo, De La Cruz Salas Luis Miguel, Nieto Butrón Mario Arturo, Ramos Becerra Gustavo, Teodoro Vite Sergio. *ALQUIIUM*. Titularidad: Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, 14 de noviembre de 2018.

Artículos y capítulos en libros, nacionales e internacionales:

- Artículo en conferencia internacional
 - Teodoro Vite S., Domínguez Velasco C.F., Muscatello S., Padilla Castañeda M.Á., De Paolis L.T. (2019) *An Augmented Reality Platform for Preoperative Surgical Planning*. In: Vlad S., Roman N. (eds) 6th International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology; 17–20 October 2018, Cluj-Napoca, Romania. IFMBE Proceedings, vol 71. Springer, Singapore. IFMBE Proceedings, vol 71. Springer, Singapore. Print ISBN 978-981-13-6206-4. Online ISBN 978-981-13-6207-1. https://doi.org/10.1007/978-981-13-6207-1_28.
- Artículo en conferencia internacional
 - Vite S.T., 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*. In: De Paolis L., Bourdot P. (eds) *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics. AVR 2018. Lecture Notes in Computer Science*, vol 10851. Springer, Cham. Print ISBN: 978-3-319-95281-9, Online ISBN: 978-3-319-95282-6, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-319-95282-6_17. **★Esta publicación fue galardonada como el mejor artículo en la categoría de póster durante la V Conferencia Internacional Salento AVR 2018, Otranto, Italia. Figura 52.** <http://www.salentoavr.it/best-paper-2018/> ★
- Artículo en revista internacional

- Vite, S. T., Domínguez Velasco, C. F., Reséndiz Rodríguez, J. B., Hernández Valencia, A., & Padilla Castañeda, M. Ángel. (2018). Simulador de reparación de aneurismas cerebrales para entrenamiento médico. *Visión electrónica*, 12(1), 51-57. <https://doi.org/10.14483/22484728.13399>. ISSN 1909-9746. ISSN-E 2248-4728.
- Capítulo de libro nacional
 - Teodoro, S., Soriano, D., Padilla, M.A., *Simuladores virtuales y el entrenamiento médico en neurocirugía*. Simuladores Quirúrgicos y Cirugía Robótica. Editores: Mosso, J. L., Smith, R. D., Universidad Panamericana. México, 2017. 55-62 pp. ISBN en trámite.

Presentaciones y posters en conferencias nacionales e internacionales:

- Póster en conferencia internacional
 - Sergio Teodoro-Vite, Isaac Tello, César F. Domínguez-Velasco, Jessica Alatorre, Salvador Pérez-Lomelí, Víctor Alcocer-Barradas, Miguel A. Padilla-Castañeda. *An Augmented Reality Based Application with Haptic Feedback for Ventricular Puncture Procedures in Neurosurgery*. EuroVR 2019: The 16th EuroVR International Conference. 23-25 de octubre de 2019. Universidad Técnica de Tallin, Tallin, Estonia.
- Póster en conferencia internacional
 - Teodoro Vite Sergio, Pérez Lomelí J. Salvador, Domínguez Velasco César F., Capurso Marino A. , Hernández Valencia Aldo F., Padilla Castañeda Miguel Ángel. *Simulador de reparación de aneurismas cerebrales para el entrenamiento en neurocirugía*. Tercer encuentro internacional de simulación clínica SIMEX 2019 “Interprofesionalismo y seguridad del paciente”. 26-28 de junio de 2019, Ciudad de México, México. **★Esta publicación fue galardonada como el SEGUNDO LUGAR en la categoría de póster, en el marco del Tercer encuentro en el Palacio de la Escuela de Medicina. Figura 53.★**
- Presentación en conferencia internacional

- Teodoro, S., Domínguez C., Padilla, M.A., *Simulación Computacional y el entrenamiento virtual en neurocirugía*. XII Congreso Internacional de Electrónica, Control y Telecomunicaciones. 26 y 27 de septiembre de 2017. Bogotá, Colombia.
- Memorias Congreso nacional
 - Teodoro, S., Soriano D., Padilla, M.A., *Simulación de reparación de aneurismas usando realidad virtual para el entrenamiento médico en microcirugía cerebrovascular*. VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a las Ciencias de la Salud. 16-18 de junio 2016. Puebla, México.

Otros trabajos indirectos derivados de este trabajo se han presentado en los siguientes eventos:

- Presentación en conferencia nacional
 - Teodoro-Vite S., Ibarra-Ramírez V. H., Alatorre-Flores J., Vargas-Castro D., Garduño-Magaña M., Pérez-Lomelí J. S., *AR Anatomy Explorer: Una Aplicación de Realidad Aumentada para la Enseñanza de la Anatomía Humana*. XXVII Congreso Mexicano de Anatomía 2018. 1-5 octubre de 2018, Monterrey, Nuevo León, México.
- Presentación en conferencia nacional
 - Pérez-Lomelí J. S., Ibarra Ramírez V.H., Teodoro-Vite S., Valera Benjamín. *Creación de un simulador para la enseñanza de destrezas médicas para alumnos de medicina con aplicación en realidad aumentada*. XXVII Congreso Mexicano de Anatomía 2018. 1-5 octubre de 2018, Monterrey, Nuevo León, México.
- Presentación en conferencia nacional
 - Teodoro-Vite S., Muscatello S., Domínguez-Velasco C. F., Ibarra-Ramírez V. H., Pérez-Lomelí J. S., Padilla-Castañeda M. A., DePaolis L. T.; *Una plataforma de realidad aumentada para planeación quirúrgica: caso de estudio en cirugía de mínima invasión de aneurismas cerebrales*. XXVII Congreso Mexicano de Anatomía 2018. 1-5 octubre de 2018, Monterrey, Nuevo León, México.

- Póster en conferencia nacional
 - Jessica Alatorre Flores, Hugo Ibarra Ramírez, Sergio Teodoro Vite, Miguel A. Padilla Castañeda, Juan Salvador Pérez Lomelí. *ARAnatomyExplorer: Una Aplicación de Realidad Aumentada para el Estudio de la Anatomía Humana*. X Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud: “Generación de nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento”. 13, 14 Y 15 de junio de 2019. Universidad Iberoamericana. Puebla, México.
- Póster en conferencia nacional
 - Irvin Vicuña Altamirano, Viviana Marcela Cruz Vega, Sergio Teodoro Vite, Francisca Hernández Hernández. *MIRA: una aplicación de realidad aumentada para la enseñanza de la micología médica*. X Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud: “Generación de nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento”. 13, 14 Y 15 de junio de 2019. Universidad Iberoamericana. Puebla, México.
- Memorias de congreso nacional
 - Tello I.E., Alcocer V., Teodoro S., Domínguez C. F., Padilla M. A., Gómez J.L. *1. Aplicación de la Realidad Aumentada para el Entrenamiento y Planeación en Procedimientos de Punción Ventricular*. XXV Congreso Mexicano de Cirugía Neurológica "Ciencia y Humanismo, Innovación en la Neurocirugía". 8 al 12 de julio de 2019, Riviera Nayarit, Nayarit, México.
- Memoria en congreso nacional
 - Juan Salvador Pérez-Lomelí, Sergio Teodoro-Vite, Víctor Hugo Ibarra-Ramírez, Miguel Ángel Padilla-Castañeda, Viviana Marcela Cruz-Vega, Jessica Alatorre-Flores, Santiago Otero-De la Vega. *Uso de maniqués y aplicaciones de realidad aumentada para la enseñanza de la anatomía humana*. SOMI XXXIV Congreso de Instrumentación, Morelia, Michoacán, México, 16 al 18 de octubre de 2019.

Tesis dirigidas

- Garduño Magaña, Mauricio, sustentante. *Simulación computacional de cortes en objetos rígidos con retroalimentación háptica para entrenamiento en microneurocirugía*. Tesis de licenciatura para obtener el título de Ingeniero en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. 76 páginas. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2018.
- Vicuña Altamirano, Irvin, sustentante. *Sistema de visualización de estructuras fúngicas usando realidad aumentada para la enseñanza de la micología médica*. Tesis de licenciatura para obtener el título de Ingeniero en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. 89 páginas. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2019.
- Cruz Vega, Viviana Marcela, sustentante. *Atlas anatómico 3d del tronco usando realidad aumentada para la enseñanza de la anatomía humana*. Tesina de licenciatura para obtener el título de Ingeniera en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2020.
- Alatorre Flores, Jessica, sustentante. *Plataformas de cómputo con realidad aumentada como herramientas complementarias en el proceso de aprendizaje de la anatomía humana*. Tesina de licenciatura para obtener el título de Ingeniera en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2020.
- López Amezcua Ulises y Mendoza Pacheco Kevin, sustentantes. *Desarrollo de un atlas de cabeza y cuello de maniqués de órganos impresos en 3D y realidad mixta para la enseñanza de la neuroanatomía humana*. Tesis de licenciatura para obtener el título de Ingeniero en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2020.
- Ortíz Figueroa, María Fernanda, sustentante. *Modelo computacional híbrido basado en tecnologías de realidad mixta para la planeación quirúrgica de procedimientos de mínima invasión*. Tesis de licenciatura para obtener el título de Ingeniero en Computación. Asesor Sergio Teodoro Vite. Facultad de Ingeniería, UNAM. México, 2020.

CERTIFICADO

Registro Público del Derecho de Autor

Para los efectos de los artículos 13, 162, 163 fracción I, 164 fracción I, 168, 169, 209 fracción III y demás relativos de la Ley Federal del Derecho de Autor, se hace constar que la **OBRA** cuyas especificaciones aparecen a continuación, ha quedado inscrita en el Registro Público del Derecho de Autor, con los siguientes datos:

AUTORES: PADILLA CASTAÑEDA MIGUEL ANGEL
PEREZ LOMELI JUAN SALVADOR
DOMINGUEZ VELASCO CESAR FABIAN
HERNANDEZ VALENCIA ALDO FRANCISCO
TEODORO VITE SERGIO

TITULO: BACSIM VR SOFTWARE

RAMA: PROGRAMAS DE COMPUTACION

TITULAR: UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO (CON FUNDAMENTO EN EL ARTICULO 83 DE LA L.F.D.A.)

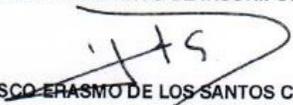
Con fundamento en lo establecido por el artículo 168 de la Ley Federal del Derecho de Autor, las inscripciones en el registro establecen la presunción de ser ciertos los hechos y actos que en ellas consten, salvo prueba en contrario. Toda inscripción deja a salvo los derechos de terceros. Si surge controversia, los efectos de la inscripción quedarán suspendidos en tanto se pronuncie resolución firme por autoridad competente.

Con fundamento en los artículos 2, 208, 209 fracción III y 211 de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículos 64, 103 fracción IV y 104 del Reglamento de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículos 1, 3 fracción I, 4, 8 fracción I y 9 del Reglamento Interior del Instituto Nacional del Derecho de Autor, se expide el presente certificado.

Número de Registro: 03-2019-110711441700-01

Ciudad de México, a 7 de noviembre de 2019

EL JEFE DEL DEPARTAMENTO DE INSCRIPCION DE OBRAS


FRANCISCO ERASMO DE LOS SANTOS CORDERO



SECRETARÍA DE CULTURA
INSTITUTO NACIONAL DEL
DERECHO DE AUTOR
DIRECCIÓN DE REGISTRO PÚBLICO
DEL DERECHO DE AUTOR

CULTURA
SECRETARÍA DE CULTURA



INDAUTOR
Instituto Nacional del Derecho de Autor

Figura 51. Registro de Propiedad Intelectual, BACSIM VR Software.



Best Poster Award

The Program Committee of the
*5th International Conference
on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics*
has granted the *AVR 2018* Best Poster Award to

**Sergio Teodoro Vite, César Domínguez Velasco,
Aldo Francisco Hernández Valencia, Juan Salvador Pérez Lomeli,
and Miguel Ángel Padilla Castañeda**
**“Virtual Simulation of Brain Sylvian Fissure Exploration
and Aneurysm Clipping with Haptic Feedback
for Neurosurgical Training”**

As the publisher of the *AVR 2018* Proceedings,
Springer furnishes this prize with Euro 100,-

Otranto, Italy - June 2018



Figura 52. Best Poster Award, 5th International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics. AVR 2018. Otranto, Italy, 2018.



Facultad de Medicina



SIMex 2019

Tercer Encuentro Internacional de Simulación Clínica

Otorgan la presente

CONSTANCIA

a:

Sergio Teodoro Vite, Juan Salvador Pérez Lomelí, César Fabián Domínguez Velasco, Aldo Francisco Hernández Valencia y Miguel Ángel Padilla Castañeda

Por haber obtenido el **SEGUNDO LUGAR** con su trabajo en cartel: *"Simulador de reparación de aneurismas cerebrales para el entrenamiento en microneurocirugía"*, en el marco del Tercer Encuentro Internacional de Simulación Clínica **SIMex 2019**, realizado del 26 al 28 de junio de 2019 en el Palacio de la Escuela de Medicina.

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"
Ciudad de México, 28 de junio de 2019.

Dr. German Fajardo Dolci
DIRECTOR DE LA FACULTAD
DE MEDICINA - UNAM

Dra. Irene Durante Montiel
SECRETARIA GENERAL DE LA
FACULTAD DE MEDICINA - UNAM



Figura 53. Constancia segundo lugar de presentación de trabajo en cartel: *"Simulador de reparación de aneurismas cerebrales para el entrenamiento en microneurocirugía"*, en el Tercer Encuentro Internacional de Simulación Clínica SIMex 2019, Palacio de la Escuela de Medicina, Ciudad de México, México.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Acciarri, N., Toniato, G., Raabe, A., & Lanzino, G. (2016). Clipping techniques in cerebral aneurysm surgery. *Journal of Neurosurgical Sciences*, 60(1), 83-94.
- Alaraj, A., Luciano, C. J., Bailey, D. P., Elsenousi, A., Roitberg, B. Z., Bernardo, A., Banerjee, P. P., & Charbel, F. T. (2015). Virtual reality cerebral aneurysm clipping simulation with real-time haptic feedback. *Neurosurgery*, 11 Suppl 2, 52-58. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000583>
- Allard, J., Courtecuisse, H., & Faure, F. (2011). Implicit FEM Solver on GPU for Interactive Deformation Simulation. En W. W. Hwu (Ed.), *GPU Computing Gems Jade Edition* (pp. 281-294). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-385963-1.00021-6>
- AlZhrani, G., Alotaibi, F., Azarnoush, H., Winkler-Schwartz, A., Sabbagh, A., Bajunaid, K., Lajoie, S. P., & Del Maestro, R. F. (2015). Proficiency performance benchmarks for removal of simulated brain tumors using a virtual reality simulator NeuroTouch. *Journal of Surgical Education*, 72(4), 685-696. <https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2014.12.014>
- Andel, C., Davidow, S. L., Hollander, M., & Moreno, D. A. (2012). The economics of health care quality and medical errors. *Journal of Health Care Finance*, 39(1), 39-50.
- Arauz, A., & Ruíz Franco, A. (2012). *Enfermedad vascular cerebral*. PERIODICA. <http://pbidi.unam.mx:8080/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cat02032a&AN=per.PER01000396722&lang=es&site=eds-live>
- Banerjee, P., Luciano, C., Dawe, G., Florea, L., Steinberg, A. D., Drummond, J., & Zefran, M. (2010). *Compact haptic and augmented virtual reality system* (Patent N.º US7812815B2). <https://patents.google.com/patent/US7812815B2/en>
- Bender, J., Müller, M., Otaduy, M. A. 3, Teschner, M., & Macklin, M. (2014). A Survey on Position-Based Simulation Methods in Computer Graphics. En *Computer Graphics Forum* (Vol. 33). <http://10.0.4.87/cgf.12346> <http://pbidi.unam.mx:8080/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asu&AN=98520843&lang=es&site=eds-live>
- Bro-Nielsen, M. (1998). Finite element modeling in surgery simulation. *Proceedings of the IEEE*, 86(3), 490-503. <https://doi.org/10.1109/5.662874>
- Bro-Nielsen, Morten, & Cotin, S. (1996). Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation. *Computer Graphics Forum*, 15(3), 57.
- Cantú-Brito, C., Majersik, J., Sánchez Brisa, N., Ruano, L. A., Quiñones, G., Arzola, J., Sosa, F., Becerra, D., Sida, R., Campos, S., & Lewis, M. (2010). Vigilancia epidemiológica del ataque vascular cerebral en una comunidad mexicana: Diseño de un proyecto

- poblacional para el estudio de las enfermedades cerebrovasculares en México. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 11(2), 128-135.
- Cao, C., & Cerfolio, R. J. (2019). Virtual or Augmented Reality to Enhance Surgical Education and Surgical Planning. *Thoracic surgery clinics*, 29(3), 329-337. MEDLINE. <https://doi.org/10.1016/j.thorsurg.2019.03.010>
- Carey, J. N., Rommer, E., Sheckter, C., Minneti, M., Talving, P., Wong, A. K., Garner, W., & Urata, M. M. (2014). Simulation of plastic surgery and microvascular procedures using perfused fresh human cadavers. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 67(2), e42-e48. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2013.09.026>
- Cerón-Apipilhuasco, A., Rodríguez-Cruz, L., Mendoza-Carrasco, M. T., & Loria-Castellanos, J. (2020). Introducción a la simulación clínica. *Revista de Educación e Investigación en EMERGENCIAS*, 4(1), 1-5. <https://doi.org/10.24875/REIE.20000057>
- Chan, S., Conti, F., Salisbury, K., & Blevins, N. H. (2013). Virtual reality simulation in neurosurgery: Technologies and evolution. *Neurosurgery*, 72 Suppl 1, 154-164. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e3182750d26>
- Chiquete, E., Ruiz-Sandoval, J. L., Murillo-Bonilla, L. M., Arauz, A., Villareal-Caraga, J., Barinagarrementería, F., & Cantú-Brito, C. (2011). Mortalidad por enfermedad vascular cerebral en México, 2000-2008: Una exhortación a la acción. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 12(5), 235-241.
- Cignoni, P., Callieri, M., Corsini, M., Dellepiane, M., Ganovelli, F., & Ranzuglia, G. (2008). MeshLab: An Open-Source Mesh Processing Tool. En V. Scarano, R. D. Chiara, & U. Erra (Eds.), *Eurographics Italian Chapter Conference*. The Eurographics Association. <https://doi.org/10.2312/LocalChapterEvents/ItalChap/ItalianChapConf2008/129-136>
- Cutolo, F., Meola, A., Carbone, M., Sinceri, S., Cagnazzo, F., Denaro, E., Esposito, N., Ferrari, M., & Ferrari, V. (2017). A new head-mounted display-based augmented reality system in neurosurgical oncology: A study on phantom. *Computer Assisted Surgery (Abingdon, England)*, 22(1), 39-53. <https://doi.org/10.1080/24699322.2017.1358400>
- Daou, B., Chalouhi, N., Starke, R. M., Barros, G., Ya'qoub, L., Do, J., Tjoumakaris, S., Rosenwasser, R. H., & Jabbour, P. (2016). Clipping of previously coiled cerebral aneurysms: Efficacy, safety, and predictors in a cohort of 111 patients. *Journal of Neurosurgery JNS*, 125(6). <https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/125/6/article-p1337.xml>
- De Paolis, L. T., & Ricciardi, F. (2018). Augmented visualisation in the treatment of the liver tumours with radiofrequency ablation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 6(4), 396-404. <https://doi.org/10.1080/21681163.2017.1287598>
- Delorme, S., Laroche, D., DiRaddo, R., & Del Maestro, R. F. (2012). NeuroTouch: A physics-based virtual simulator for cranial microneurosurgery training. *Neurosurgery*, 71(1 Suppl Operative), 32-42. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e318249c744>
- Dequidt, J., Coevoet, E., Thinès, L., & Duriez, C. (2015). Vascular Neurosurgery Simulation with Bimanual Haptic Feedback. En F. Jaillet, F. Zara, & G. Zachmann (Eds.), *Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation*. The Eurographics Association. <https://doi.org/10.2312/vriphys.20151337>

- Duan, Y., Huang, W., Chang, H., Chen, W., Zhou, J., Teo, S. K., Su, Y., Chui, C. K., & Chang, S. (2016). Volume Preserved Mass-Spring Model with Novel Constraints for Soft Tissue Deformation. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(1), 268-280. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2370059>
- Escobedo, E. (2020). *Standardized Patients*. Center for Immersive and Simulation-based Learning. <https://cisl.stanford.edu/about-cisl.html>
- Faure, François, Duriez, C., Delingette, H., Allard, J., Gilles, B., Marchesseau, S., Talbot, H., Courtecuisse, H., Bousquet, G., Peterlik, I., & Cotin, S. (2012). SOFA: A Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation. *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, 283.
- Fenz, W., Dirnberger, J., & Georgiev, I. (2016). *Blood flow simulations with application to cerebral aneurysms*. *BT - Proceedings of the Modeling and Simulation in Medicine Symposium, MSM 2016, part of the 2016 Spring Simulation Multiconference, SpringSim '16, Pasadena, CA, USA, April 3-6, 2016*. <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2962681>
- Georgii, J., & Westermann, R. (2008). Corotated Finite Elements Made Fast and Stable. En Francois Faure & M. Teschner (Eds.), *Workshop in Virtual Reality Interactions and Physical Simulation «VRIPHYS» (2008)*. The Eurographics Association. <https://doi.org/10.2312/PE/vriphys/vriphys08/011-019>
- Gmeiner, M., Dirnberger, J., Fenz, W., Gollwitzer, M., Wurm, G., Trenkler, J., & Gruber, A. (2018). Virtual Cerebral Aneurysm Clipping with Real-Time Haptic Force Feedback in Neurosurgical Education. *World Neurosurgery*, 112, e313–e323. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.01.042>
- Gnanakumar, S., Kostusiak, M., Budohoski, K. P., Barone, D., Pizzuti, V., Kirolos, R., Santarius, T., & Trivedi, R. (2018). Effectiveness of Cadaveric Simulation in Neurosurgical Training: A Review of the Literature. *World Neurosurgery*, 118, 88-96. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.07.015>
- Harry Owen. (2016). Simulation in Healthcare Education. An Extensive History. *The Obstetrician & Gynaecologist*, 18(4), 330-330. <https://doi.org/10.1111/tog.12329>
- Heilig, M. L. (1962). *Sensorama Simulator* (Patent N.º US 3050870 A). <https://lens.org/101-000-708-415-191>
- Heinze-Martin, G., Olmedo-Canchola, V. H., Bazán-Miranda, G., Bernard-Fuentes, N. A., & Guízar-Sánchez, D. P. (2018). Los médicos especialistas en México. *Gaceta Medica de Mexico*, 154(3), 342-351. PubMed. <https://doi.org/10.24875/gmm.18003770>
- 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. <https://doi.org/10.1002/rcs.1953>
- Hess, R. (2010). Chapter 1—An Introduction to 3D: Recreating the World Inside Your Computer, or Not. En R. Hess (Ed.), *Blender Foundations* (pp. 1–11). Focal Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-240-81430-8.00001-9>

- Hirayama, R., Martinez Plasencia, D., Masuda, N., & Subramanian, S. (2019). A volumetric display for visual, tactile and audio presentation using acoustic trapping. *Nature*, 575(7782), 320-323. <https://doi.org/10.1038/s41586-019-1739-5>
- Hooten, K. G., Lister, J. R., Lombard, G., Lizdas, D. E., Lampotang, S., Rajon, D. A., Bova, F., & Murad, G. J. A. (2014). Mixed reality ventriculostomy simulation: Experience in neurosurgical residency. *Clinical Neurosurgery*, 10. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000503>
- Hounsfield, G. N. (1980). Computed Medical Imaging. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 4(5). https://journals.lww.com/jcat/Fulltext/1980/10000/Computed_Medical_Imaging.17.aspx
- Jose Luis Akaki Blancas, & Joaquín López Bárcena. (2018). Formación de médicos especialistas en México. *Educación Médica*, 19(36-42), 36-42. Directory of Open Access Journals. <https://doi.org/10.1016/j.edumed.2018.03.007>
- Kersten-Oertel, M., Chen, S. S. J., Drouin, S., Sinclair, D. S., & Collins, D. L. (2012). Augmented reality visualization for guidance in neurovascular surgery. *Studies In Health Technology And Informatics*, 173, 225–229.
- Kimura, T., Morita, A., Nishimura, K., Aiyama, H., Ito, H., Fukaya, S., Sora, S., & Ochiai, C. (2009). Simulation of and training for cerebral aneurysm clipping with 3-dimensional models. En *Neurosurgery* (Vol. 65). <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000354350.88899.07>
- Koyama, T., Hongo, K., Tanaka, Y., & Kobayashi, S. (2000). Simulation of the surgical manipulation involved in clipping a basilar artery aneurysm: Concepts of virtual clipping. *Journal of Neurosurgery*, 93(2), 355–360. <https://doi.org/10.3171/jns.2000.93.2.0355>
- Laerdal. (2020a). *Resusci Anne Q CPR*. Laerdal. <https://www.laerdal.com/us/products/simulation-training/resuscitation-training/resusci-anne-qcpr/>
- Laerdal. (2020b). *SimMan 3G Trauma*. Laerdal. <https://www.laerdal.com/us/products/simulation-training/emergency-care--trauma/simman-3g-trauma/>
- Larsen, C. R., Soerensen, J. L., Grantcharov, T. P., Dalsgaard, T., Schouenborg, L., Ottosen, C., Schroeder, T. V., & Ottesen, B. S. (2009). Effect of virtual reality training on laparoscopic surgery: Randomised controlled trial. *BMJ*, 338, b1802. <https://doi.org/10.1136/bmj.b1802>
- Lawton, M. T. (2011). *Seven Aneurysms: Tenets and Techniques for Clipping*. Thieme. <https://books.google.com.mx/books?id=wI5kEN8TFpEC>
- Liu, G. R., & Liu, M. B. (2003). *Smoothed Particle Hydrodynamics*. WORLD SCIENTIFIC. <https://doi.org/10.1142/5340>
- Lorensen, W. E., & Cline, H. E. (1987). Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, 163–169. <https://doi.org/10.1145/37401.37422>

- M. A. Padilla-Castañeda, E. Sotgiu, A. Frisoli, M. Bergamasco, P. Orsini, A. Martiradonna, S. Olivieri, G. Mazzinghi, & C. Laddaga. (2013). A virtual reality system for robotic-assisted orthopedic rehabilitation of forearm and elbow fractures. *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1506-1511. <https://doi.org/10.1109/IROS.2013.6696548>
- M. R. Desselle, R. A. Brown, A. R. James, M. J. Midwinter, S. K. Powell, & M. A. Woodruff. (2020). Augmented and Virtual Reality in Surgery. *Computing in Science & Engineering*, 22(3), 18-26. <https://doi.org/10.1109/MCSE.2020.2972822>
- Macklin, M., Müller, M., Chentanez, N., & Kim, T. (2014). Unified Particle Physics for Real-Time Applications. *ACM Transactions on Graphics*, 33, 1-12. <https://doi.org/10.1145/2601097.2601152>
- Malone, H. R., Syed, O. N., Downes, M. S., D'Ambrosio, A. L., Quest, D. O., & Kaiser, M. G. (2010). Simulation in neurosurgery: A review of computer-based simulation environments and their surgical applications. *Neurosurgery*, 67(4), 1105-1116. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e3181ee46d0>
- Manningham, R. (1740). *Lectures advertisement* (4). London Evening Post.
- Miga, M. I., Paulsen, K. D., Hoopes, P. J., Kennedy, F. E. J., Hartov, A., & Roberts, D. W. (2000). In vivo quantification of a homogeneous brain deformation model for updating preoperative images during surgery. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 47(2), 266-273. <https://doi.org/10.1109/10.821778>
- Milgram, P., Takemura, H., Utsumi, A., & Kishino, F. (1995). Augmented reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum. *Proceedings of SPIE*, 1, 282. Complementary Index.
- Miller, K., Wittek, A., & Joldes, G. (2010). Biomechanics of the brain for computer-integrated surgery. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(2), 25-37.
- Mueller, G. R., Moloff, A. L., Wedmore, I. S., Schoeff, J. E., & Laporta, A. J. (2012). High intensity scenario training of military medical students to increase learning capacity and management of stress response. *Journal of Special Operations Medicine: A Peer Reviewed Journal for SOF Medical Professionals*, 12(2), 71-76.
- Murray, C. (2015). Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990-2013: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*, 385(9963), 117-171. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)61682-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)61682-2)
- Musacchio Jr, M. J., Smith, A. P., McNeal, C. A., Munoz, L., Rothenberg, D. M., von Roenn, K. A., & Byrne, R. W. (2010). Neuro-critical care skills training using a human patient simulator. *Neurocritical Care*, 13(2), 169-175. <https://doi.org/10.1007/s12028-010-9405-7>
- Negrillo-Cárdenas, J., Jiménez-Pérez, J.-R., & Feito, F. R. (2020). The role of virtual and augmented reality in orthopedic trauma surgery: From diagnosis to rehabilitation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 191, 105407. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105407>

- Nesme, M., Marchal, M., Promayon, E., Chabanas, M., Payan, Y., & Faure, F. (2005). Physically realistic interactive simulation for biological soft tissues. *Recent Research Developments in Biomechanics*, 2, 1-22.
- Palter, V. N., & Grantcharov, T. P. (2010). Simulation in surgical education. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal = Journal de l'Association Medicale Canadienne*, 182(11), 1191-1196. PubMed. <https://doi.org/10.1503/cmaj.091743>
- Papangelou, A., & Ziai, W. (2010). The birth of neuro-simulation. *Neurocritical Care*, 13(2), 167–168. <https://doi.org/10.1007/s12028-010-9440-4>
- Parks, A. (2013). *CAE Vimedix* [CAE Vimedix]. CAE. <https://caehealthcare.com/ultrasound-simulation/vimedix/>
- Parks, A. R., Atkinson, P., Verheul, G., & Leblanc-Duchin, D. (2013). Can medical learners achieve point-of-care ultrasound competency using a high-fidelity ultrasound simulator?: A pilot study. *Critical Ultrasound Journal*, 5(1), 9-9. PubMed. <https://doi.org/10.1186/2036-7902-5-9>
- Paweł Rynio, Aleksander Falkowski, Jan Witowski, Arkadiusz Kazimierczak, Łukasz Wójcik, & Piotr Gutowski. (2020). Simulation and Training of Needle Puncture Procedure with a Patient-Specific 3D Printed Gluteal Artery Model. *Journal of Clinical Medicine*, 9(3), 686-686. Directory of Open Access Journals. <https://doi.org/10.3390/jcm9030686>
- Peaud, P. (2019). *Creation and development of an application to learn the human anatomy*. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Peddie, J. (2017). *Augmented Reality: Where We Will All Live*. Springer International Publishing.
- Picinbono, G., Delingette, H., & Ayache, N. (2003). Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation. *Graphical Models*, 65(5), 305.
- Picinbono, G., Delingette, H., & Ayache, N. (2000). Real-Time Large Displacement Elasticity for Surgery Simulation: Non-linear Tensor-Mass Model. *Proceedings of the Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 643-652.
- Pieper, S., Halle, M., & Kikinis, R. (2004). 3D Slicer. *2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro (IEEE Cat No. 04EX821)*, 632–635 Vol. 1. <https://doi.org/10.1109/ISBI.2004.1398617>
- Pinto, T., & Pinto, P. (2020). *Body Interact*. Take The Wind. <https://bodyinteract.com/>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2015.12.102>
- Scerbo, M. W. (2004). Virtual Reality Simulators in Medicine: Current and Future Concerns. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 48(10), 1203-1207. Supplemental Index.
- Sederberg, T. W., & Parry, S. R. (1986). Free-form Deformation of Solid Geometric Models. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 20(4), 151–160. <https://doi.org/10.1145/15886.15903>
- Shellock, F. G., Tkach, J. A., Ruggieri, P. M., Masaryk, T. J., & Rasmussen, P. A. (2003). Aneurysm clips: Evaluation of magnetic field interactions and translational

- attraction by use of «long-bore» and «short-bore» 3.0-T MR imaging systems. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 24(3), 463-471.
- Sherman, W. R., & Craig, A. B. (2003). *Understanding virtual reality: Interface, application, and design*. M. Kaufmann.
- Stephenson, N. (1992). *Snow Crash*. Bantam Books.
- Strategic Operations. (2020). *Hyper-Realistic® Training* (Versión 2020) [Hyper-Realistic® Training]. Strategic Operations. <https://www.strategic-operations.com/Articles.asp?ID=262>
- Surgical Science. (2020). *LapSim Haptic System—The proven simulator*. Surgical Science. <https://surgicallscience.com/systems/lapsim/>
- Sutherland, I. E. (1963). *Sketchpad, A Man-Machine Graphical Communication System*. Garland Publishing, New York.
- Sutherland, I. E. (1968). A Head-Mounted Three Dimensional Display. *Proceedings of the December 9-11, 1968, Fall Joint Computer Conference, Part I*, 757-764. <https://doi.org/10.1145/1476589.1476686>
- Tenjin, H., & Okano, Y. (2017). Training model for cerebral aneurysm clipping. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 10, 114-118. <https://doi.org/10.1016/j.inat.2017.07.018>
- Teodoro Vite, S., Domínguez Velasco, C. F., Muscatello, S., Padilla Castañeda, M. Á., & De Paolis, L. T. (2019). An Augmented Reality Platform for Preoperative Surgical Planning. En S. Vlad & N. M. Roman (Eds.), *6th International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology; 17-20 October 2018, Cluj-Napoca, Romania* (pp. 177-182). Springer Singapore.
- Teodoro-Vite, S. (2012). *Modelado computacional de cortes de tejido blando*. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería.
- Teodoro-Vite, S., Pérez-Lomelí, J. S., Domínguez-Velasco, C. F., Hernández-Valencia, A. F., Capurso-García, M. A., & Padilla-Castañeda, M. A. (2020). A High-Fidelity Hybrid Virtual Reality Simulator of Aneurysm Clipping Repair With Brain Sylvian Fissure Exploration for Vascular Neurosurgery Training. *Simulation in Healthcare, Publish Ahead of Print*. <https://doi.org/10.1097/SIH.0000000000000489>
- Teodoro-Vite, S., Tello, I., Domínguez-Velasco, C. F., Alatorre, J., Pérez-Lomelí, J. S., Alcocer-Barradas, V., & Padilla-Castañeda, M. Á. (2019). *An Augmented Reality Based Application with Haptic Feedback for Ventricular Puncture Procedures in Neurosurgery*. 112-115. <https://doi.org/10.32040/2242-122X.2019.t357>
- Tsutsumi, K., Horiuchi, T., & Hongo, K. (2017). Mechanical evaluation of cerebral aneurysm clip scissoring phenomenon: Comparison of titanium alloy and cobalt alloy. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 28(10), 159. <https://doi.org/10.1007/s10856-017-5975-7>
- Vite, S. T., 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. En L. T. De Paolis & P. Bourdot (Eds.), *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics* (pp. 230-238). Springer International Publishing.

- Wang, L., Ye, X., Hao, Q., Ma, L., Chen, X., Wang, H., & Zhao, Y. (2018). Three-dimensional intracranial middle cerebral artery aneurysm models for aneurysm surgery and training. *Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the Neurosurgical Society of Australasia*, 50, 77–82. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2018.01.074>
- Weinstock, P., Rehder, R., Prabhu, S. P., Forbes, P. W., Roussin, C. J., & Cohen, A. R. (2017). Creation of a novel simulator for minimally invasive neurosurgery: Fusion of 3D printing and special effects. *Journal of Neurosurgery. Pediatrics*, 20(1), 1–9. <https://doi.org/10.3171/2017.1.PEDS16568>
- Yaniv, Z. R., Webster, R. J., Fenz, W., & Dirnberger, J. (2015). Real-time surgery simulation of intracranial aneurysm clipping with patient-specific geometries and haptic feedback. *Proceedings of SPIE*, 9415(1), 94150H.
- Zhang, J., Zhong, Y., & Gu, C. (2018). Deformable Models for Surgical Simulation: A Survey. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 11, 143–164. <https://doi.org/10.1109/RBME.2017.2773521>
- Zhao, J., Lin, H., Summers, R., Yang, M., Cousins, B. G., & Tsui, J. (2018). Current Treatment Strategies for Intracranial Aneurysms: An Overview. *Angiology*, 69(1), 17–30. <https://doi.org/10.1177/0003319717700503>
- Zi, L., & Giles, L. (1925). *Taoist Teachings from the Book of Lieh Tzu*. John Murray.