



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de un sistema de registro del movimiento 3D para
el análisis y evaluación objetiva de las destrezas de los
cirujanos durante la práctica de microcirugía

Tesis que presenta

M. en C. Iván Tlacaélel Franco González

para obtener el Grado de

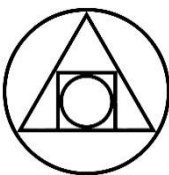
Doctor en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis:

Dr. Arturo Minor Martínez



Este pequeño aporte está dedicado al personal médico que siempre nos atiende con empatía e inteligencia, incluso en situaciones de alta presión psicológica y de riesgo a su salud como ha sido durante la pandemia debida a la COVID-19. Este es uno de muchos trabajos que seguiremos desarrollando para ustedes.

Agradecimientos

Debido a la pandemia por COVID-19, en distintas ocasiones mis proyectos de investigación se frenaron. En el mundo entero se vivieron tiempos difíciles. A pesar de la agobiante situación, la administración del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) estuvo siempre presente, por lo que agradezco al CONACYT por el apoyo que me concedieron durante los cuatro años del programa de doctorado.

Agradezco al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por permitirme ser parte de su comunidad y brindarme el uso sus instalaciones para dar forma a mis investigaciones y proyectos. Agradezco especialmente al personal de la biblioteca, a control escolar y al departamento de becas.

Agradezco a los doctores Ernesto Suaste, Daniel Lorias, David Elías, Carlos Alvarado, Pablo Hernández, Lorenzo Leija, Arturo Vera y al profesor Eladio Cardiel de la sección de Bioelectrónica a quienes debo mi formación. Procuraré llevar siempre la filosofía y convicción de Joaquín Remolina López. Además, agradezco a Mariana Falomir, a Patricia Peña y a Mónica Pérez quienes hacen una administración super eficiente.

Agradezco enormemente al Dr. Arturo Minor Martínez por confiar en mí y aceptarme como su alumno, él es una persona ingeniosa, versátil y muy amable, características que he intentado aprender más allá de todo lo que me ha enseñado. Agradezco al ingeniero José Rodolfo Rosas Ortiz quien siempre me apoyo en la manufactura de mis prototipos. Agradezco también al ingeniero Irwin Rosales García quien me apoyó con buenas ideas. Además, agradezco muchísimo al Dr. Fernando Pérez Escamirosa quien amablemente me ha asesorado y ha aportado comentarios e ideas muy apropiadas para que los proyectos tomen un mejor camino.

Agradezco al Dr. Juan Humberto Sossa Azuela del Centro de investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional quien fue mi profesor en los cursos de redes neuronales y de reconocimiento de formas y visión por computadora. El profesor Sossa siempre tiene un buen consejo, es un experto con mucho carisma, está a la vanguardia y es ejemplar.

Agradezco a la Dra. Tania Josefina Hernández Paredes y al Dr. José Vicente Rosas Barrientos del Hospital Regional 1ro de Octubre del ISSSTE, con quienes tuve el honor de trabajar. Gracias a sus consejos, experiencias y tiempo, el sistema que se presenta en este trabajo se completó con éxito.

Gratitud infinita a mi mamá, a mi papá y a mi hermana. Con su apoyo incondicional me he sentido siempre feliz. No hay palabras para describirlo. Eternamente existirá energía de mi parte con un agradecimiento de mi corazón para ellos.

Contenido

Resumen	viii
Abstract	ix
Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema	3
1.2 Justificación	4
1.3 Objetivos	6
1.3.1 Objetivo general.....	6
1.3.2 Objetivos específicos	6
1.4 Estructura de la tesis.....	7
Capítulo 2. Estado del arte	8
2.1 Antecedentes	9
2.1.1 El entorno del microcirujano	10
2.1.2 Herramientas para la microcirugía.	11
2.2 Actualidad en la evaluación de las destrezas microquirúrgicas	15
2.3 El análisis del movimiento para la evaluación objetiva en microcirugía	17
Capítulo 3. Metodología	24
3.1 Marco teórico	24
3.1.1 Calibración de las cámaras.....	25
3.1.2 Adquisición de imágenes estéreo.....	28
3.1.3 Segmentación por color	30
3.1.4 Momentos geométricos de primer orden	31
3.1.5 Triangulación epipolar.....	32
3.2 Materiales	34
3.2.1 Acondicionamiento del instrumental para rastreo del movimiento.	37
3.2.2 Construcción de los modelos sintéticos y modo de empleo.....	37
3.3 Metodología para el registro y análisis de las muestras	40
3.3.1 Algoritmo para el rastreo automático de dos instrumentos	40
3.3.2 Pruebas de validación técnica.	44
3.3.3 Pruebas experimentales.	46
3.3.5 Análisis estadístico	48
Capítulo 4. Resultados	50

4.1 Resultados de la validación técnica	50
4.2 Resultados de la validación del sistema <i>mitracks3D</i>	52
4.2.1 Transferencia de objetos	52
4.2.2 Sutura interrumpida	54
4.3 Resultados de la validación del constructo	55
Capítulo 5. Discusión	59
Capítulo 6. Conclusiones y perspectivas.....	66
6.1 Conclusiones.....	66
6.2 Perspectivas.....	67
Referencias	68
Anexos.	76

Índice de figuras.

Fig. 2.1 Laboratorio de enseñanza microquirúrgica. El microscopio de mentor tiene un par de oculares extra para que el cirujano experto guíe al aprendiz.	10
Fig. 2.2 Microscopios para práctica. a) Microscopio de entrenamiento. b) El microscopio estereoscópico modificado para el entrenamiento de microcirugía.	11
Fig. 2.3 Pinzas de precisión de acero inoxidable para el entrenamiento de microcirugía.	12
Fig. 2.4 Hilos de sutura. Tamaño de suturas en comparación con un cabello humano.	14
Fig. 2.5 Configuración del ICSAD. Es un dispositivo para registrar y analizar la destreza del movimiento de las manos durante prácticas quirúrgicas.....	17
Fig. 2.6 Estudio de Satterwhite. La sesión se graba en video para su evaluación.	20
Fig. 2.7 Estudio de McGoldrick. Realizaron el seguimiento del movimiento de la punta y lo presentaron gráficamente como movimiento en las coordenadas x (verde) e y (roja) a lo largo del tiempo.....	21
Fig. 2.8 Método de Applebaum a) Sistema electromagnético para el registro del movimiento de la mano. b) Colocación de sensores en las manos.	22

Fig. 2.9 Método de evaluación de Harada. A) Sistema para rastreo de instrumentos. B) Marcadores sobre las pinzas. C) Sensor de deformación para las puntas de las pinzas.....	22
Fig. 3.1 Geometría de cámara estenopeica. La p es la proyección de un punto P del mundo real sobre el plano de la imagen. El centro de proyección se denomina centro de la cámara. El punto donde el eje principal se encuentra con el plano de la imagen se llama punto principal.	25
Fig. 3.2 Se muestran los dos tipos de distorsiones por las lentes de las cámaras [figura tomada de MathWorks].	26
Fig. 3.3 Desfasamiento entre las cámaras. Las cámaras capturan imágenes del cronómetro de en un smartphone. Se muestra 6.13 segundos contra ~6.15 segundos de la cámara derecha. Se estimó que existe un desfase máximo de 30 ms entre las cámaras.	29
Fig. 3.4 Espacio de color HSV a) Cilindro utilizado para describir el HSV. b) La capa más externa del cilindro, o S máxima, presenta el comportamiento de los colores H con una especie de iluminación V en una escala decimal de 0 (sin color) a 1 (a todo color). c) Una sección horizontal del cilindro describe todos los tonos y saturaciones presentes para $V = 1/2$, Los colores vivos se presentan en S máxima y tienden a grises conforme S disminuye.	30
Fig. 3.5 Procesamiento de imágenes ejemplificado. El par imágenes originales se trasladan al espacio HSV; a través de umbrales numéricos se obtiene la región que contiene los marcadores; posteriormente se calculan los centroides de cada marcador para triangularlos y conocer su ubicación en el espacio.....	32
Fig. 3.6 Esquemas de geometría epipolar a) Alineación geométrica de las cámaras. El punto P representa un objeto en el espacio el cual se proyecta sobre las dos cámaras. b) Vista superior. Las proyecciones del punto P sobre las cámaras en x se representan con xL y xR	33
Fig. 3.7 Síntesis del procesamiento digital de imágenes. Etapas del procedimiento propuesto.	34
Fig. 3.8 Estructura del sistema mitracks3D. A) Mesa de trabajo, B) Fuente de luz. C) Webcams en arreglo estereoscópico.	35
Fig. 3.9 Alineación de las cámaras. Configuración estereoscópica a partir de dos cámaras web.	36
Fig. 3.10 Instrumental microquirúrgico. Las pinzas se pintaron de negro mate y se colocó un marcador de color verde o azul cerca de la punta para facilitar su rastreo.	37

Fig. 3.11 Modelo para la transferencia de objetos. El participante manipula las donas de látex visualizando la tarea bajo el microscopio para microcirugía.....	38
Fig. 3.12 Modelo de sutura interrumpida. Usando una microsutura, el cirujano une el guante de látex diseccionado.	39
Fig. 3.13 Técnica de nudo de sutura con dos instrumentos para microcirugía.	39
Fig. 3.14 Diagrama de flujo del algoritmo para rastreo de instrumental quirúrgico.	42
Fig. 3.15 Configuración para la validación técnica. Las cámaras se señalan con la flecha roja y el marcador sobre la impresora 3D se señala con la flecha verde. a) Vista superior de la configuración b) Cámaras y fuente de luz c) Vista lateral. Las cámaras se colocaron frente al marcador movable montado a 15 centímetros de distancia.	45
Fig. 3.16 Colocación del <i>mitracks3D</i> . El cirujano manipula el microscopio para visualizar nítidamente la tarea montada sobre el <i>mitracks3D</i> . El objetivo del microscopio queda en el centro de la fuente de luz.	47
Fig. 3.17 Detalle de la configuración para el registro de muestras. a) cirujana experta b) médico residente. Los participantes ajustaron la posición del microscopio y terminaron las tareas con éxito.	48
Fig. 4.1 Resultados de la validación técnica a) Desplazamiento lineal para la secuencia A-B, velocidad de 60 mm/min. b) Desplazamiento lineal para A-B-A a 600 mm/min.	51
Fig. 4.2 Registro del ejercicio de transferencia de objetos. a) Perspectiva 3D, ruta registrada a partir del movimiento de los instrumentos. b) Vista superior. c) Vista frontal.....	53
Fig. 4.3 Componentes del movimiento para la transferencia de objetos. Se muestra el trazo típico que se genera al completar la tarea de transferencia de objetos.	54
Fig. 4.4 Trayectoria para el ejercicio de sutura interrumpida. a) Registro de un aprendiz de microcirugía. b) Registro de un cirujano experto. El experto ocupa un espacio de trabajo menor. Aparentemente, su economía del movimiento es mayor.	54
Fig. 4.5 Resultados de la validación a través de los 12 MAPs. T: Transferencia de objetos, S: Sutura interrumpida. Los recuadros representan el rango intercuartílico, las bandas medias representan las medianas y los bigotes muestran el rango de exclusión de valores intermitentes. Los valores atípicos se representan con cruces.	57

Fig. 4.6 Resultados de la validación a través de los 12 MAPs (continuación). T: Transferencia de objetos, S: Sutura interrumpida. Los recuadros representan el rango intercuartílico, las bandas medias representan las medianas y los bigotes muestran el rango de exclusión de valores intermitentes. Los valores atípicos se representan con cruces..... 58

Índice de tablas.

Tabla 2.1 Características de un microscopio de bajo costo.	12
Tabla 2.2 Diámetros de los materiales de sutura.	13
Tabla 2.3 Escala de calificación global (GRS) utilizada por cirujanos expertos para evaluar el desempeño microquirúrgico de los aprendices.	16
Tabla 2.4 Categorías para la evaluación de la microcirugía.....	16
Tabla 2.5 Estudios donde se evaluó con GRS y movimiento de las manos.....	19
Tabla 3.1 Algoritmo optimizado para el rastreo de objetos 3D.	43
Tabla 3.2 Pseudocódigo para cada rutina de desplazamiento A-B-A.	45
Tabla 3.3 Parámetros para el análisis del movimiento.	49
Tabla 4.1 Resultados de la validación técnica.....	52
Tabla 4.2 Performance con la tarea de transferencia de objetos.	55
Tabla 4.3 Performance con la tarea de sutura interrumpida.	56

Lista de siglas y acrónimos

MAP(s)	-	Motion analysis parameter(s)
GRS	-	Global Rating Scale
ICSAD	-	Imperial College Surgical Assessment Device
SMaRT	-	The Stanford Microsurgery and Resident Training scale
<i>Mitracks3D</i>	-	3D microsurgery tracking system
BRG	-	Blue, Green and Red
HSV	-	Hue, Saturation and Value

Resumen

Para aprender microcirugía, los cirujanos asisten a cursos teórico-prácticos donde se les instruye en el uso del microscopio quirúrgico, la manipulación del instrumental y las técnicas de sutura. Sin embargo, su evaluación es subjetiva debido a la falta de herramientas tecnológicas que ayuden a cuantificar el nivel de sus destrezas psicomotoras. En este trabajo de tesis se presenta un sistema para el rastreo del movimiento durante la práctica de microcirugía, denominado *mitracks3D*. El cual fue diseñado para ayudar a evaluar objetivamente a los aprendices de microcirugía.

Se creó un sistema de visión estereoscópica utilizando dos webcams y algoritmos de visión por computadora. Con ello, se registró el movimiento 3D de dos pinzas para microcirugía, manipuladas por los cirujanos durante la práctica con dos modelos de entrenamiento: transferencia de objetos y práctica de suturas. Utilizando 12 parámetros para el análisis del movimiento (MAPs) se obtuvo información cuantitativa de las habilidades de los cirujanos, y se hizo un análisis estadístico para comparar sus puntuaciones.

Se reclutaron a 14 cirujanos para las pruebas de validación del sistema, y se dividieron en dos grupos: expertos (3 mujeres, 2 hombres) y residentes (4 mujeres, 5 hombres). Se mostró que el sistema *mitracks3D* es útil para diferenciar el nivel de habilidad entre cirujanos expertos y novatos. Existieron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0.05$) en 10 de los 12 MAPs y en 8 de los 12 MAPs para los modelos de sutura y transferencia de objetos, respectivamente. Las métricas que mostraron mayor contraste entre los grupos para ambas tareas fueron: tiempo ($p \approx 0.002$), longitud del recorrido ($p \approx 0.005$) y percepción de la profundidad ($p \approx 0.003$).

La validación del sistema *mitracks3D* se logró exitosamente. La resolución y tasa de muestreo del *mitracks3D* fueron aptos para analizar los finos movimientos de los cirujanos. Los modelos para entrenamiento propuestos en este trabajo fueron útiles para comprobar la coherencia de los resultados obtenidos con los MAPs. El sistema *mitracks3D* permite evaluar las habilidades microquirúrgicas de cirujanos de distintas especialidades médicas, convirtiéndolo en una herramienta potencial para la formación de sus residentes.

Abstract

To learn microsurgery, surgeons attend theoretical-practical courses where they are trained in the use of the surgical microscope, manipulation of instruments and suture techniques. However, their assessment is subjective due to the lack of technological tools to help quantify the level of their psychomotor skills. In this thesis work, a system for tracking motion during microsurgery practice, called *mitracks3D*, is presented. Which was designed to help objectively evaluate microsurgery learners.

Using two webcams, a stereoscopic vision system was created. Stereoscopic images were processed using computer vision algorithms. Thus, the 3D motion of two microsurgical tweezers, manipulated by the surgeons during the practice with two training models: *transferring* and *suturing*, was registered. Using 12 motion analysis parameters (MAPs), quantitative information about the skills of surgeons was obtained. Subsequently, a statistical analysis was performed to compare their scores.

In this study, 14 surgeons participated during the validation trials, and they were divided into two groups: experts (3 women, 2 men) and trainees (4 women, 5 men). Construct validity of the system showed that the *mitracks3D* is useful for differentiating the skill level between experts and novice surgeons. Statistically significant differences ($p \leq 0.05$) were found in 10 of the 12 MAPs and in 8 of the 12 MAPs for the *suturing* and *transferring* models, respectively. The parameters that show the greatest contrast between the groups for both tasks were time ($p \approx 0.002$), path length ($p \approx 0.005$) and depth perception ($p \approx 0.003$).

The validation of the *mitracks3D* system was successfully achieved. The resolution and sampling rate of the *mitracks3D* were suitable for analyzing the fine movements of the surgeons. The training models proposed in this thesis served to check the coherence of the results obtained with the MAPs. The *mitracks3D* system allows to evaluate the microsurgical skills of surgeons from various medical specialties, making it a potential tool for the training of its residents.

Capítulo 1. Introducción

En este capítulo se presenta la introducción al trabajo de tesis la cual incluye una somera descripción de la forma de entrenamiento de los microcirujanos. Se presenta el planteamiento del problema donde se exhiben las problemáticas y oportunidades de mejora que existen para la evaluación de la microcirugía, presenta la justificación del proyecto de investigación. En este capítulo también se definen tanto el objetivo general como los objetivos particulares.

La microcirugía consiste en una serie de técnicas cuyo objetivo común es desarrollar labores quirúrgicas con movimientos delicados y precisos usando aumentos ópticos. A lo largo de la carrera profesional, los microcirujanos incrementan su nivel de experiencia quirúrgica comenzando con la práctica de tareas sencillas hechas bajo el microscopio, hasta llegar a niveles de experto, donde se operan nervios y vasos sanguíneos con diámetro inferior a 1 mm [1].

Como parte de la formación de los residentes, las técnicas de microcirugía se enseñan en especialidades médicas como neurocirugía, oftalmología, otorrinolaringología, ginecología, cirugía plástica, entre otras, donde es necesario hacer suturas en nervios, revascularización, trasplantes, entre otros procedimientos que serían imposibles sin la microcirugía [2, 3]. Para su implementación, se utilizan herramientas ópticas como el microscopio para cirugías, lupas con alta magnificación óptica, una fuente de luz, instrumental especializados y suturas [4].

La curva de aprendizaje de la microcirugía es bastante pronunciada [5]. Los cirujanos y residentes invierten horas de práctica en cursos especializados, impartidos por cirujanos expertos. Por lo general, los aprendices son evaluados a través de la observación de su desempeño durante el curso y con el registro de casos prácticos o exámenes de conocimiento que alientan a los residentes a enfatizar el estudio teórico a expensas de optimizar sus habilidades técnicas [6]. Sin embargo, se recomienda que la evaluación de los aprendices de microcirugía se complemente con la valoración de destrezas y competencias [7, 8], utilizando modelos de entrenamiento validados [9] y herramientas tecnológicas que ayuden a analizar y evaluar el movimiento de sus

manos o de sus instrumentos quirúrgicos de precisión y así, proporcionar retroalimentación a los estudiantes con información cuantitativa sobre su desempeño y mejorar la progresión de su curva de aprendizaje [10, 11].

Aunque no se han diseñado métodos de evaluación validados que midan todas las facetas de las competencias clínicas [12], existen tecnologías que han sido adaptadas para analizar el movimiento de las maniobras en la práctica de la microcirugía, proponiendo analizar y evaluar objetivamente a los microcirujanos. En este contexto, para registrar el movimiento, se han utilizado sensores adosados a la mano o a los instrumentos quirúrgicos [13] y se han empleado sistemas de visión por computadora, donde se colocan marcadores en las herramientas microquirúrgicas a rastrear [14].

El sistema empleado para obtener el registro del movimiento en microcirugía no debe alterar o interferir con la dinámica natural del instrumental quirúrgico del cirujano, tampoco debe modificar sus dimensiones ni su peso, por lo que es importante evitar contacto físico entre el sensor y el instrumento de trabajo [15]. Los sistemas de rastreo de movimiento a través de cámaras cumplen con esa recomendación. Sin embargo, se mantienen problemas técnicos como resolución relativamente baja y pérdida del objeto a rastrear.

En esta tesis de doctorado, se presenta el diseño, construcción e implementación del sistema de rastreo de movimiento tridimensional para microcirugía (*mitracks3D*), diseñado para el análisis de las habilidades psicomotoras de los aprendices de microcirugía. El *mitracks3D* es un sistema con cámaras en configuración estereoscópica optimizado para el registro automático del movimiento 3D de dos pinzas durante la práctica de la microcirugía. Este es un sistema cómodo, portable, preciso y de bajo costo. Ya que no existe un estándar de oro para la evaluación de microcirujanos, este sistema tiene como objetivo ayudar en la formación y evaluación objetiva de las habilidades microquirúrgicas de los cirujanos de las diferentes especialidades médicas, proporcionándoles parámetros cuantitativos que reflejen su nivel de experiencia en microcirugía y destaquen las oportunidades de mejora.

1.1 Planteamiento del problema

Para aprender microcirugía, los residentes de especialidades como neurocirugía, oftalmología y cirugía plástica asisten a cursos especializados impartidos por cirujanos expertos, quienes enseñan como usar el microscopio para microcirugía, la manipulación del instrumental quirúrgico, técnicas de anastomosis, corte y sutura. La capacitación se hace en un ergonómico laboratorio de entrenamiento equipado con microscopios estereoscópicos y diversos de instrumentos quirúrgicos. Sin embargo, un problema que sigue existiendo es que la evaluación de las destrezas quirúrgicas de los aprendices sigue siendo subjetiva. Hasta el día de hoy, no existe un sistema estándar que ayude a evaluar las habilidades microquirúrgicas [16].

Por otro lado, la microcirugía tiene una curva de aprendizaje relativamente larga [4, 16]. Para acortarla, se recomienda que el microcirujano novato invierta horas de entrenamiento usando modelos no vivos, y que posteriormente, valide sus destrezas y sus conocimientos de cuidados quirúrgicos antes de pasar a modelos vivos [17], pues no existe justificación bioética para que el aprendiz comience a practicar directamente sobre animales, porque no posee las habilidades básicas y puede lastimar al espécimen. A pesar de que existen modelos validados para la práctica de microcirugía [9], no se han creado plataformas comerciales para el entrenamiento de microcirugía, que además ayuden a cuantificar el nivel de destreza quirúrgica de los estudiantes.

En el estado del arte encontramos algunos estudios donde se plantea analizar las habilidades quirúrgicas a través de distintos parámetros y diferentes tecnologías (en el capítulo 2 de esta tesis se aborda este tema). En éstos se muestra el beneficio de rastrear y analizar el movimiento de las maniobras microquirúrgicas para evaluar cuantitativamente a los cirujanos. Los métodos de visión por computadora para el rastreo y análisis del movimiento han sido ampliamente reportados en la literatura. Sin embargo, siguen existiendo problemas como la pérdida del rastreo por obstrucción de la línea de visión, la baja resolución de las cámaras, los cambios de iluminación, el desenfoque por movimiento, las sombras, confusión entre el instrumento de la mano izquierda con el instrumento de la mano derecha, y confusión entre el instrumento y el campo quirúrgico [18]. Además, con la tecnología disponible ha sido posible hacer el

análisis con una tasa de muestreo relativamente baja, y en varios estudios sólo se analiza una mano a la vez, lo cual demanda repetir el ejercicio para analizar el movimiento de la otra mano del cirujano [19].

En esta tesis de doctorado se planea resolver esas problemáticas. El objetivo de esta investigación es construir un sistema para registrar el movimiento de las maniobras microquirúrgicas de dos instrumentos para obtener información cuantitativa acerca de las habilidades de los cirujanos. El análisis de estas métricas servirá para complementar la evaluación objetiva de los cirujanos. Este sistema será un entorno para la práctica de microcirugía con modelos sintéticos.

1.2 Justificación

En la actualidad no hay un sistema que analice todas las fases de una cirugía [12], no obstante, en la literatura se esboza una tendencia para lograrlo pues es importante evitar lo ambiguo y lo subjetivo al momento de evaluar a los cirujanos. En microcirugía existen esfuerzos aislados que han mostrado buenos resultados al momento de evaluar las habilidades técnicas de sus estudiantes a través del análisis del movimiento. Sin embargo, se requiere mayor énfasis para resolver las problemáticas que se tienen.

Tras analizar las dificultades que históricamente han existido, descritas en el planteamiento del problema, se decidió proponer el diseño de un sistema para analizar las habilidades básicas de la microcirugía entre cirujanos expertos y novatos. A pesar de los retos que implica analizar movimientos tridimensionales en una escala relativamente pequeña, se identificaron varias motivaciones: 1) No existe en el mundo un sistema específicamente diseñado para evaluar las técnicas de microcirugía a través de visión artificial, lo cual abre una oportunidad para explorar sus fortalezas. 2) Se cuenta con experiencia para resolver problemas a través del procesamiento digital de imágenes. 3) Una de las ramas de investigación principales del laboratorio 5 de bioelectrónica, donde el autor de esta tesis realizó sus estudios, es que se tiene experiencia en el diseño y construcción de sistemas para la evaluación de habilidades quirúrgicas, por lo que se decidió emprender ahora en el campo de la microcirugía. 4) Tras algunas charlas, médicos expertos en la materia, pertenecientes al hospital

regional 1ro de octubre del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales para los Trabajadores del Estado (ISSSTE), decidieron participar en el proyecto, aportando experiencia, material para pruebas y contactando a colegas participantes.

Con el apoyo de todas las partes se generó un plan de trabajo y tras el visto bueno, conscientes de la importancia de atacar el problema, se aceptó crear el sistema de rastreo 3D para microcirugía llamado *mitracks3D*.

El entrenamiento de microcirugía sobre modelos no biológicos ha mostrado ser eficaz tanto en la formación, como en la evaluación de los residentes, especialmente en etapas tempranas, pues es una práctica segura, de bajo costo, estructurada y repetitiva [20–22]. Por lo tanto, en este proyecto, para hacer pruebas en campo se construirán dos modelos sintéticos válidos para la práctica: Transferencia de objetos y nudos de sutura interrumpida, así, no se utilizarán modelos ex vivo ni in vivo.

Rastrear los dos instrumentos simultáneamente significará recopilar más información acerca del manejo de los instrumentos, además se podrán explorar más métricas relacionadas con la destreza bimanual y la economía del movimiento. El *mitracks3D* registrará el movimiento tridimensional de dos instrumentos quirúrgicos simultáneamente, se diseñará para analizar las destrezas de los cirujanos durante la práctica de microcirugía. Para lograr un rastreo de movimiento fiable, es deseable evitar el contacto físico entre el sensor y el instrumento quirúrgico [15], por lo que se utilizará un sistema de registro a través de visión por computadora.

Para minimizar los problemas de obstrucción de la línea de visión y resolución, el sistema de rastreo de objetos utilizará una configuración estereoscópica, la cual, usará dos cámaras web de alta definición, con un campo de visión en perspectiva, análoga a una persona observando el procedimiento, y respetando que las cámaras no interfieran con el movimiento natural de las manos de los microcirujanos, ni con la línea de visión existente entre el microscopio y el blanco quirúrgico. Además, se utilizarán 12 parámetros de análisis del movimiento para recopilar información objetiva de las destrezas de cirujanos novatos y expertos. Finalmente, el sistema se validará de forma técnica y se desarrollará una validación de constructo para identificar los alcances del sistema de registro.

1.3 Objetivos

En este apartado se presenta el objetivo general y los objetivos específicos propuestos dentro de la acotación de este proyecto de investigación.

1.3.1 Objetivo general

- Diseñar, construir y validar un entorno para el entrenamiento de la microcirugía, que incluya un sistema de rastreo del movimiento del instrumental, para obtener métricas relacionadas con las habilidades psicomotoras de los cirujanos y promover una evaluación objetiva.

1.3.2 Objetivos específicos

- Construir un prototipo para el rastreo de instrumental microquirúrgico usando cámaras web.
- Desarrollar algoritmos de visión por computadora para rastreo automático del instrumental.
- Construir los modelos sintéticos para el entrenamiento de los cirujanos.
- Evaluar el desempeño del prototipo y optimizarlo de ser necesario.
- Registrar las maniobras de microcirujanos expertos y novatos durante el entrenamiento hecho con los modelos propuestos en este trabajo.
- Analizar los registros del movimiento de los cirujanos y determinar si es posible cuantificar y diferenciar su nivel de habilidad.

1.4 Estructura de la tesis

- ❖ **Capítulo 1.** En este capítulo se encuentra la introducción al trabajo de tesis, que incluye una somera descripción de la forma de entrenamiento de los microcirujanos; la necesidad de crear herramientas para la evaluación objetiva; y se presenta el sistema *mitracks3D*. En el planteamiento del problema se muestran las problemáticas y oportunidades de mejora que existen para la evaluación de la microcirugía, y se justifica como atender esas necesidades. Se define el objetivo general y los objetivos particulares.
- ❖ **Capítulo 2.** Se presentan los antecedentes, que incluyen una breve descripción de cómo se practica la microcirugía y los elementos que la componen. Se muestran conceptos importantes para el desarrollo de la tesis. Se presenta el estado del arte, que incluye investigaciones que influenciaron la creación del *mitracks3D*.
- ❖ **Capítulo 3.** En este capítulo se describe el procedimiento para desarrollar el *mitracks3D*; los materiales empleados; sus dimensiones, el hardware y software utilizado; la construcción de los modelos de entrenamiento; el registro de muestras en campo; los parámetros para el análisis del movimiento usados; el análisis estadístico para hacer la validación del constructo.
- ❖ **Capítulo 4.** Se presentan los resultados; se muestra la importancia de analizar el registro de datos a través de gráficos; se muestra la validación del constructo para el sistema *mitracks3D*.
- ❖ **Capítulo 5.** En este capítulo se interpretan los resultados de la validación del sistema; se comparan los resultados del análisis de movimiento con los resultados publicados en otras investigaciones afines; se muestran las ventajas, desventajas y limitaciones del sistema; así como observaciones interesantes.
- ❖ **Capítulo 6.** Se presentan las conclusiones de este trabajo de tesis, las perspectivas y el trabajo a futuro.

Capítulo 2. Estado del arte

En este capítulo se presentan los antecedentes y el estado del arte que motivaron y dan sustento a la creación de esta tesis. En este capítulo se pretende ofrecer una base teórica y fundamentada para orientar al lector en temas en los que quizás no está familiarizado, relacionados con el entrenamiento y evaluación de la microcirugía. Se consultaron las bases de datos de PubMed, Medline y Google Scholar para buscar publicaciones relacionadas con las palabras clave: "microsurgery", "assessment", "objective", "models", "stereoscopic" y "training". Las fechas de búsqueda incluyeron todos los años hasta julio del 2022.

La evaluación de las destrezas quirúrgicas es un tópico clave en la formación de los cirujanos [23]. El paradigma de la valoración de habilidades técnicas está en constante progreso. Éste ha ido cambiando desde la evaluación subjetiva, incluida en el modelo de aprendizaje Haltesdiano, hacia la evaluación objetiva, usando escalas de calificaciones globales (Global rating scales o GRS). Estas escalas han sido validadas en múltiples ensayos, y en la actualidad, es el método más empleado para evaluar las destrezas quirúrgicas de los cirujanos de disciplinas como cirugía general, laparoscopia, oftalmología, neurocirugía, cirugía plástica, entre otras. Sin embargo, su valoración sigue dependiendo del punto de vista del evaluador [24].

Hasta el día de hoy, no existe una herramienta tecnológica estándar o un sistema comercial que ayude a evaluar las habilidades que desarrollan los cirujanos. En el estado del arte se muestra que la enseñanza, el entrenamiento y evaluación quirúrgica han sido fortalecidos en los últimos años, donde se han aplicado diversas tecnologías como: sensores electromagnéticos utilizados en el dispositivo de evaluación quirúrgica del Imperial College (ICSAD) para analizar el movimiento de las manos de los cirujanos [25]; cámaras de video y procesamiento de imágenes para analizar el movimiento de las manos [26], el movimiento de los instrumentos como en laparoscopia [27, 28], así como el movimiento de los ojos durante la práctica quirúrgica [29]. Además, para analizar el tacto del instrumento con el blanco quirúrgico, se han empleado sensores de fuerza y acelerómetros adosados al modelo de práctica para medir las fuerzas de interacción [30]. Por otro lado, se han utilizado sistemas de simulación en cajas de

entrenamiento para explorar nuevas métricas de evaluación quirúrgica [31, 32], analizar la percepción de profundidad y paralaje [33]. Finalmente, a través de inteligencia artificial, concretamente con algoritmos de aprendizaje profundo, se ha logrado rastrear el instrumental quirúrgico en 2D para estimar su posición y ayudar a evaluar o guiar a los cirujanos durante un procedimiento quirúrgico [18, 34, 35], sin embargo, existen problemáticas como pérdida de rastreo al confundir los instrumentos entre ellos o con el entorno.

Al explorar las habilidades psicomotrices quirúrgicas con estas tecnologías, se han encontrado distintas métricas relacionadas con el nivel técnico-quirúrgico de los cirujanos, encontrando beneficios para complementar la evaluación objetiva de los aprendices de cirugía en general. A continuación, se abordan los antecedentes del entrenamiento en microcirugía y se presentan los trabajos más relevantes que se encuentran en el estado del arte, relacionados con la forma de evaluación objetiva presentada en este trabajo de tesis.

2.1 Antecedentes

Las primeras prácticas en microcirugía documentadas surgen a principios del siglo XX. En 1921, Carl Nylen, considerado el padre de la microcirugía, fue el primero en utilizar un microscopio binocular para atender la sordera otosclerótica [36]. En el año de 1960, Jules Jacobson completó la primera cirugía microvascular socorriéndose de un microscopio, posiblemente él fue el primero en utilizar la palabra "microcirugía" [37]. La microcirugía reconstructiva contemporánea fue propuesta por Buncke y Schulz en 1964, quienes completaron exitosamente el reimplante de orejas de conejo y dedos de mono [38]. Hoy en día, La real academia española define a la microcirugía como: cirugía realizada con micromanipuladores [39]. Además de los instrumentos utilizados tradicionalmente en microcirugía como pinzas, portaagujas, tijeras, en la actualidad se han añadido e implementado dispositivos eléctricos como microbisturis y microcoaguladores, así como tecnología láser [40]. A continuación, se describe el entorno, equipo y métodos de la enseñanza de la microcirugía que son tópicos importantes y se deben considerar para diseñar sistemas y soluciones coherentes.

2.1.1 El entorno del microcirujano

El primer contacto práctico que el estudiante experimenta con la microcirugía se da en el laboratorio de enseñanza, **figura 2.1**. Este laboratorio debe contar con al menos un microscopio con dos binoculares, que permiten trabajar al experto y al aprendiz simultáneamente. El aprendiz es guiado por el experto, quien hace una explicación mientras el aprendiz ayuda en el proceso. Es recomendable que el microscopio cuente con una cámara para grabar y transmitir videos a los alumnos, y que almacene el video de los entrenamientos para analizarlos posteriormente. El profesor de microcirugía puede usar los videos para evaluar el progreso de sus alumnos o para señalar errores en una retroalimentación posterior.



Fig. 2.1 Laboratorio de enseñanza microquirúrgica. El microscopio de mentor tiene un par de oculares extra para que el cirujano experto guíe al aprendiz.

La ergonomía es un punto crítico desde el primer día de entrenamiento. Todo el espacio de trabajo debe estar optimizado para reducir los temblores naturales y la fatiga del cirujano, pues en microcirugía es común mantener la misma postura por horas. Un cirujano experto no podría lograr una buena intervención microquirúrgica si está luchando con la fatiga muscular y el dolor. Durante el entrenamiento, la mesa de trabajo deberá adaptarse a la altura del cirujano. En microcirugía, las manos se apoyan sobre la mesa y se deben tener tres puntos de apoyo, uno para el codo, otro para el antebrazo y uno para la muñeca. Se debe formar un ángulo recto entre el brazo y el

culo, los hombros deben estar relajados y la espalda debe estar recta, preferentemente descansando sobre el respaldo de la silla. Se concluye que la comodidad del cirujano es una necesidad incuestionable.

2.1.2 Herramientas para la microcirugía.

El microscopio es una herramienta esencial en la microcirugía. El microcirujano deberá aprender a manipular el microscopio por completo. En el mercado existen diferentes tipos, marcas y modelos de microscopios quirúrgicos, **figura 2.2**. Para hacer microcirugía, también existen lupas binoculares que pueden ser una alternativa portable y de muy bajo costo en comparación con un microscopio. Estas lupas pueden proporcionar una magnificación óptica, de 2x hasta 8x, suficiente para trabajar con algunos vasos sanguíneos y nervios. En la práctica, las lupas son útiles si se tiene una fuente de luz externa optimizada para las cirugías.

Para el microcirujano novato, lo ideal es practicar con un microscopio para cirugía desde el inicio. Por los costos, no siempre hay uno disponible. Una alternativa viable y comúnmente usada para el entrenamiento en países en vías de desarrollo es el uso de un estereomicroscopio para joyería o para ingeniería electrónica. Este microscopio puede ser acondicionado para microcirugía modificando sus parámetros originales [16], por ejemplo, agregando un lente objetivo de 0.3x (**figura 2.2-b**). Así se logran nuevas características (**tabla 2.1**), como ampliar el espacio de trabajo, lo cual es ideal para las maniobras microquirúrgicas, y para acoplar libremente un sistema de registro de movimiento, como el que se propone en este trabajo de tesis y se explicará más adelante.

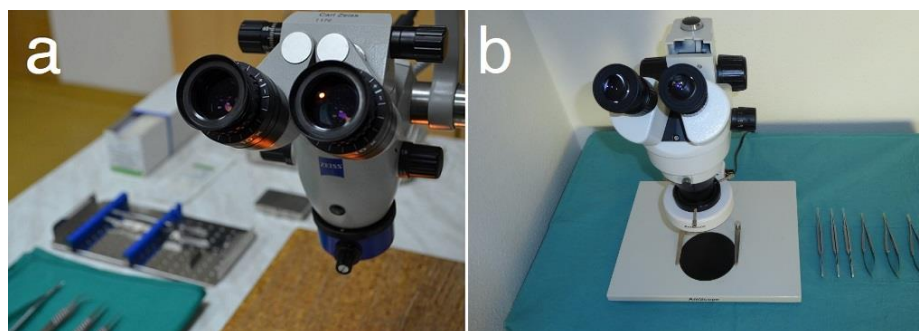


Fig. 2.2 Microscopios para práctica. **a)** Microscopio de entrenamiento. **b)** El microscopio estereoscópico modificado para el entrenamiento de microcirugía.

Tabla 2.1 Características de un microscopio de bajo costo.

Lentes	Magnificación mínima	Magnificación máxima	Campo de visión máximo	Campo de visión mínimo	Distancia de trabajo
Configuración Estándar	7x	45x	28.6 mm	4.4 mm	100 mm
Usando el lente objetivo de 0.3x	2.1x	13.5x	95.3 mm	14.5 mm	287 mm

Las otras herramientas esenciales, los instrumentos quirúrgicos, se convierten en una extensión mecánica de las manos de los cirujanos y desde el entrenamiento temprano se comienza a generar memoria muscular. La delicadeza y precisión de sus movimientos es discutida más adelante en este trabajo. Para el entrenamiento se necesita contar con un juego de instrumentos microquirúrgicos. A continuación, se presentan y describen de acuerdo con su función.

1. Los instrumentos sujetadores como fórceps o pinzas son los utensilios quirúrgicos más utilizados, **figura 2.3**. Las pinzas microquirúrgicas varían en material, longitud, forma del mango y grosor de la punta. Las pinzas de asas planas son instrumentos ligeros y cómodos. Las pinzas de joyero o de relojero son instrumentos ideales para la práctica de microcirujanos novatos, pues son de bajo costo, fáciles de adquirir y de reemplazar. Las tareas de entrenamiento propuestas en esta tesis se ejecutan usando principalmente pinzas de relojero. También existen pinzas de titanio que son resistentes, ligeras y no se magnetizan ni se oxidan, sin embargo, su precio es elevado.



Fig. 2.3 Pinzas de precisión de acero inoxidable para el entrenamiento de microcirugía.

2. Los instrumentos de corte se utilizan para hacer la incisión, disección y separación de los tejidos, el instrumento más usado es el bisturí.
3. Los portaagujas son instrumentos comúnmente empleados para atar nudos, pero en la práctica clínica, es común usar dos pinzas. Los portaagujas están disponibles con o sin trinquete (acoplamiento para mantener el portaagujas cerrado).
4. Los instrumentos de retracción se usan para mantener abierta la herida.
5. Los instrumentos para oclusión se usan para evitar el sangrado incontrolado, para anastomosis generalmente se utilizan pinzas de oclusión vascular dobles.

Otro elemento importante en el campo de la microcirugía son los hilos de sutura. Desde su creación, el polipropileno sustituyó a casi todos los demás materiales de sutura para la cirugía vascular. La poliamida como el nylon, es un hilo de sutura ampliamente usado en microcirugía pues su coeficiente de fricción es bajo, lo cual permite pasar fácilmente a través de las paredes de los vasos sanguíneos, además, tiene gran elasticidad y plasticidad [41]. Comúnmente el nylon se produce en color negro, lo que permite una mejor visualización en la sutura, el alto contraste de color permite reducir la fatiga visual al practicar sobre guante de látex o en vasos [16]. Los hilos de sutura tienen diferentes calibres, pues están diseñados para atender a seres vivos, cuyos tejidos tienen capas de grosor variable. Para adquirir una idea acerca de las dimensiones de los hilos de sutura empleados comúnmente en microcirugía: su diámetro es tan pequeño que se mide en décimas de milímetro [42]. En la **tabla 2.2** se enlistan algunos. En cirugía oftalmológica es común el uso de hilos de sutura 10-0. En microcirugía, se utilizan principalmente agujas cónicas atraumáticas. En la **figura 2.4** se compara el grosor de las suturas con un cabello humano.

Tabla 2.2 Diámetros de los materiales de sutura.

Sintético (mm)	Colágeno (mm)	USP (Farmacopea de Estados Unidos)	Métrico (Farmacopea Europea)
0.01	0.01	11-0	0.1
0.02	0.02	10-0	0.2
0.03	0.05	9-0	0.3
0.04	0.07	8-0	0.4
0.05	0.1	7-0	0.5
0.07	0.15	6-0	0.7

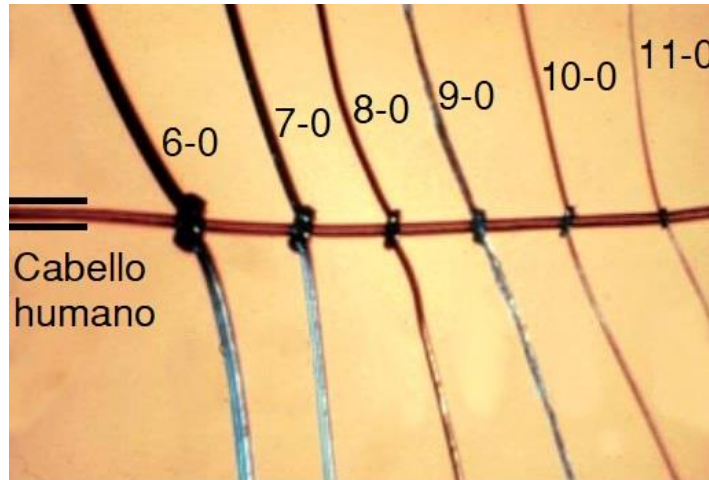


Fig. 2.4 Hilos de sutura. Tamaño de suturas en comparación con un cabello humano.

En la literatura es posible encontrar diferentes métodos para comenzar el entrenamiento de las habilidades microquirúrgicas básicas [43], y es posible separarlos en 3 formatos:

1. Uso de simuladores para microcirugía. Se practica microcirugía utilizando modelos sintéticos y de bajo costo. El microcirujano novato entrena en un entorno libre de riesgos.
2. Prácticas en modelos simples, a lo más avanzado. Se inicia practicando el manejo de instrumentos. Se hacen costuras en modelos sintéticos y paulatinamente, se avanza hasta las micro anastomosis en modelos ex vivo. Este es el modelo de entrenamiento más utilizado actualmente.
3. Comenzando inmediatamente con un entrenamiento complejo: anastomosis en ratas u otros modelos biológicos vivos.

En la actualidad, antes de realizar anastomosis en modelos biológicos vivos, los aprendices deben acostumbrarse a trabajar bajo magnificación óptica. De preferencia, los estudiantes deben comenzar a trabajar con modelos de entrenamiento sintéticos y de bajo costo como gasas o guantes quirúrgicos [44]. Después, subir de nivel y entrenar usando modelos como piernas y alas de pollo para adaptarse a trabajar con tejidos biológicos y aprender a hacer anastomosis [45]. Los residentes más avanzados practican con roedores, las ratas son modelo biológico más usado [46]. La forma más conocida de mejorar las habilidades microquirúrgicas es un curso especializado de

varios días. Como los cursos brindan un plan de estudios planificado, impartido por instructores expertos y emplean modelos vivos, se estima que el costo promedio es de hasta 2000 dólares [47]. Se especula que el entrenamiento en modelos vivos será innecesario en un futuro cercano, esta idea dependerá de las tecnologías emergentes en materiales, realidad aumentada, así como de la reducción de sus costos [48].

2.2 Actualidad en la evaluación de las destrezas microquirúrgicas

En la actualidad existen estudios que muestran algunas formas de categorizar el nivel de destreza de los microcirujanos con parámetros que ayudan a evaluarlos en el aspecto práctico quirúrgico.

La evaluación objetiva de la destreza quirúrgica ha adquirido un interés considerable en los últimos años. Para optimizar la capacitación en microcirugía es necesario que los instructores revisen el proceso adquisición de habilidades microquirúrgicas para valorar al aprendiz. Esto requiere herramientas precisas de evaluación objetiva que puedan definir y cuantificar la competencia microquirúrgica [49]. Las primeras observaciones objetivas acerca del aprendizaje de los microcirujanos fueron hechas en 1993 por Starkes et al. [50], en este estudio se analizó la curva de aprendizaje de cirujanos aprendices que asistieron a capacitación microquirúrgica por 40 horas, se registraron varias medidas como: precisión de la colocación de la sutura, tiempo para completar la tarea y permeabilidad posterior del vaso sanguíneo. Se concluyó que el tiempo para completar la tarea era la métrica más representativa de la experiencia y del nivel de habilidad. Posteriormente, Starkes et al. [51] propusieron una tarea microquirúrgica para la evaluación estandarizada. Consistió en que los participantes completaran dos suturas interrumpidas para reparar una hendidura en un guante quirúrgico de látex. Esta tarea siguió siendo utilizada. En el trabajo de Grober et al. [10], siendo el primer estudio para evaluar formalmente las habilidades en microcirugía, donde se propone la escala de calificación global (GRS por *Global Rating Scale*) [52, 53] modificada. La GRS plantea una evaluación basada en la escala Likert de 5 puntos (**tabla 2.3**), los cirujanos expertos evalúan a los estudiantes durante la tarea de sutura interrumpida en un drenaje de Penrose con sutura nylon 9-0. A pesar

de que existen diferentes métodos y escalas de evaluación, la GRS es la herramienta más simple, fácil de adquirir y validada en la literatura referente a la evaluación de habilidades en microcirugía [49].

Tabla 2.3 Escala de calificación global (GRS) utilizada por cirujanos expertos para evaluar el desempeño microquirúrgico de los aprendices.

Respeto al tejido	1 Usa frecuencia innecesaria con frecuencia sobre el tejido o causa daño por el mal uso de los instrumentos	2	3 Manejo cuidadoso del tejido, pero a veces causa daño inadvertido	4	5 Manejo apropiado de los tejidos con daño mínimo
Tiempo y movimiento	1 Muchos movimientos innecesarios y repetitivos	2	3 Eficiente en el tiempo/movimiento, pero con algunos movimientos innecesarios y repetitivos	4	5 Clara economía de movimientos y máxima eficacia
Manejo del instrumento	1 Uso inapropiado de los instrumentos con movimientos repetidamente indecisos o incómodos	2	3 Uso competente de los instrumentos, pero ocasionalmente parece rígido o incómodo	4	5 Movimientos fluidos con instrumentos y sin rigidez ni incomodidad
Manejo de suturas	1 Suturas dañadas, rotas o perdidas con frecuencia	2	3 Suturas dañadas, rotas o perdidas ocasionalmente	4	5 Las suturas se manejaron con delicadeza bajo el control del operador
Fluidez de la operación	1 Frecuentemente deja de operar y parece inseguro del próximo movimiento	2	3 Demostró algo de planificación anticipada con una progresión razonable del procedimiento	4	5 Curso de operación notablemente planificado con fluidez, sin esfuerzo de un movimiento al siguiente
Calidad del producto final	1 Muy pobre	2	3 Competente	4	5 Claramente superior

Más tarde, en el estudio de Kalu et al. [54] se muestra que los métodos para evaluar las habilidades técnicas pueden clasificarse en seis categorías y pueden ser agrupadas en evaluación subjetiva o evaluación objetiva (**tabla 2.4**).

Tabla 2.4 Categorías para la evaluación de la microcirugía.

Tipo de evaluación	Métodos de evaluación de las habilidades microquirúrgicas.
Subjetiva	1) Listas de procedimientos con registros 2) Observación directa
Objetiva	3) Observación directa con criterio 4) Modelo animal con criterios 5) Modelo no animal con criterios 6) Análisis del movimiento de la mano

2.3 El análisis del movimiento para la evaluación objetiva en microcirugía

El análisis de movimiento de la mano es una metodología donde se pueden explotar diferentes tecnologías propuestas por las ingenierías. Las métricas de la coordinación ojo-mano son los indicadores de desempeño más utilizados en la evaluación de la experiencia quirúrgica [55], además, se han estudiado parámetros como economía del movimiento, temblor, fuerza, distancia recorrida por los instrumentos, velocidad, aceleración, tiempo, percepción de profundidad, entre otros [7, 13, 19].

Diferentes estudios han adaptado el análisis del movimiento de la mano para evaluar las habilidades microquirúrgicas. Para analizar el movimiento de las manos durante el entrenamiento de microcirugía, diversos autores [10, 56–58] han empleado el dispositivo de evaluación quirúrgica del colegio imperial (*Imperial College Surgical Assessment Device*, o ICSAD). El ICSAD es un dispositivo de rastreo del movimiento colocado en la mano del cirujano que registra parámetros como la longitud de la trayectoria en ambas manos sobre los 3 planos, los movimientos individuales de las manos y el tiempo total del procedimiento, **figura 2.5**. Su aplicación inicial fue para analizar y evaluar cirugía general y el entrenamiento quirúrgico de habilidades laparoscópicas [59].

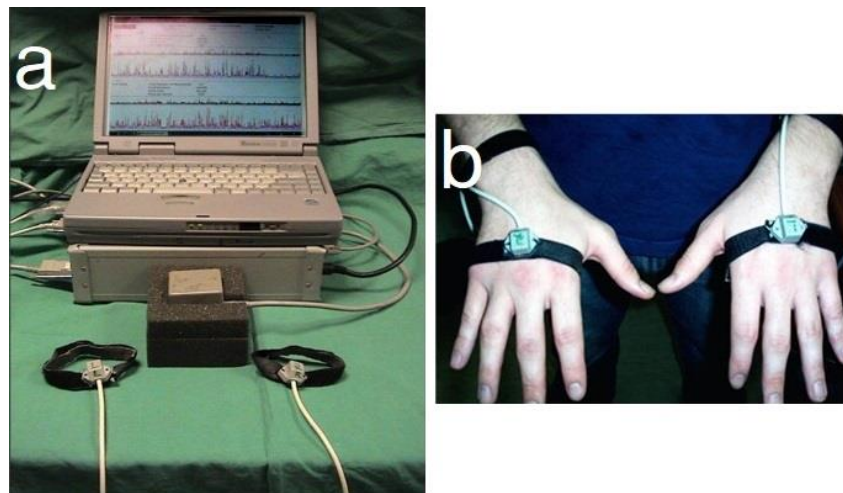


Fig. 2.5 Configuración del ICSAD. Es un dispositivo para registrar y analizar la destreza del movimiento de las manos durante prácticas quirúrgicas.

Grober et al. [10] establecieron la validez de criterio del ICSAD para determinar el rendimiento microquirúrgico, comparando las puntuaciones del ICSAD con las puntuaciones de la GRS logradas por Reznick [52, 53, 60]. Las puntuaciones GRS disminuyeron a medida que aumentaban el número de movimientos de la mano ($p < 0.001$) y la distancia recorrida por la mano ($p = 0.008$), siendo ambos marcadores de ineficiencia, asociados con la inexperiencia. Saleh et al. [58] y Ezra et al. [57] demostraron la validez de constructo con diferencias estadísticamente significativas entre las experiencias del cirujano para métricas como tiempo empleado ($p < 0.001$), el número de movimientos de la mano ($p < 0.001$) y la longitud del recorrido de la mano ($p = 0.002$) para completar la tarea propuesta (sutura corneal con nylon 10-0 en modelo de ojo). Moulton et al. [56] también mostraron la validez de constructo del ICSAD, con una mejora significativa en la habilidad observada desde antes del entrenamiento hasta después del entrenamiento ($p < 0.05$), y sin diferencias significativas en las puntuaciones logradas entre 2 grupos del mismo nivel de experiencia. La tarea fue completar 2 suturas interrumpidas usando nylon 9-0. En otro estudio de Grober et al. [61], se muestra que la evaluación de la economía del movimiento de la mano representa una medida factible, objetiva y válida de la habilidad técnica y se puede utilizar para definir curvas de aprendizaje estudiante.

En los cinco estudios [10, 56–58, 61] mencionados anteriormente, y mostrados en la **tabla 2.5**, se llegaron a las mismas conclusiones: el análisis del movimiento de la mano se correlaciona bien con las escalas de calificación global (GRS) y que las métricas de los resultados como economía del movimiento, distancia recorrida y tiempo, se correlacionaron bien con el nivel de habilidad de los cirujanos evaluados. Estos estudios recomiendan el uso del análisis del movimiento de la mano como complemento de las GRS para obtener la máxima objetividad en la evaluación de habilidades, porque el análisis del movimiento de la mano proporciona datos cuantitativos y no es un reflejo de la calidad del producto final, que es cualitativo.

Tabla 2.5 Estudios donde se evaluó con GRS y movimiento de las manos.

Autor	Número de Participantes	Métricas	Tarea
Grober [10]	50 residentes	Número de movimientos de la mano Distancia total	2 suturas interrumpidas usando nylon 9-0
Mouton [56]	38 residentes	Tiempo para completar la tarea Número de movimientos de la mano	2 suturas interrumpidas usando nylon 9-0
Saleh [58]	30 aprendices	Tiempo para completar la tarea Número de movimientos de la mano Distancia total	Sutura corneal nylon 10-0 en modelo de ojo
Ezra [57]	14 residentes	Tiempo para completar la tarea Número de movimientos de la mano Distancia total	Sutura corneal nylon 10-0 en modelo de ojo
Grober - Roberts [61]	1 novato y 1 experto	Número de movimientos de la mano Distancia total	3 suturas interrumpidas usando nylon 9-0

Los estudios que a continuación se describen tienen especialmente relevancia pues se utilizaron métricas adquiridas del análisis objetivo del movimiento, similares a la propuesta en este trabajo de tesis.

En el trabajo de Satterwhite et al. [7] se mostró un método objetivo de evaluación de microcirugía. Se evaluaron las habilidades de 17 residentes de cirugía que realizaron microsuturas sobre un guante de látex, drenaje de Penrose y anastomosis en vaso dorsal de la pata de pollo, utilizando una GRS modificada y diseñada para la evaluación de habilidades microquirúrgicas: The Stanford Microsurgery and Resident Training Scale (SMaRT). Consta de 9 categorías como: respeto por el tejido y técnica de sutura, el rendimiento de la microcirugía de los aprendices, así como el manejo del instrumento, el manejo de la sutura, calidad del nudo y rendimiento general, y son calificadas del 1 al 5 en una escala de Likert.

El plan de estudios presentado tiene una sesión didáctica inicial, seguida de una revisión en sitio web llamado "Microsurgery Essentials", después vienen las sesiones prácticas bajo el microscopio grabadas en video. Los videos son revisados y evaluados por microcirujanos expertos utilizando la escala SMaRT, lo que brinda al alumno una retroalimentación oportuna, **figura 2.6**. Los residentes que tuvieron acceso a un

programa de capacitación en línea durante 1 semana antes de la evaluación se desempeñaron mejor que aquellos que no tuvieron acceso ($p < 0.001$). La validez de constructo quedó demostrada al comparar las puntuaciones alcanzadas por los estudiantes de último año (mejores) frente a los resultados de los residentes de tercer año ($p < 0.0001$). También se estableció la confiabilidad entre evaluadores, sin diferencias significativas entre los 3 evaluadores ($p > 0.05$).

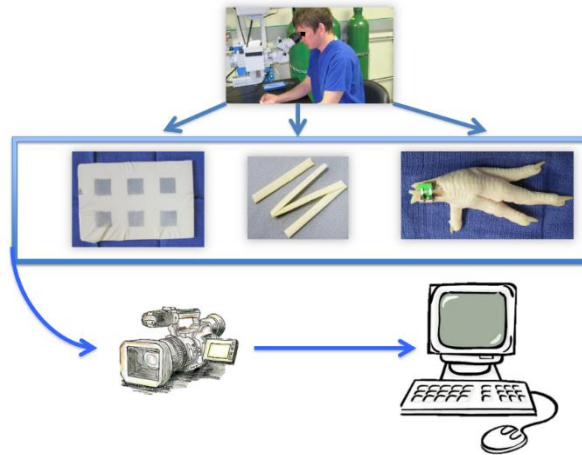


Fig. 2.6 Estudio de Satterwhite. La sesión se graba en video para su evaluación.

En el estudio de McGoldrick et al. [19], se utilizaron videos grabados del microscopio durante la práctica de la microcirugía. Los videos se usaron para desarrollar un sistema de puntuación para el análisis de movimiento. Para lograrlo, se realizó el registro del movimiento de la punta de sólo una pinza de microcirugía a través de un software con algoritmos de visión por computadora (ProAnalyst, Xcitex Inc, MA, USA) y se analizaron los movimientos. Las trayectorias bidimensionales se presentaron y el análisis de movimiento se hizo con datos sin procesar (*raw data*), **figura 2.7**. Las métricas se compararon con los puntajes de calificación global hecho por expertos utilizando la escala SMaRT. Se analizaron ochenta y cinco anastomosis microquirúrgicas de 16 residentes de los años de posgrado 1 al 6. Las puntuaciones del análisis de movimiento de cada video se correlacionaron positivamente con la experiencia sobre la tarea de anastomosis arterial ($\rho +0.77$; $p < 0.001$).

Las puntuaciones del análisis de movimiento se correlacionaron significativamente con los resultados de la SMaRT, sus resultados fueron los siguientes: manejo de instrumentos ($\rho +0.66$; $p < 0.01$), eficiencia ($\rho +0.59$; $p < 0.01$), manejo de suturas (ρ

+0.83; $p < 0.001$), flujo operativo ($\rho +0.67$; $p < 0.001$) y rendimiento general ($\rho +0.89$; $p < 0.001$). Con su método de análisis del movimiento del instrumento lograron una evaluación objetiva y consistente para los estudiantes de microcirugía.

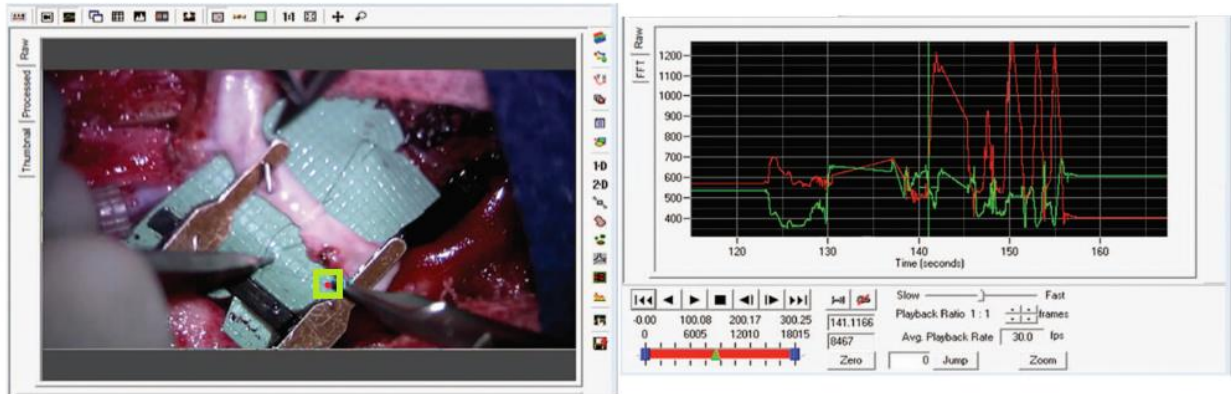


Fig. 2.7 Estudio de McGoldrick. Realizaron el seguimiento del movimiento de la punta y lo presentaron gráficamente como movimiento en las coordenadas x (verde) e y (roja) a lo largo del tiempo.

En el trabajo de Applebaum et al. [62] se evaluó la adquisición de habilidades de microcirugía dentro de la residencia de cirugía plástica integrada utilizando el análisis del movimiento de la mano y una escala de calificación global. Los participantes realizaron anastomosis arteriales microquirúrgicas en aortas de rata. El análisis del movimiento de la mano se logró usando un sistema de registro de movimiento electromagnético con 6 grados de libertad (trakSTAR, Ascension Technology Corporation, VT, USA), **figura 2.8**.

Se registraron parámetros como el tiempo total para completar la tarea, el número de movimientos de la mano y la longitud del recorrido en milímetros. Los videos de los participantes se calificaron utilizando una GRS con puntuación de 0 a 100. Lograron la validez de constructo, las medidas resultantes del análisis de movimiento de la mano variaron estadísticamente según el nivel de habilidad de los residentes. Concluyeron que el análisis del movimiento de la mano es una herramienta válida para la evaluación de la habilidad microquirúrgica. Este análisis es objetivo, refleja el nivel de habilidad del usuario y es más preciso que una escala de calificación global. Además, sugieren que identificar la validez predictiva del análisis del movimiento de la mano será una herramienta útil para establecer umbrales de entrenamiento.

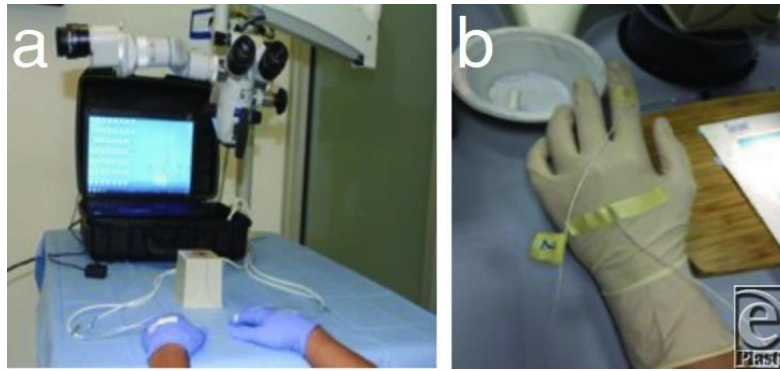


Fig. 2.8 Método de Applebaum **a)** Sistema electromagnético para el registro del movimiento de la mano. **b)** Colocación de sensores en las manos.

En el trabajo de Harada et al. [63] se colocaron marcadores infrarrojos sobre las pinzas y se registraron los movimientos de ambas manos a través de un sistema de visión estereoscópica. También se usó una unidad de medición inercial y medidores de deformación en pinzas para medir parámetros relacionados con la manipulación del instrumento, **figura 2.9**. Se comparó el performance entre 26 neurocirujanos expertos e inexpertos. Se evaluaron parámetros como el tiempo, el recorrido de la herramienta y la fuerza de agarre de la aguja. Los procedimientos se registraron en video para ser evaluados por tres cirujanos expertos. Los cirujanos que habían practicado previamente demostraron mejores habilidades. Los cirujanos expertos completaron las tareas en un tiempo más corto, con una trayectoria de movimiento más corta y con una fuerza menor al extraer la aguja.

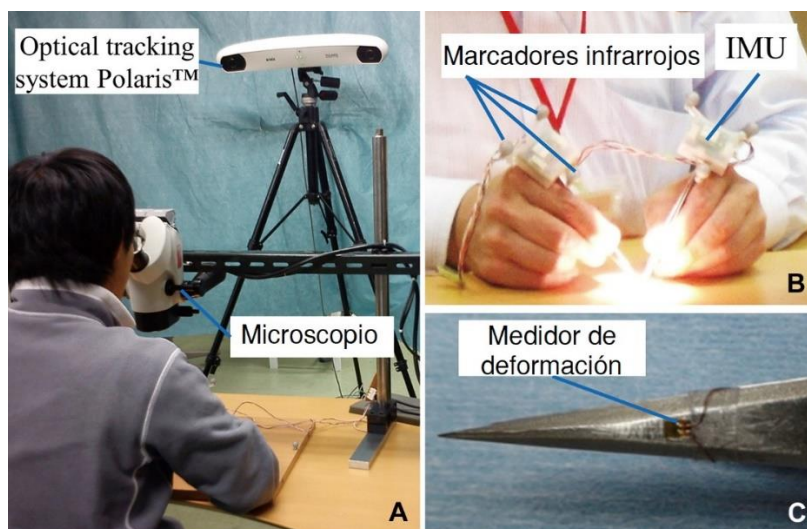


Fig. 2.9 Método de evaluación de Harada. **A)** Sistema para rastreo de instrumentos. **B)** Marcadores sobre las pinzas. **C)** Sensor de deformación para las puntas de las pinzas.

El rastreo de instrumental se reporta como una tarea difícil debido a la gran variedad de formas de los instrumentos, los cambios de iluminación, el desenfoque por movimiento, las sombras y el campo de visión quirúrgico donde el instrumento se puede camuflar.

Estos desafíos se han intentado resolver en distintas formas. En cirugía oftálmica, por ejemplo, Roodaki et al. [64] estimó la distancia de la punta del instrumento a la retina usando la sombra del instrumento en imágenes de tomografía de coherencia óptica intraoperatoria. Este no es un estudio relacionado a la evaluación durante el entrenamiento, sin embargo, utiliza tecnología más avanzada para retroalimentar al cirujano acerca de la posición del instrumento.

En cirugía de la retina, los investigadores han aplicado algoritmos de aprendizaje profundo para el rastreo de instrumentos, como Zhao et al. [35] quienes utilizaron una red neuronal convolucional con una red de transformación espacial para el proceso de rastreo de herramientas quirúrgicas en tiempo real.

Alsheakhali et al. [65] modelaron el instrumento quirúrgico para detectar cada uno de sus segmentos por separado, su método relaciona esos segmentos para identificar el instrumento cualquiera que sea su rotación, traslación o cambios de escala. Sin embargo, no especifica resultados en experimentos utilizando dos instrumentos o más simultáneamente.

En los trabajos consultados no se reportó un instrumento basado en visión por computadora especialmente diseñado para el rastreo del movimiento en la microcirugía, de hecho, la mayoría de los trabajos revisados utilizan el video de la cámara del microscopio.

Capítulo 3. Metodología

En este capítulo se describe el procedimiento para desarrollar el sistema *mitracks3D*, el cual está diseñado para registrar automáticamente el movimiento de dos instrumentos quirúrgicos durante la práctica de microcirugía. Se menciona qué materiales fueron empleados; sus dimensiones, el hardware y software utilizado; la construcción de los modelos de entrenamiento; el proceso para el registro de muestras en campo; el uso de los parámetros para el análisis del movimiento y el análisis estadístico empleado para validar el sistema de registro.

Se construyó un sistema de rastreo del movimiento utilizando dos cámaras web en configuración estereoscópica para registrar y analizar objetivamente las maniobras de los cirujanos durante la práctica de microcirugía, este sistema fue nombrado *mitracks3D*. Al usar cámaras como sensores de movimiento se tiene la ventaja de no alterar las maniobras naturales de las manos de los cirujanos, como posiblemente sí lo haría adosar sensores al instrumental.

A continuación, se presenta el marco teórico, donde se mencionan conceptos importantes para el funcionamiento del sistema; los materiales y configuración para la construcción del *mitracks3D*, cuya estructura es importante para reproducir el experimento; y finalmente se presenta la metodología para el registro y análisis de las muestras, donde se detalla el proceso de funcionamiento del sistema *mitracks3D*, el método para la validación técnica y su implementación durante la práctica quirúrgica en el campo.

3.1 Marco teórico

La visión humana tiene la capacidad de percibir la profundidad a la que está un objeto cuando éste se proyecta con distinta perspectiva sobre cada uno de los dos ojos, a este fenómeno se le llama estereopsis. Una analogía bioelectrónica de este fenómeno consiste en utilizar dos cámaras en arreglo estereoscópico y algoritmos de visión por computadora para estimar el desplazamiento geométrico de un objeto dentro del

espacio. Para lograrlo, en este trabajo de tesis se propone utilizar dos cámaras en configuración estereoscópica. Para que las dimensiones de los objetos capturados en imagen tengan coherencia con la geometría del mundo real, es necesario calibrar las cámaras.

3.1.1 Calibración de las cámaras.

La calibración consiste en adquirir información propia de cada cámara para utilizarla durante el proceso de conversión de un punto 3D del mundo real con coordenadas $[X, Y, Z]$, en un píxel 2D con coordenadas $[x, y]$, que es una proyección bidimensional que representará métricas del mundo real. Se trata de estimar parámetros de la lente y el sensor de imagen de la cámara. Estos parámetros son necesarios para medir objetos capturados por la cámara.

En la actualidad las cámaras web utilizan el modelo de cámara estenopeica cuya característica es utilizar una barrera con un orificio, para dejar pasar una pequeña cantidad de rayos de luz y así, obtener una imagen nítida [66], **figura 3.1**. Sin esa barrera entre el sensor y el objeto, toda la luz impactaría difusamente sobre el sensor y se adquiriría una imagen borrosa. La distancia entre el sensor y la barrera se conoce como distancia focal, y en la práctica se coloca un lente móvil. El lente ayuda a proteger el sensor, a filtrar determinadas longitudes de onda, y a enfocar, sin embargo, genera una distorsión en la imagen.

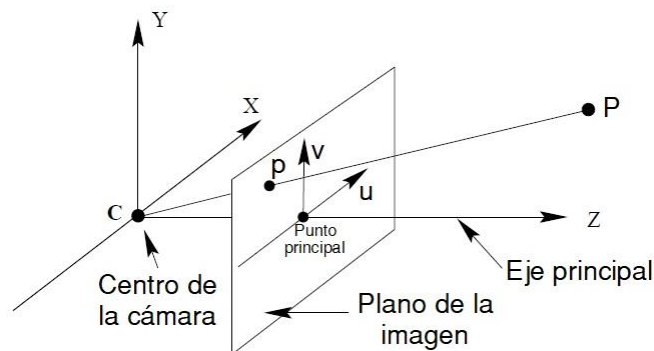


Fig. 3.1 Geometría de cámara estenopeica. La p es la proyección de un punto P del mundo real sobre el plano de la imagen. El centro de proyección se denomina centro de la cámara. El punto donde el eje principal se encuentra con el plano de la imagen se llama punto principal.

Hay dos tipos diferentes de distorsiones [67] causadas por los lentes de las cámaras: la distorsión radial y la distorsión tangencial, **figura 3.2**. La distorsión radial consiste en que la imagen se captura con una deformación de barril u ojo de pez. Actualmente, las cámaras web de buena calidad tienen poca distorsión de barril, la cual se hace notoria en la cercanía a los límites exteriores de la imagen o esquinas. Para quitar esta distorsión, la ubicación radial de un punto en la cámara se corregirá de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

$$x_{\text{corregida}} = x(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6)$$

$$y_{\text{corregida}} = y(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6)$$

donde k_1 , k_2 , y k_3 son los primeros tres coeficientes de la función de corrección. A menos que la distorsión por la lente sea grande $k_3 \neq 0$; r es la distancia desde el centro de la imagen hasta el punto a corregir, $r^2 = x^2 + y^2$; (x, y) es la ubicación original del punto distorsionado; $x_{\text{corregida}}$ y $y_{\text{corregida}}$ es la nueva ubicación para el punto después de realizar la corrección.

La distorsión tangencial se produce cuando la lente no está colocada de forma paralela al plano de la imagen, sensor CMOS, o viceversa. La corrección de la distorsión tangencial consiste en encontrar los coeficientes p_1 y p_2 , y aplicar las ecuaciones:

$$x_{\text{corregida}} = x + (2p_1y + p_2(r^2 + 2x^2))$$

$$y_{\text{corregida}} = y + (2p_2x + p_1(r^2 + 2y^2))$$

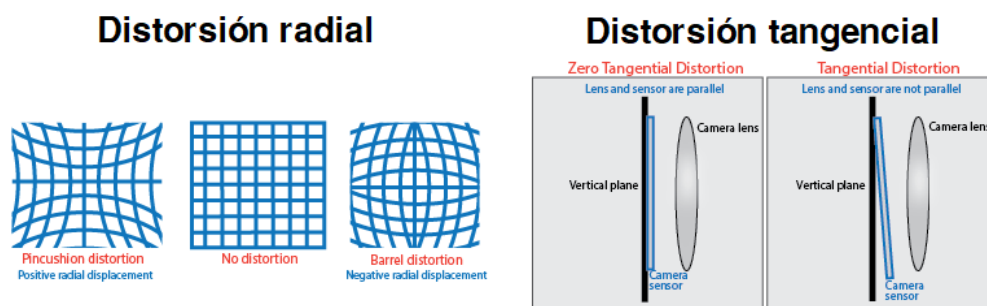


Fig. 3.2 Se muestran los dos tipos de distorsiones por las lentes de las cámaras [figura tomada de MathWorks].

La conversión de coordenadas mundiales a coordenadas de cámara se denomina calibración extrínseca. Los parámetros extrínsecos son la matriz de rotación \mathbf{R} , y el vector de traslación \mathbf{T} . A la conversión de coordenadas de cámara a coordenadas de píxeles se le denomina calibración intrínseca. Para hacer esta calibración es necesario conocer características internas de la cámara como distancia focal y centro óptico. Estos valores se agrupan en una matriz \mathbf{K} .

Existen aplicaciones para calibrar las cámaras como el Stereo Camera Calibrator de MATLAB (MathWorks, Natick, MA) [68]. Con esta aplicación se obtienen parámetros para corregir la distorsión radial y tangencial de las cámaras, se estimó la orientación de la cámara 2 (lado derecho) respecto a la cámara 1 (lado izquierdo), y se crearon las matrices \mathbf{K} , \mathbf{R} y el vector \mathbf{T} de cada cámara.

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 \\ 0 & f_y & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde f es la distancia focal en píxeles y (u_0, v_0) es el centro óptico o punto principal de la cámara.

La conversión de un punto del mundo a un punto en la cámara está dada por:

$$\mathbf{P}_{\text{cámara}} = [\mathbf{R} \mid \mathbf{T}] \mathbf{P}_{\text{mundo}} \quad \text{-Calibración extrínseca}$$

La conversión de un punto en la cámara a punto en la imagen está dada por:

$$\mathbf{P}_{\text{imagen}} = \mathbf{K} \mathbf{P}_{\text{cámara}} \quad \text{-Calibración intrínseca}$$

Para convertir un punto del mundo real a un punto equivalente en la imagen:

$$\mathbf{P}_{\text{imagen}} = \mathbf{K} [\mathbf{R} \mid \mathbf{T}] \mathbf{P}_{\text{mundo}}$$

El tamaño de las matrices es el siguiente:

$$\mathbf{K} \rightarrow [3 \times 3] \quad [\mathbf{R} \mid \mathbf{T}] \rightarrow [3 \times 4] \quad \mathbf{P}_{\text{mundo}} \rightarrow [3 \times 1]$$

Debido a las dimensiones de las matrices $[\mathbf{R} \mid \mathbf{T}]$ y $\mathbf{P}_{\text{mundo}}$ ($[3 \times 4] \cdot [3 \times 1]$), no pueden ser multiplicadas directamente. Para resolverlo, $\mathbf{P}_{\text{mundo}}$ se expresa en coordenadas homogéneas [66], así pasa de $[X, Y, Z]$ a un vector $[X, Y, Z, 1]$ que conserva sus propiedades, mantiene su escala y permite operar las matrices:

$$\mathbf{P}_{\text{imagen}} = \mathbf{K} [\mathbf{R} \mid \mathbf{T}] \mathbf{P}_{\text{mundo}} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 \\ 0 & f_y & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_1 & R_2 & R_3 & T_1 \\ R_4 & R_5 & R_6 & T_2 \\ R_7 & R_8 & R_9 & T_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Con la calibración se obtienen los puntos rectificadas (x_L, z_L) y (x_R, z_R) representantes de un objeto $\mathbf{P}_{\text{mundo}}$ (\mathbf{P}) para las cámaras izquierda y derecha respectivamente.

3.1.2 Adquisición de imágenes estéreo.

Los sistemas de video estereoscópicos son empleados en problemas donde se quiere estimar la profundidad de uno o varios objetos. Estos sistemas internamente tienen dos cámaras, generalmente identificadas como cámara izquierda y cámara derecha. Idealmente, las dos cámaras deben capturar imágenes en el mismo instante de tiempo. Así, se garantiza que un objeto que está en movimiento habrá sido registrado con diferente perspectiva, una de cada cámara, en idéntico momento.

Suponga que el sistema estereoscópico no cuenta con un modo de captura síncrono. De modo que las imágenes, de la cámara izquierda como de la cámara derecha, son capturadas en intervalos de tiempo distintos. Si se quiere registrar el desplazamiento de un objeto en movimiento aleatorio, la diferencia de tiempo de captura entre las imágenes de las dos cámaras generará un error en la medición que es proporcional al desfaseamiento, cuanto más desincronizadas estén las muestras, mayor será el error de medición.

Si se considera construir un sistema estereoscópico a partir de cámaras que no capturan imágenes en el mismo instante de tiempo, como es el caso de este trabajo de tesis, entonces es importante medir el tiempo de desfaseamiento para determinar

los alcances del sistema. Para ello, se construyeron varias versiones de una aplicación para rastreo del movimiento 3D utilizando el lenguaje de programación C++ y la biblioteca OpenCV 3.4.11. Las cámaras utilizadas en este proyecto (Logitech C920-Pro, Lausana, Suiza) pueden enviar imágenes sin compresión y con compresión MJPEG. Sin compresión, la transmisión de imágenes a 1280 x 720 (alta definición) con 30 cuadros por segundo (cps) alcanza aproximadamente 663 Mb/s. La webcam C920-Pro tiene protocolo de transmisión de datos USB 2.0, por lo que el ancho de banda teórico (480 Mb/s) se saturaría para el par de imágenes estéreo, y se tendría que bajar el número de imágenes por segundo, aun conectándola a un puerto de PC USB 3.0. La ventaja de estas cámaras web es que admiten la compresión de video por hardware, lo que da como resultado un flujo de datos mucho más pequeño hacia la PC, lo cual es óptimo si se usan dos cámaras web simultáneamente.

Usando OpenCV se adquieren imágenes con los controladores *v4l2*, especificando la compresión MJPEG; así, conectando cada cámara a un puerto USB 3.0 de bus independiente, es posible adquirir imágenes estereoscópicas de alta definición con una tasa de 30 imágenes por segundo, con un desfase entre las cámaras de 30 ms, **figura 3.3**. Se concluye que el desfase entre las imágenes es bajo y por tanto el error en la medición también será bajo, éste será analizado en una validación técnica mostrada más adelante.

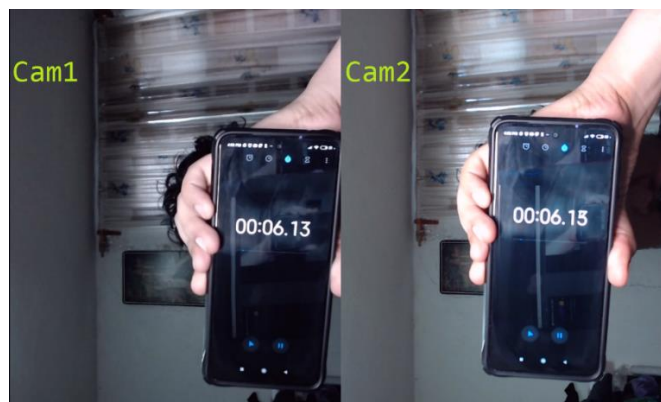


Fig. 3.3 Desfasamiento entre las cámaras. Las cámaras capturan imágenes del cronómetro de un smartphone. Se muestra 6.13 segundos contra ~6.15 segundos de la cámara derecha. Se estimó que existe un desfase máximo de 30 ms entre las cámaras.

3.1.3 Segmentación por color

Para registrar y analizar la información de un objeto en particular dentro de una imagen, el objeto debe ser identificado a través de un método de visión por computadora. Una técnica eficiente de hacerlo es la de segmentación por color [69], donde el objeto de un color determinado es aislado del resto de la imagen.

Las imágenes, que originalmente están en el espacio de colores BGR (Blue, Green, Red) se transforman al espacio de colores HSV (Hue, Saturation, Value), **figura 3.4**. Por la forma tridimensional en que los colores están distribuidos en el espacio HSV, se permite separar intuitivamente matices de colores del resto de la imagen. Este espacio de color tiene la fortaleza de ser robusto a cambios de iluminación. Para segmentar el color de interés se deben definir intervalos de valores numéricos de H, S y V. El algoritmo de segmentación por color recorrerá la imagen en HSV píxel por píxel, éste creará una nueva imagen con las mismas dimensiones que la original, donde los píxeles dentro de los intervalos serán 1 y todos los demás serán 0.

$$seg(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{si } \begin{cases} H_l < im(i, j, 1) \leq H_h \\ S_l < im(i, j, 2) \leq S_h \\ V_l < im(i, j, 3) \leq V_h \end{cases} \\ 0 & \text{Otro caso} \end{cases}$$

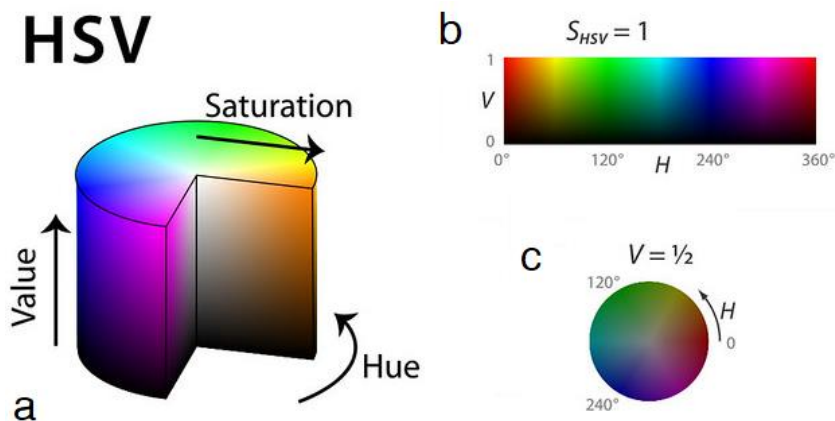


Fig. 3.4 Espacio de color HSV a) Cilindro utilizado para describir el HSV. b) La capa más externa del cilindro, o S máxima, presenta el comportamiento de los colores H con una especie de iluminación V en una escala decimal de 0 (sin color) a 1 (a todo color). c) Una sección horizontal del cilindro describe todos los tonos y saturaciones presentes para V = 1/2, Los colores vivos se presentan en S máxima y tienden a grises conforme S disminuye.

3.1.4 Momentos geométricos de primer orden

En esta tesis, los objetos de interés son pinzas con un marcador de tamaño constante, verde para la pinza de la mano derecha y azul para la izquierda. Sin embargo, debido a los cambios de posición, iluminación y ruido de las cámaras, el objeto, que ha sido previamente segmentado y hecho imagen binaria, puede tener una morfología variante. Así, los descriptores basados en los momentos geométricos de primer orden [70–72] son especialmente útiles para estimar la posición de un objeto en movimiento cuya forma es casi constante.

Para la imagen binaria del objeto de interés:

$$seg(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{para el marcador} \\ 0 & \text{para el fondo} \end{cases}$$

los momentos geométricos se pueden calcular con la siguiente ecuación:

$$m_{pq} = \sum_i \sum_j i^p j^q seg(i, j) \quad \forall p, q = 0, 1, 2 \dots$$

Siendo las coordenadas del centro de masa del marcador definidas como:

$$\bar{x} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \quad \bar{y} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$$

Con las que se obtendrán los centroides de los marcadores verde y azul de las pinzas: (x_L, z_L) y (x_R, z_R) para la cámara izquierda y derecha, respectivamente, en píxeles. En la **figura 3.5** se ejemplifica el proceso de segmentación y obtención de los momentos de primer orden.

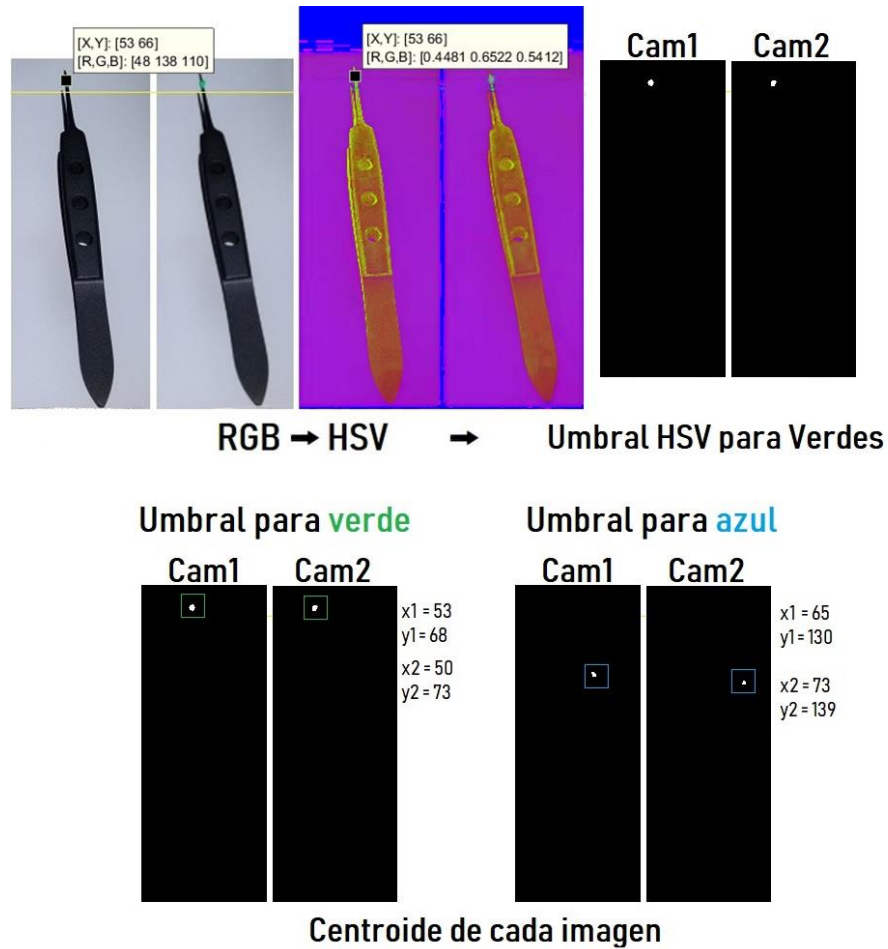


Fig. 3.5 Procesamiento de imágenes ejemplificado. El par imágenes originales se trasladan al espacio HSV; a través de umbrales numéricos se obtiene la región que contiene los marcadores; posteriormente se calculan los centroides de cada marcador para triangularlos y conocer su ubicación en el espacio.

3.1.5 Triangulación epipolar

Finalmente, utilizando la geometría epipolar [73], se puede estimar la profundidad a la que está un objeto **P**, triangulando los valores de los ejes x . En la **figura 3.6** se observa la proyección de un punto **P** sobre las cámaras calibradas, donde el eje focal de cada cámara está en la misma coordenada vertical. La línea base b , es la distancia física entre los centros de los lentes de las cámaras, expresado en milímetros. De la calibración se conocen las distancias focales f de cada cámara.

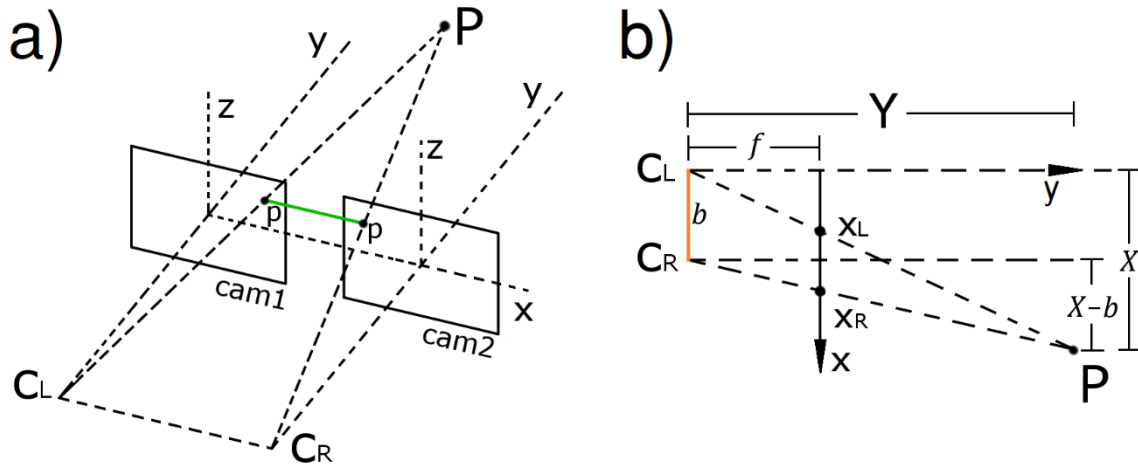


Fig. 3.6 Esquemas de geometría epipolar a) Alineación geométrica de las cámaras. El punto P representa un objeto en el espacio el cual se proyecta sobre las dos cámaras. b) Vista superior. Las proyecciones del punto P sobre las cámaras en x se representan con x_L y x_R .

Aplicando el primer teorema de Tales sobre la geometría presentada en la **figura 3.6-b**, se obtienen las siguientes relaciones:

Cámara 1:

$$\frac{Y}{f} = \frac{X}{x_L} \therefore X = \frac{Y \cdot x_L}{f} \quad (1)$$

Cámara 2:

$$\frac{Y}{f} = \frac{X - b}{x_R} \therefore Y = \frac{(X - b) \cdot f}{x_R} \quad (2)$$

Sustituyendo (1) en (2):

$$Y = \frac{\left(\frac{Y \cdot x_L}{f} - b\right) \cdot f}{x_R} = \frac{Y \cdot x_L - b \cdot f}{x_R}$$

Así:

$$Y \cdot x_R = Y \cdot x_L - b \cdot f \rightarrow Y(x_L - x_R) = b \cdot f$$

$$\therefore Y = \frac{b \cdot f}{x_L - x_R} \quad (3)$$

A través de la ecuación 3 es posible estimar la profundidad Y de cualquier objeto en el espacio, sus unidades son milímetros. Las coordenadas del mundo real X y Z son calculadas utilizando la imagen y los parámetros de calibración de la cámara izquierda únicamente. Es importante que los puntos correspondan a una imagen rectificadas. La visión estereoscópica es útil para estimar la posición de cualquier objeto o punto dentro del par de imágenes, siempre y cuando éstos se proyecten sobre el campo de visión de las dos cámaras.

En la **figura 3.7** se presentan los bloques del sistema para rastrear los instrumentos en el espacio propuesto en este trabajo de tesis.

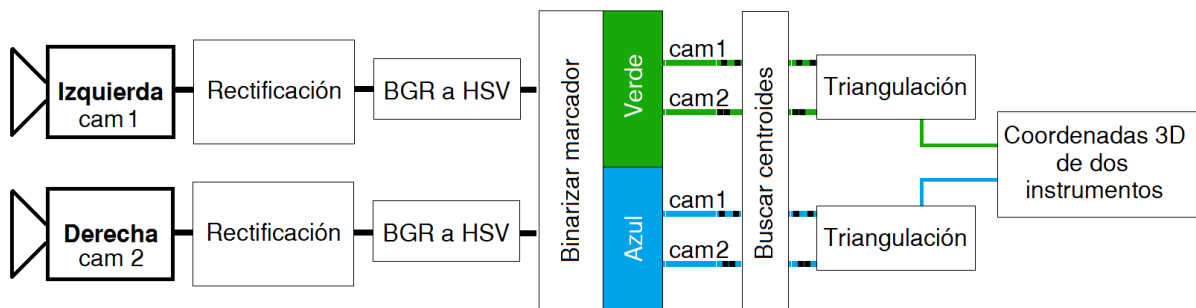


Fig. 3.7 Síntesis del procesamiento digital de imágenes. Etapas del procedimiento propuesto.

3.2 Materiales

La *estructura del mitracks3D* se formó por de 3 partes físicas: a) La mesa de trabajo, b) la fuente de luz y c) el soporte de las cámaras web, **figura 3.8**. La mesa de trabajo es una pieza de acrílico blanco de 28 cm (largo) x 20 cm (ancho) x 1 cm (espesor), apta para fijar los modelos sintéticos para el entrenamiento de microcirugía, y con espacio suficiente para que los practicantes apoyen sus manos, **figura 3.8-A**. Para balancear la mesa de trabajo se colocaron 4 patas de goma de 3 cm de diámetro. La mesa de trabajo tiene un riel vertical que sujeta a la fuente de luz (**figura 3.8-B**) y a las dos cámaras web en configuración estereoscópica, **figura 3.8-C**. Los materiales de la estructura del *mitracks3D* son fáciles de limpiar, ligeros y resistentes a la portabilidad.

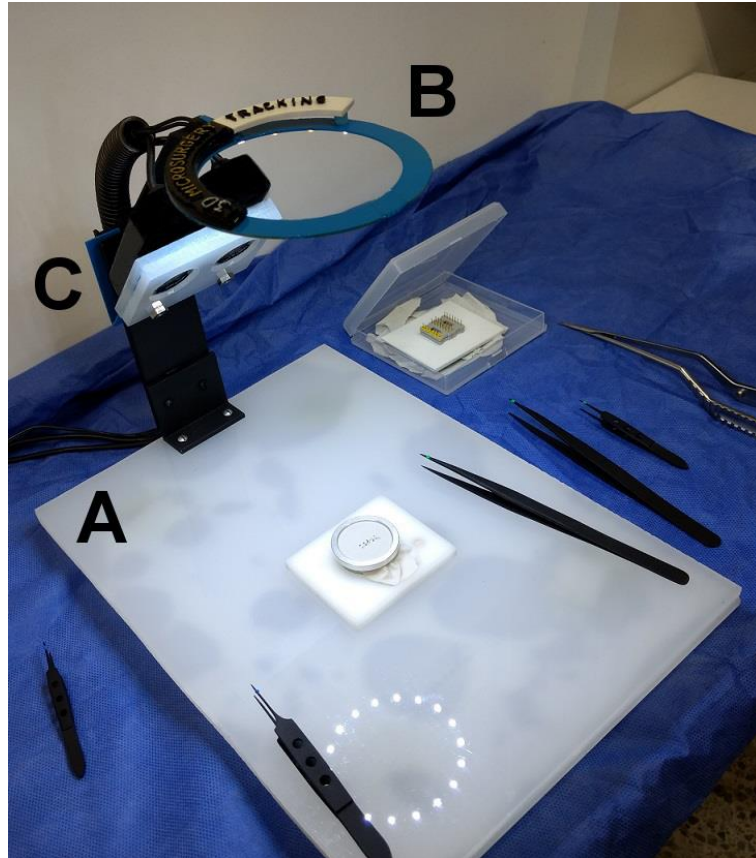


Fig. 3.8 Estructura del sistema mitracks3D. A) Mesa de trabajo, B) Fuente de luz. C) Webcams en arreglo estereoscópico.

La fuente de luz consistió en un anillo con diámetro exterior de 8 cm, e interior de 7 cm. Ésta tiene 24 diodos emisores de luz (*light-emitting diode* o LED), **figura 3.8-B**. La fuente de luz se alimenta con 12 voltios en corriente directa. Proporcionó una iluminancia de 700 lux con una temperatura de color de 6500 Kelvin. Esta fuente de luz se colocó en la parte superior del riel vertical, a una distancia de 18 cm de la mesa de trabajo. El lente objetivo del microscopio para microcirugía se debe colocar en el centro de la fuente de luz, esto permite enfocar al modelo sintético o blanco quirúrgico. La fuente de luz permite la correcta visualización a través del microscopio. Por la forma en que se distribuyen los LED, no se proyectan sombras al modelo de entrenamiento. Para construir el sistema de registro estereoscópico se utilizaron dos cámaras web (Logitech C920-PRO, Lausana, Suiza), con un sensor semiconductor complementario

de óxido metálico de 3 Megapíxeles. Estas cámaras soportan una resolución máxima de 1920 x 1080 píxeles con una tasa de adquisición de 30 cuadros por segundo.

La parte inferior de una de las cámaras se sujetó a la parte superior de la otra cámara (**figura 3.9**), con los lentes (frente) apuntando hacia el mismo plano. Las cámaras se fijaron al riel vertical de la mesa de trabajo, y se inclinaron 45° respecto al eje x, para capturar imágenes del blanco quirúrgico en perspectiva (**figura 3.8-C**). Los centros de sus lentes quedaron separados por 28.5 mm, que es la distancia de unión mínima permitida por las carcasas de las cámaras. Fue importante garantizar que las cámaras conservarían su alineación ya que el siguiente paso del proceso fue calibrarlas para registrar métricas del mundo real. Para que las cámaras quedaran firmes se atornillaron a una placa de aluminio y a otra de acrílico blanco, y se pintaron marcas “testigo” para saber si las cámaras se desalineaban durante el transporte y manipulación del equipo, lo cual no sucedió.

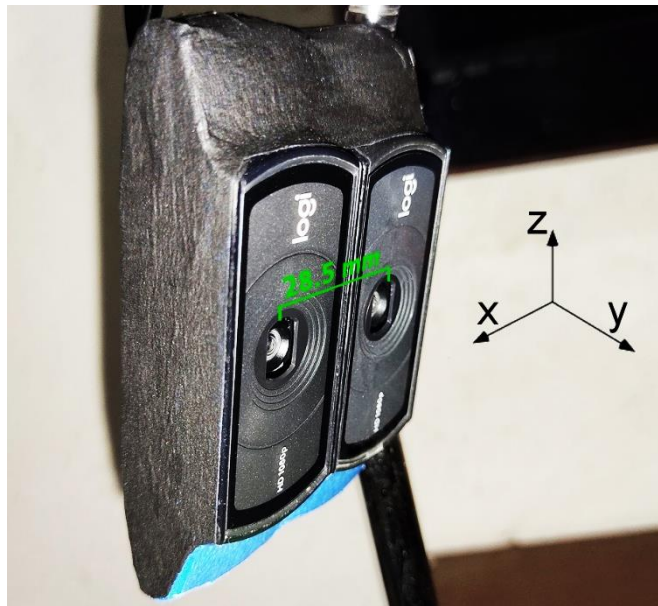


Fig. 3.9 Alineación de las cámaras. Configuración estereoscópica a partir de dos cámaras web.

3.2.1 Acondicionamiento del instrumental para rastreo del movimiento.

Uno de los objetivos de este trabajo de tesis es rastrear el movimiento del instrumental quirúrgico durante la práctica de microcirugía. Como se mencionó en capítulo 3.1, el método para rastrear automáticamente los marcadores consiste en el algoritmo de segmentación por color. Para optimizar el rastreo con el sistema *mitracks3D*, los instrumentos microquirúrgicos fueron pintados con negro mate y se les colocó un marcador esférico de aproximadamente 1 mm de diámetro con pintura de esmalte, azul para el instrumento de la mano izquierda y verde para el instrumento de la derecha, **figura 3.10**. El marcador no influyó en el cierre de la pinza ni en la visualización de la punta del instrumento u objeto manipulable. Estos marcadores se utilizaron para identificar y rastrear el movimiento 3D de las pinzas utilizando los algoritmos de visión por computadora mencionados anteriormente.



Fig. 3.10 Instrumental microquirúrgico. Las pinzas se pintaron de negro mate y se colocó un marcador de color verde o azul cerca de la punta para facilitar su rastreo.

3.2.2 Construcción de los modelos sintéticos y modo de empleo.

Se eligieron dos modelos sintéticos para analizar el movimiento de los instrumentos quirúrgicos durante el entrenamiento en microcirugía: 1) el modelo para la transferencia de objetos (*Transferencia*) y 2) el modelo para la práctica de suturas interrumpidas (*Sutura*).

Para la construcción de la tarea de transferencia de objetos, **figura 3.11**, se utilizaron 4 columnas de pines metálicos de 3 mm de altura, cada columna se separó por a 19 mm una de otra, y la distancia de profundidad total de los 7 pines, eje y, fue de 15 mm. Como objetos de transferencia se eligieron donas de látex de 3 mm de diámetro. Esta tarea consiste en tomar la una dona de látex, previamente colocada en un poste de la columna izquierda, usar la pinza de la mano izquierda tomar la dona y moverla al centro del modelo, tomarla con la pinza de la mano derecha y colocarla en el poste de la derecha correspondiente, haciendo lo mismo con las otras 6 donas. Cuando el participante termine este primer paso, la tarea se repite en sentido opuesto hasta que todas las donas quedan en sus postes originales. La transferencia de objetos ayuda al cirujano a mejorar el manejo de instrumentos en espacios reducidos, la percepción visual-espacial, la percepción de profundidad y la coordinación mano-ojo [74, 75].

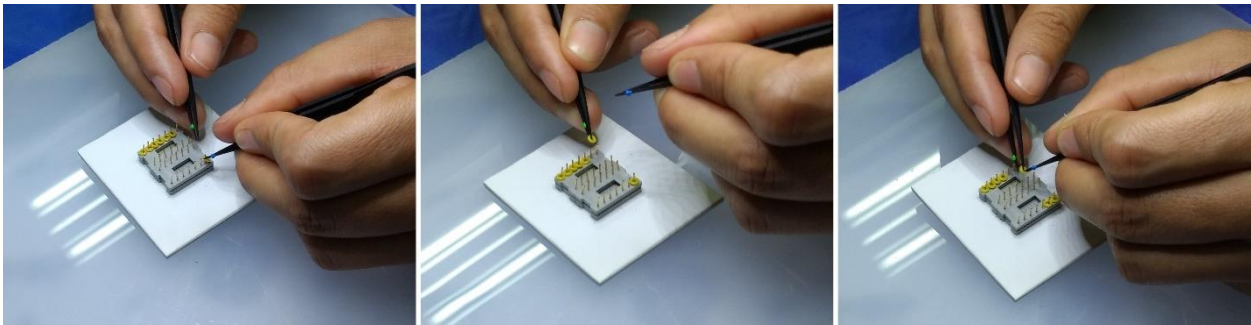


Fig. 3.11 Modelo para la transferencia de objetos. El participante manipula las donas de látex visualizando la tarea bajo el microscopio para microcirugía.

El segundo modelo, sutura interrumpida (**figura 3.12**), permite al participante atar nudos para reparar una fisura hecha en un guante quirúrgico estándar de látex [51] utilizando suturas de nylon monofilamento negro de 8-0 y 10-0. Para construir este modelo se colocó el pedazo de guante de látex entre dos anillos de acero inoxidable, diseñados para montarse y desmontarse manualmente a presión. Como referencia, el anillo externo, visible en la **figura 3.12**, tiene diámetro externo de 31 mm e interno de 28 mm; el anillo interno tiene diámetro externo de 27 mm e interno de 24 mm, dejando un área libre de 452.3 mm² para la manipulación de la sutura.

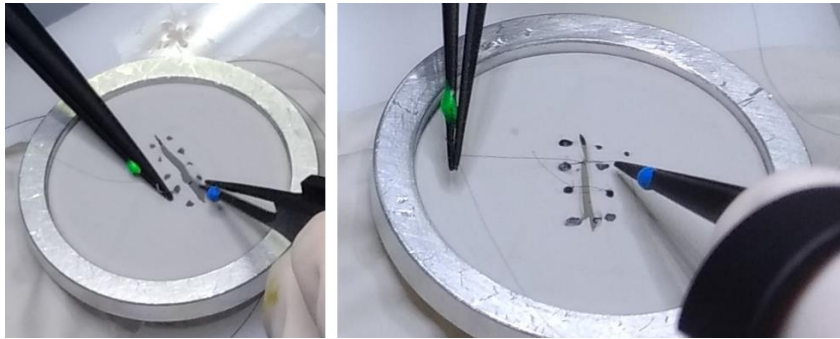


Fig. 3.12 Modelo de sutura interrumpida. Usando una microsutura, el cirujano une el guante de látex diseccionado.

Para atar los nudos deben utilizar los instrumentos de las dos manos y la técnica de sutura interrumpida [16, 63], mostrada en la **figura 3.13**. El hilo microquirúrgico y la aguja son muy delgados y frágiles. El microcirujano debe manipularla con delicadeza, de lo contrario, puede doblar la aguja, deformar el hilo o incluso perderlo en el suelo.

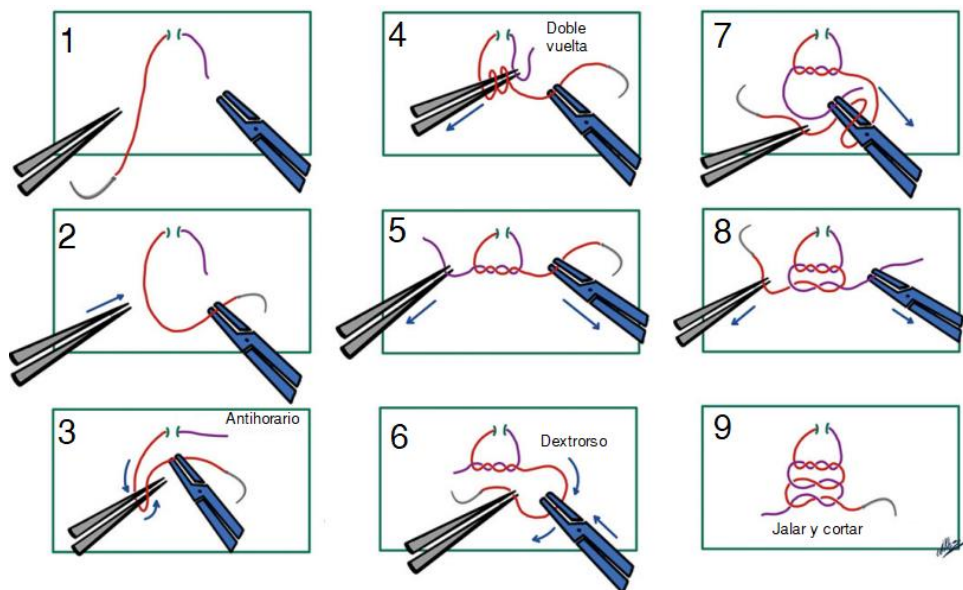


Fig. 3.13 Técnica de nudo de sutura con dos instrumentos para microcirugía.

3.3 Metodología para el registro y análisis de las muestras

A continuación, se presenta el algoritmo diseñado para registrar automáticamente el movimiento de los dos instrumentos de manera simultánea. También se presenta el método de validación técnica del sistema; el protocolo de implementación para el registro de pruebas en campo; los métodos de análisis de muestras para la validación del constructo del *mitracks3D* y el análisis estadístico para comparar las diferencias entre las métricas logradas por los cirujanos expertos y novatos.

3.3.1 Algoritmo para el rastreo automático de dos instrumentos

Una vez que la estructura del *mitracks3D* fue completada, se calibraron las cámaras utilizando el método descrito en la sección 3.1.1. Para hacer la calibración de las cámaras se tomaron 30 imágenes estereo de un *checkerboard pattern* (tablero de ajedrez asimétrico). La resolución de las cámaras se estableció en 1280 x 720 píxeles y su foco se fijó para visualizar imágenes nítidas a 15 cm. Las imágenes se exportaron al *Stereo Camera Calibrator tool* de MATLAB (MathWorks, Natick, MA) [68].

Una vez obtenidas las matrices de calibración de las cámaras, el siguiente paso fue construir un programa para el *rastreo automático* de movimiento 3D para registrar la manipulación del instrumental durante la práctica de microcirugía. Este algoritmo fue creado en lenguaje de programación C++ y la biblioteca OpenCV 3.4.11. El diagrama de flujo se presenta en la **figura 3.14**. Como garantiza que el tiempo de desfaseamiento entre la captura del par de imágenes estereoscópicas es mínimo (sección 3.1.2), se implementaron, de forma secuencial, los puntos descritos del capítulo 3.1.3 al 3.1.5, es decir, segmentación de los marcadores de colores de las pinzas, cálculo de los centroides para definir las coordenadas (x, z) de los marcadores y la estimación de la profundidad (y) utilizando la triangulación epipolar.

Al ejecutar el programa se deben escribir los datos del usuario y seleccionar si es experto o es novato. Para las pruebas técnicas se pueden omitir estos campos. A continuación, el programa entra en el ciclo de *rastreo automático* del instrumental, y para terminarlo se debe presionar la tecla Esc o cerrar la ventana del programa. En el

ciclo de rastreo, la cámara izquierda capturará una imagen y 30 ms después la cámara derecha hace lo propio.

Las imágenes para procesar se rectifican, después, se convierten del espacio de color BGR al HSV donde, a través de valores umbral, se segmentan los marcadores del instrumental para identificarlos y calcular sus centroides. Así, se obtienen las coordenadas de los marcadores verde y azul para la cámara izquierda ($Cam_{izq}[x_v, z_v; x_a, z_a]$) y para la cámara derecha ($Cam_{der}[x_a, z_a; x_a, z_a]$). Utilizando el método de triangulación mostrado en 3.1.5, se estima la profundidad (y_v) con los valores de $Cam_{izq}[x_v]$ y $Cam_{der}[x_v]$, y (y_a) con los valores de $Cam_{izq}[x_a]$ y $Cam_{der}[x_a]$. Una vez obtenidas las coordenadas del mundo real (X, Y, Z), se almacenan en matrices de datos que contienen los movimientos de los instrumentos microquirúrgicos.

En el siguiente ciclo de *rastreo automático*, se corta una región de interés (ROI) que consiste en un cuadro de 200 x 200 píxeles, centrada en la coordenada del centroide encontrado en la imagen anterior. La posición de esta región cambia conforme se desplaza el centro de masa del marcador de la pinza. Por la naturaleza de los finos movimientos en microcirugía, la probabilidad de encontrar el marcador dentro de esta región en el siguiente ciclo es muy alta. Así, se procesan a la vez cuadros de 200 x 200 píxeles en lugar de 720 x 1280 píxeles, que corresponden a la imagen original, lo cual reduce considerablemente los tiempos de procesamiento. Si no se detectan los marcadores, por ejemplo, porque éstos salieron del campo de visión de las cámaras o se obstruyeron, se almacenan las coordenadas encontradas en el ciclo anterior.

Para cada registro se creó un archivo de texto (.txt), así se almacenó la ubicación tridimensional de los instrumentos y sus tiempos de captura, es decir, cada muestra tomada contempló 1 fila y 7 columnas, de las cuales: 3 columnas son las coordenadas (X, Y, Z) de la pinza derecha; 3 columnas son las coordenadas (X, Y, Z) de la pinza izquierda; 1 columna para el tiempo. La nube de puntos resultante se rotó 45° sobre el eje x para compensar la perspectiva del acoplamiento de las cámaras. La **tabla 3.1** presenta el pseudocódigo del procesamiento de imágenes optimizado. El rastreo de los dos instrumentos se hizo con una tasa de adquisición de 28 muestras estéreo por segundo.

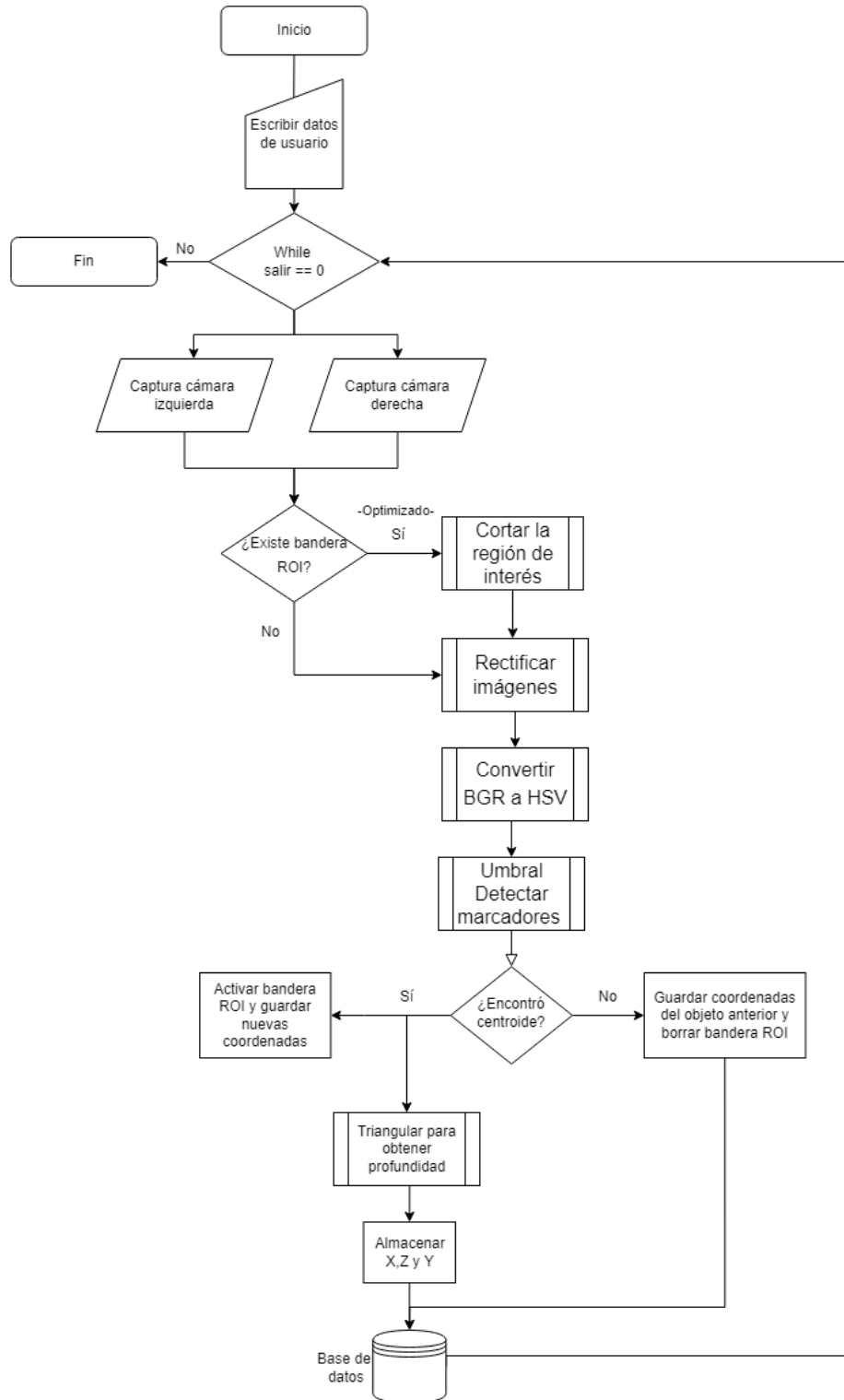


Fig. 3.14 Diagrama de flujo del algoritmo para rastreo de instrumental quirúrgico.

Tabla 3.1 Algoritmo optimizado para el rastreo de objetos 3D.

1. **while** hasta presionar [Esc] o cerrar programa
 2. Leer un *frame* en las cámaras izquierda (cam1) y derecha (cam2)
if Si existe una bandera región de interés (ROI) activa:
 Cortar las ROI en cada imagen para buscar en ellas la siguiente ubicación del marcador
 Saltar a paso 3 procesando sólo las ROI
end

 // Para cada par de imágenes hacer:
 3. Usar parámetros de calibración para rectificar las imágenes
 4. Cambiar del espacio de color BGR al HSV
 5. Umbral para marcadores:
 - a. De cam1: Crear imagen binaria del marcador verde
 Crear imagen binaria del marcador azul
 - b. De cam2: Crear imagen binaria del marcador verde
 Crear imagen binaria del marcador azul
 6. Calcular los centroides de cada imagen

 if Si no se encontró un marcador:
 Almacenar las coordenadas (X ,Y, Z) iguales a las del *frame* anterior
 Eliminar bandera de ROI
 Saltar a paso 2
 end

 if Si existe bandera ROI
 Trasladar los centroides a las coordenadas correspondientes de la imagen completa
 end

7. Definir nuevas ROI para cada marcador y encender bandera ROI
8. Calcular X y Z con los parámetros de la cam1
9. Triangular x_1 y x_2 para estimar las coordenadas de cada marcador Y
10. Almacenar las coordenadas (X ,Y, Z) de cada instrumento
end while
-

3.3.2 Pruebas de validación técnica.

Para la validación técnica del sistema de registro estereoscópico, se rastreó el movimiento de un marcador de color verde montado en una impresora 3D Monoprice Select Mini V2 (Monoprice, CA, USA). Cada uno de los ejes de desplazamiento de la impresora 3D recorren una distancia máxima de 120 mm con una resolución de 0.1 mm y velocidad máxima de 55 mm/s.

Similar a la validación técnica presentada en la tesis doctoral de Pérez-Escamirosa [76], en el presente trabajo de tesis se propusieron 2 rutinas de desplazamiento lineal, cada una con dos velocidades distintas. 1) La primera rutina consistió en mover el marcador de un punto A a un punto B separados por 6 cm (A-B). 2) La segunda rutina consistió en mover el marcador del punto A al punto B y nuevamente hacia el punto A (A-B-A), recorriendo una distancia total de 12 cm. Las velocidades de desplazamiento del marcador fueron 60 mm/min y 600 mm/min para cada prueba.

Las rutinas de desplazamiento se registraron sobre cada uno de los 3 ejes de la impresora 3D. El marcador de color verde se montó sobre el extrusor de la impresora para analizar el movimiento en los ejes x y z , y para analizar el desplazamiento sobre el eje y , el marcador se montó sobre la cama de la impresora. Las rutinas de desplazamiento fueron creadas utilizando comandos *gcode*. El pseudocódigo para la rutina A-B-A se muestra en la **tabla 3.2**. El sistema de registro estereoscópico se centró y se enfocó hacia el marcador de la impresora, **figura 3.15**.

Se tomaron 25 registros de cada rutina sobre cada eje para las dos velocidades planteadas, completando un total de 300 registros. Finalmente, se estimó la resolución de cada eje de registro y se calculó el error relativo usando la ecuación:

$$\epsilon = \frac{r_{real} - r_{medida}}{r_{real}} \cdot 100\%$$

Donde r_{real} es la distancia dada por la impresora 3D y r_{medida} es la distancia registrada por el sistema de rastreo estereoscópico.

Tabla 3.2 Pseudocódigo para cada rutina de desplazamiento A-B-A.

1. Establecer unidades en milímetros (G21)
2. Establecer posicionamiento absoluto (G90)
3. Mover X y Z a un origen (G28 X20.0 Z20.0)
4. Apagar extrusor (M104 S0)
5. Apagar cama (M140 S0)
6. Apagar ventilador (M107)
7. Ir a posición inicial (G1 F600 X30.0 Z50.0)
// Ciclo para muestreo sobre un eje:
// Ejemplo de rutina A-B-A sobre el eje x a 600mm/min:
8. Mensaje en pantalla (M117 Muestreando X)
9. Pausa de 1 segundo (G4 P1000)
10. Recorrer +60 milímetros a la velocidad requerida (G1 F600 X90.0) A-B
11. Recorrer -60 milímetros a la velocidad requerida (G1 F600 X30.0) B-A
12. Pausa de 1 segundo (G4 P1000)
13. Ir a paso 9 hasta terminar el muestreo

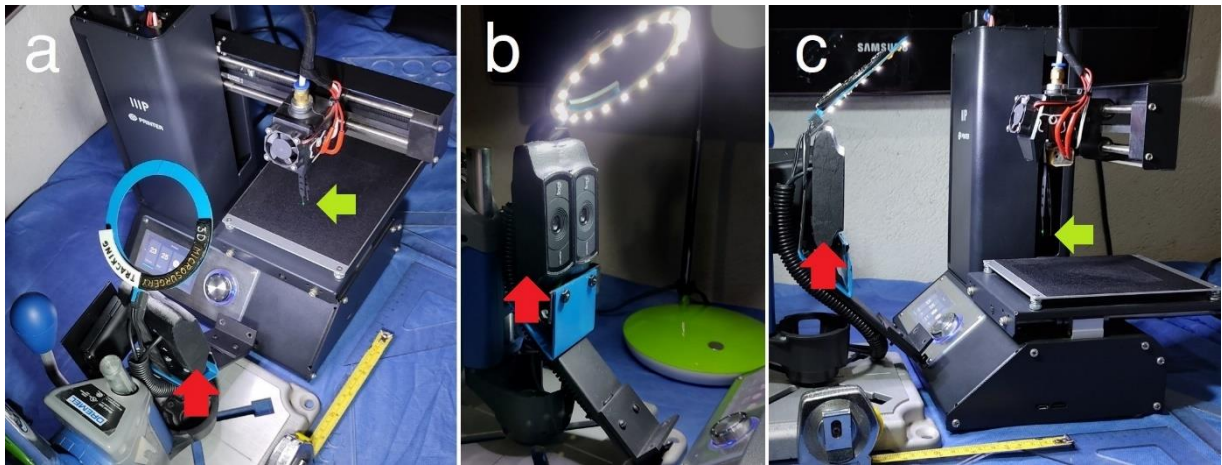


Fig. 3.15 Configuración para la validación técnica. Las cámaras se señalan con la flecha roja y el marcador sobre la impresora 3D se señala con la flecha verde. a) Vista superior de la configuración b) Cámaras y fuente de luz c) Vista lateral. Las cámaras se colocaron frente al marcador móvil montado a 15 centímetros de distancia.

3.3.3 Pruebas experimentales.

Para la validación en campo del sistema *mitracks3D* se realizó un estudio de evaluación de las capacidades quirúrgicas de cirujanos con diferentes niveles de experiencia en microcirugía. En este estudio, se invitó a participar a residentes en formación y cirujanos formados de las especialidades de oftalmología, neurocirugía y cirugía plástica en el Hospital Regional 1° de Octubre del ISSSTE, en la Ciudad de México. Los participantes se dividieron en dos grupos de acuerdo con su experiencia quirúrgica: aprendices y expertos. El grupo de aprendices estuvo conformado por 9 residentes en formación, que van desde el año de postgrado 1 hasta año de posgrado 2 con menos de 10 procedimientos quirúrgicos en sus especialidades y con formación básica en microcirugía. El grupo de expertos consistió en 5 cirujanos expertos con más de 100 procedimientos quirúrgicos utilizando técnicas microquirúrgicas. En el momento de la inscripción se obtuvo el consentimiento informado por escrito de cada participante. Cabe mencionar que este proyecto fue un estudio observacional, no invasivo y se utilizaron modelos sintéticos, no se requirió una aprobación ética por escrito para hacer las pruebas.

Antes de que comenzara la práctica, se instruyó a cada participante sobre cómo realizar las tareas. Para que todos practicara de forma natural, el espacio de trabajo no estaba condicionado ni restringido, tampoco había un límite de tiempo.

Para capturar el movimiento 3D de las herramientas microquirúrgicas durante todas las pruebas, el *mitracks3D* se colocó bajo el microscopio quirúrgico (Leica Microsystems, M501), **figura 3.16**. Sobre la mesa de trabajo se fijó el modelo para entrenamiento. Cada cirujano siguió el protocolo para visualizar el modelo bajo la magnificación del microscopio:

1. Ajustar la magnificación al mínimo y la distancia focal al máximo (distancia de trabajo) en el microscopio.
2. Encender la luz del *mitracks3D*. Hay que asegurar que el lente objetivo quede dentro del aro de la fuente de luz.

3. Mover el anillo de ajuste de dioptrías en el ocular hasta 0 dioptrías. Cierre los ojos izquierdo y derecho alternativamente; ajuste las dioptrías en los oculares hasta ver una imagen nítida. O poner las dioptrías prescritas por un oftalmólogo
4. Ajustar la distancia interpupilar para obtener un solo campo de visión (las imágenes de ambos oculares deben fusionarse en una sola imagen, estereopsis).
5. Girar el tornillo de enfoque hasta obtener una imagen nítida
6. Ajustar al aumento máximo y girar el tornillo de enfoque hasta obtener una imagen perfecta



Fig. 3.16 Colocación del *mitracks3D*. El cirujano manipula el microscopio para visualizar nítidamente la tarea montada sobre el *mitracks3D*. El objetivo del microscopio queda en el centro de la fuente de luz.

Cada participante completó primero la tarea de *Transferencia* y luego la tarea de *Sutura*, generando un total de 28 registros. Estos registros se exportaron a un script creado en MATLAB R2020b (MathWorks, Natick, MA) para la evaluación del rendimiento de los participantes utilizando 12 parámetros de análisis de movimiento (MAPs), **tabla 3.3**, que han sido ampliamente utilizados en otros estudios [74, 77, 78] para diferenciar a los expertos de los novatos a través de medidas cuantitativas y validar sus respectivos sistemas de registro. En la **figura 3.17** se muestra la

configuración para el registro de muestras. Cabe destacar que el sistema *mitracks3D* no utiliza un sensor adicional para detectar los ángulos de las pinzas. Éstos se calculan a partir de la ubicación del marcador. Cada muestra se consideró como una partícula que proyecta su posición en los planos cartesianos y su ángulo se calculó a través de cosenos directores.



Fig. 3.17 Detalle de la configuración para el registro de muestras. a) cirujana experta b) médico residente. Los participantes ajustaron la posición del microscopio y terminaron las tareas con éxito.

3.3.5 Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando MATLAB R2020b (MathWorks, Natick, MA). Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para saber si los datos tenían una distribución normal. Debido a que los datos no seguían un comportamiento normalmente distribuido, y considerando el pequeño número de muestras, se aplicó la prueba no paramétrica de Wilcoxon-Mann Whitney. Con esta prueba, se compararon los resultados de los expertos con los resultados de los aprendices evaluados con los 12 MAPs propuestos. El nivel de $p \leq 0.05$ se consideró estadísticamente significativo.

Tabla 3.3 Parámetros para el análisis del movimiento.

Parámetros	Descripción	Ecuación
Tiempo (s)	Tiempo para completar la tarea	T
Destreza bimanual (-)	Habilidad para controlar los dos instrumentos simultáneamente	$\frac{\sum_{i=1}^n (v_{left}(i) - \bar{v}_{left})(v_{right}(i) - \bar{v}_{right})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (v_{left}(i) - \bar{v}_{left})^2 \sum_{i=1}^n (v_{right}(i) - \bar{v}_{right})^2}}$
Separación del instrumental (mm)	Distancia promedio entre los dos instrumentos	$\sqrt{(x_l - x_r)^2 + (y_l - y_r)^2 + (z_l - z_r)^2}$
Longitud del recorrido (m)	Longitud total recorrida por un instrumento	$\int_0^T \sqrt{\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2} dt$
Percepción de profundidad (m)	Es la distancia total recorrida sobre el eje perpendicular al plano de trabajo	$\int_0^T \sqrt{\left \frac{dz}{dt}\right } dt$
Rapidez promedio (mm/s)	La rapidez promedio del instrumento	$\sqrt{\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2}$
Aceleración promedio (mm/s²)	La aceleración promedio del instrumento	$\sqrt{\left(\frac{d^2x}{dt^2}\right)^2 + \left(\frac{d^2y}{dt^2}\right)^2 + \left(\frac{d^2z}{dt^2}\right)^2}$
Área máxima usada (cm²)	El área máxima usada por el instrumento	$(x_{max} - x_{min}) \cdot (y_{max} - y_{min})$
Economía del volumen (-)	Relación entre el volumen máximo cubierto y la longitud del recorrido	$\frac{\sqrt[3]{[Max(x) - Min(x)] \cdot [Max(y) - Min(y)] \cdot [Max(z) - Min(z)]}}{PL}$
Número de submovimientos (-)	Movimiento que tiene una rapidez mayor a 15 mm/s.	<p>Donde n es la longitud del arreglo de registro de la rapidez:</p> $NdS = \sum_{i=0}^n \text{submovimiento}$ $\text{submovimiento} = \begin{cases} 1, & \text{speed}(i) > 15 \\ 0, & \text{otro caso} \end{cases}$
Distancia angular (grados)	Es la cantidad total de cambios de ángulo respecto al plano de trabajo	$\int_0^T \sqrt{\left(\frac{d\alpha}{dt}\right)^2 + \left(\frac{d\beta}{dt}\right)^2} dt ,$ <p>para: $\alpha = \cos^{-1}\left(\frac{x}{\sqrt{x^2+y^2+z^2}}\right)$ $\beta = \cos^{-1}\left(\frac{y}{\sqrt{x^2+y^2+z^2}}\right)$</p>
Reacción de orientación (grados)	Es la rotación total del instrumento respecto al eje perpendicular al plano de trabajo	$\int_0^T \sqrt{\left \frac{d\gamma}{dt}\right } dt ,$ <p>para: $\gamma = \cos^{-1}\left(\frac{z}{\sqrt{x^2+y^2+z^2}}\right)$</p>

Capítulo 4. Resultados

En esta capítulo se muestran los resultados obtenidos para la validación técnica del sistema de registro estereoscópico, y para la validación del constructo del sistema de rastreo de movimiento 3D para el instrumental quirúrgico, *mitracks3D*, durante la práctica de microcirugía, donde se utilizó el modelo de transferencia de objetos y el modelo de sutura interrumpida.

4.1 Resultados de la validación técnica

A través de la validación técnica del sistema de rastreo estereoscópico se obtuvieron las resoluciones para cada eje. Sobre el eje x (izquierda-derecha) se encontró una resolución de 0.1166 mm dentro del campo de medición. Para el grado de libertad del eje z , desplazamiento arriba-abajo, se obtuvo una resolución de 0.1027 mm. Finalmente, para el eje y , adelante-atrás, cuyo posicionamiento se estima a partir de la triangulación geométrica, se encontró una resolución de 0.1533 mm. Por lo tanto, la resolución promedio del *mitracks3D* es de 0.1242 mm sobre el espacio de trabajo quirúrgico explorado de 216 cm³.

En la **figura 4.1** se muestran los resultados de la validación a partir del registro de desplazamiento lineal. Sobre los ejes x y z se encontró que las distribuciones de las medidas fueron similares entre sí. Sin embargo, en el eje y se encontró menor exactitud en distancias cercanas a las cámaras y menor error en zonas alejadas. Este hallazgo es esperado debido a la naturaleza de la configuración estereoscópica, donde existe menor disparidad entre los píxeles cuando el objeto de interés está más alejado de las cámaras [73]. El error de medición tiene una relación inversa con la distancia a la que está el marcador, cuando el marcador está en distancias alejadas, es más pequeño en las imágenes, por lo tanto, al calcular su centro de masa se produce un error pequeño.

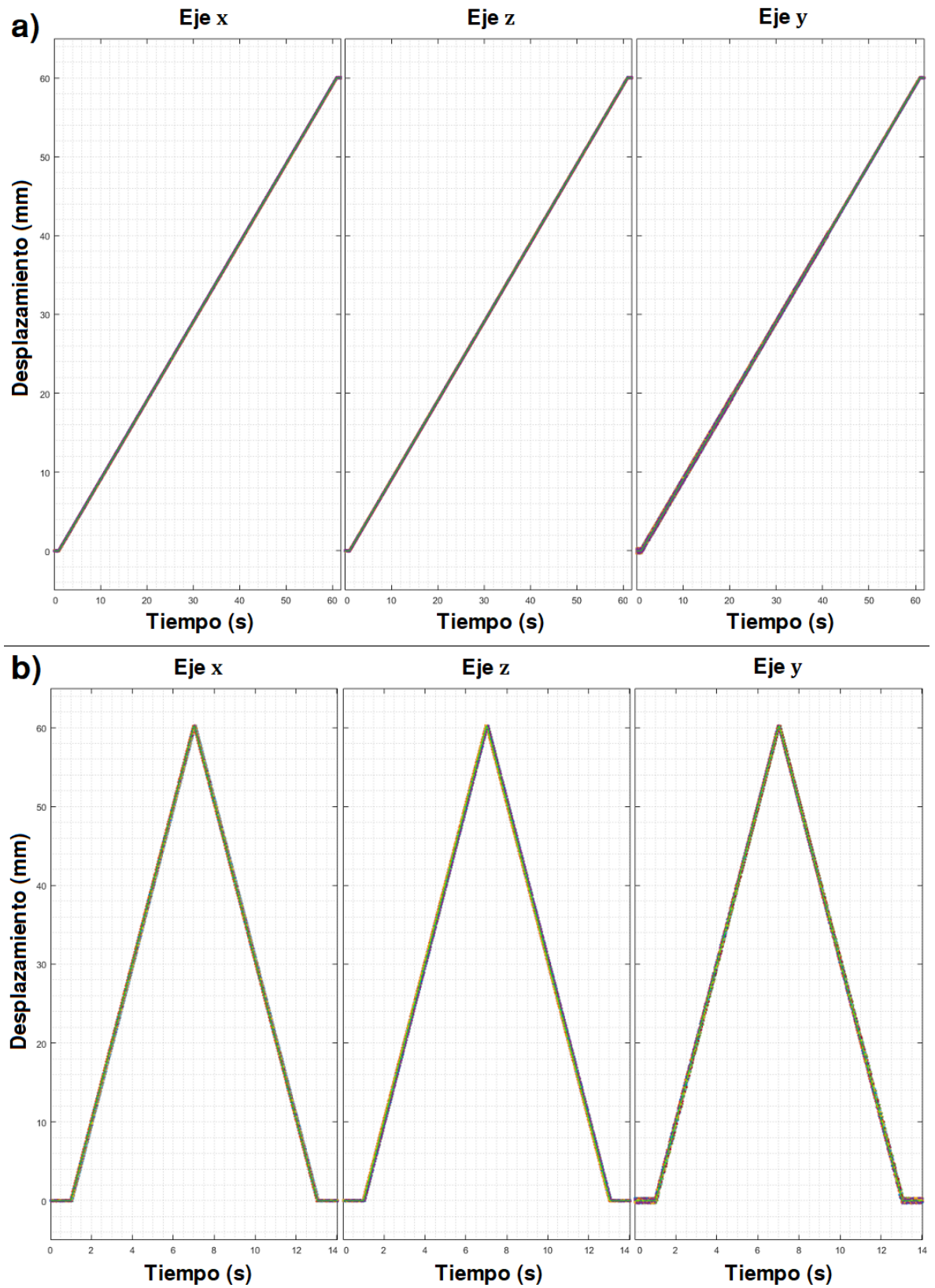


Fig. 4.1 Resultados de la validación técnica **a)** Desplazamiento lineal para la secuencia A-B, velocidad de 60 mm/min. **b)** Desplazamiento lineal para A-B-A a 600 mm/min.

Finalmente, en la **tabla 4.1** se presentan los resultados de las pruebas de la validación técnica, donde la distancia de desplazamiento A-B fue de 60 mm para cada prueba.

Tabla 4.1 Resultados de la validación técnica.

Eje	Velocidad	A-B Error Relativo \pm SD	A-B-A Error Relativo \pm SD	Resolución
x	60 $\frac{mm}{min}$	0.1187 \pm 0.0717	0.1049 \pm 0.0631	0.1166 mm
	600 $\frac{mm}{min}$	0.0818 \pm 0.0490	0.0861 \pm 0.0521	
z	60 $\frac{mm}{min}$	0.0957 \pm 0.0673	0.0970 \pm 0.0603	0.1027 mm
	600 $\frac{mm}{min}$	0.0823 \pm 0.0486	0.0821 \pm 0.0576	
y	60 $\frac{mm}{min}$	0.2725 \pm 0.2000	0.2744 \pm 0.1818	0.1533 mm
	600 $\frac{mm}{min}$	0.2959 \pm 0.1971	0.2471 \pm 0.1453	

4.2 Resultados de la validación del sistema *mitracks3D*

Un total de 14 participantes fueron incluidos en este proyecto de tesis: 5 cirujanos expertos (3 mujeres, 2 hombres) y 9 residentes en formación (4 mujeres, 5 hombres) de especialidades como neurocirugía, oftalmología y cirugía plástica. Todos los participantes eran diestros y todos ellos pudieron terminar las dos tareas microquirúrgicas propuestas en este trabajo.

4.2.1 Transferencia de objetos

En la **figura 4.2** se presenta la trayectoria tridimensional que generaron dos instrumentos mientras un cirujano practicó con el modelo de transferencia de objetos. El trazo verde corresponde al instrumento de la mano derecha y el azul al de la mano izquierda. Las dimensiones en milímetros que presenta la reconstrucción virtual coinciden con las dimensiones del modelo medidas físicamente. La **figura 4.2-b**

muestra que el trazo de la columna de pines abarca 15 mm, este resultado gráfico coincide, en promedio, con la con la medida real de la columna de pines sobre el mismo eje. La **figura 4.2-c** muestra que la separación horizontal entre las columnas de pines es de 19 mm, esto coincide con la medida sobre el eje x físicamente.

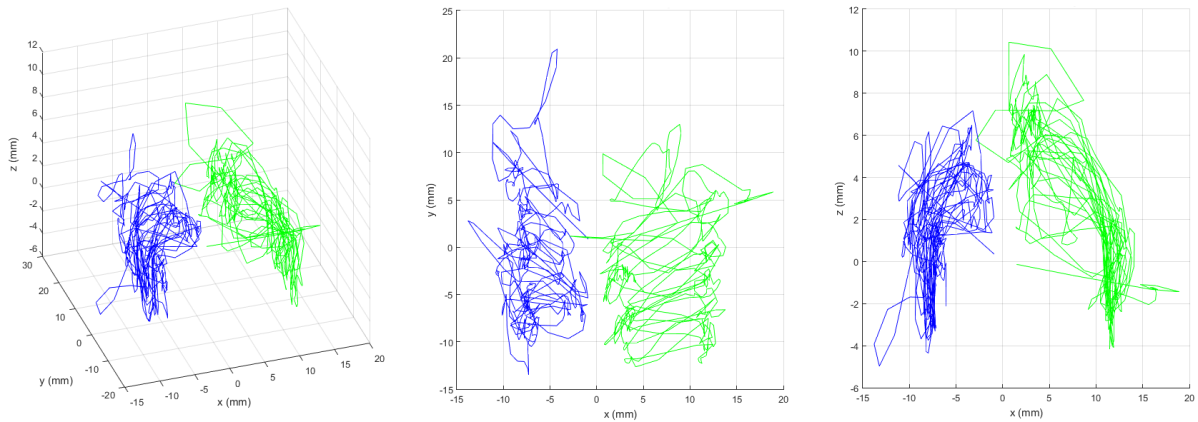


Fig. 4.2 Registro del ejercicio de transferencia de objetos. **a)** Perspectiva 3D, ruta registrada a partir del movimiento de los instrumentos. **b)** Vista superior. **c)** Vista frontal.

Además, se presentan las gráficas de desplazamiento sobre cada eje respecto al tiempo, **figura 4.3**. En el eje x se observan 14 curvas convergentes hacia cada color, que representan la forma de onda que surge al juntar los instrumentos para hacer la transferencia del objeto. Sobre el eje y se dibuja una curva en forma de “u” alargada, que muestra el avance y regreso sobre las columnas de pines para acomodar las donas de látex. Finalmente, el eje z muestra la altura que usa el cirujano para separar la dona de los pines para hacer la transferencia del objeto y bajarlo, colocándolo en la columna correspondiente. Las métricas mostradas también coinciden con las mediciones físicas.

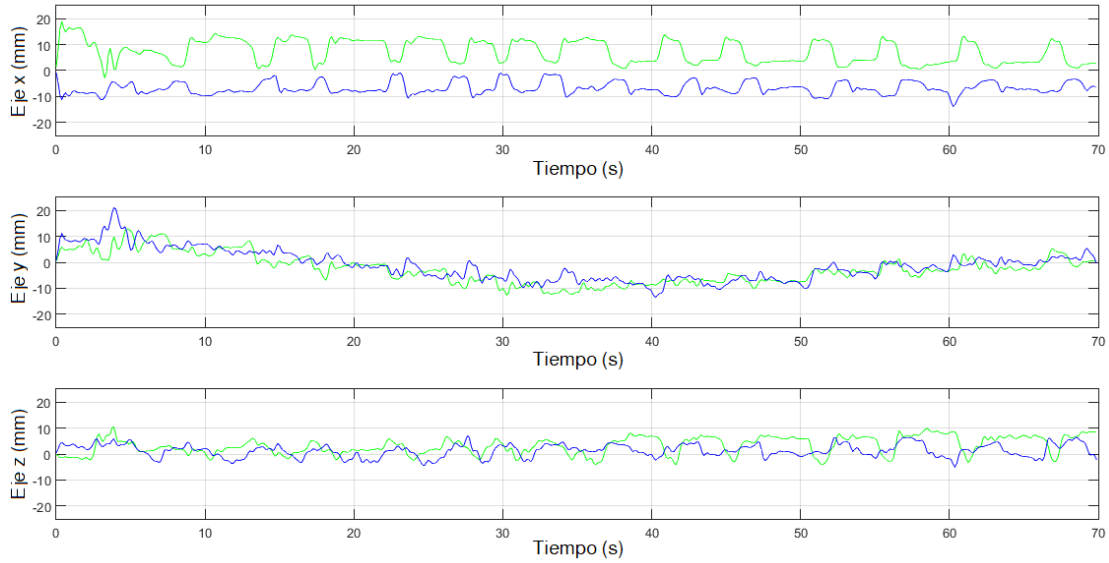


Fig. 4.3 Componentes del movimiento para la transferencia de objetos. Se muestra el trazo típico que se genera al completar la tarea de transferencia de objetos.

4.2.2 Sutura interrumpida

En la **figura 4.4** se muestran las trayectorias 3D de la tarea de sutura interrumpida completadas por un aprendiz y por un cirujano experto. A diferencia de la reconstrucción del ejercicio de transferencia, el trazo 3D del ejercicio de sutura no muestra una forma de onda característica o un patrón reconocible a simple vista.

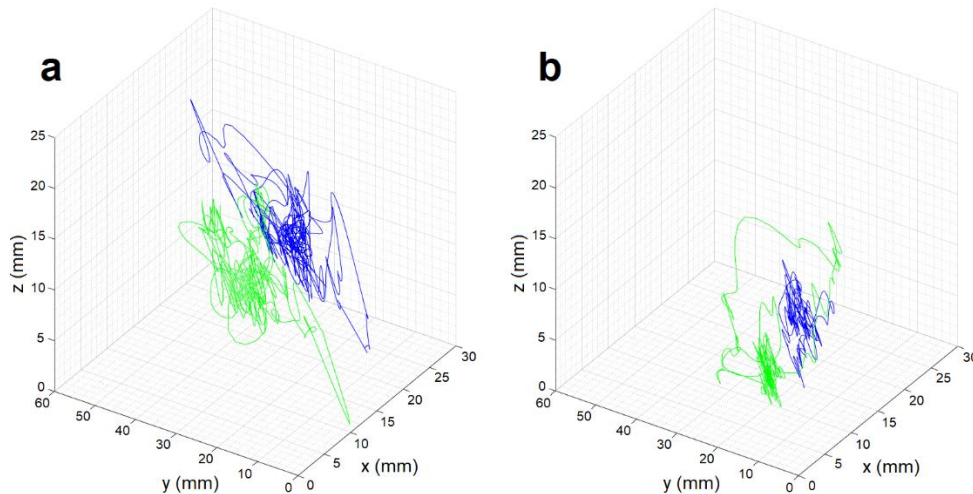


Fig. 4.4 Trayectoria para el ejercicio de sutura interrumpida. **a)** Registro de un aprendiz de microcirugía. **b)** Registro de un cirujano experto. El experto ocupa un espacio de trabajo menor. Aparentemente, su economía del movimiento es mayor.

Comparando estas figuras en la misma escala geométrica, es posible identificar que, en general, los residentes utilizaron un espacio de trabajo más grande e hicieron un mayor número de movimientos.

4.3 Resultados de la validación del constructo

Los resultados del performance de los dos grupos evaluados con los 12 MAPs en las 2 tareas microquirúrgicas se presentan en la **tabla 4.2** y en la **tabla 4.3**, donde se muestra la validez de constructo del sistema *mitracks3D*.

Empleando la tarea de transferencia de objetos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en 8 de los 12 MAPs analizados, **tabla 4.2**, como tiempo, destreza bimanual, longitud del recorrido, percepción de profundidad, número de submovimientos, longitud angular, orientación de la reacción y economía de volumen (para la mano izquierda). Sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los MAPs de rapidez, aceleración promedio, distancia entre instrumentos y área máxima utilizada.

Tabla 4.2 Performance con la tarea de transferencia de objetos.

Parámetros para el análisis de movimiento	Transferencias Expertos–Aprendices (media ± desviación estándar y valor de p^*)					
	Expertos	Aprendices	p			
Tiempo (s)	73.77 ± 17.21	147.11 ± 41.87	0.004			
Destreza bimanual (-)	0.26 ± 0.10	0.06 ± 0.05	0.007			
Separación promedio (mm)	24.37 ± 2.65	21.27 ± 3.44	0.059			
	Mano derecha		Mano izquierda			
	Expertos	Aprendices	p	Expertos	Aprendices	p
Longitud del recorrido (m)	1.34 ± 0.30	2.26 ± 0.66	0.012	1.45 ± 0.34	2.68 ± 0.63	0.004
Percepción de profundidad (m)	0.80 ± 0.20	1.39 ± 0.40	0.007	0.87 ± 0.23	1.62 ± 0.37	0.004
Rapidez promedio (mm/s)	18.26 ± 1.95	15.56 ± 2.59	0.082	19.75 ± 2.46	18.65 ± 2.49	0.363
Aceleración promedio (mm/s ²)	8.11 ± 0.85	7.55 ± 1.15	0.363	9.53 ± 1.17	9.20 ± 1.24	0.606
Superficie máxima (cm ²)	8.63 ± 2.39	11.36 ± 5.58	0.518	8.41 ± 1.55	11.07 ± 2.93	0.082
Economía del volumen (-)	0.02 ± 0.002	0.01 ± 0.005	0.059	0.02 ± 0.002	0.01 ± 0.002	0.004
Número de submovimientos (-)	1209 ± 346	2691 ± 865	0.002	1054 ± 310	2293 ± 808	0.012
Longitud angular (grados)	1444 ± 342	2177 ± 525	0.019	2348 ± 150	2821 ± 508	0.019
Reacción de orientación (grados)	232.8 ± 45.6	379.5 ± 90.0	0.007	281 ± 41.1	425.6 ± 94.3	0.007

*Las diferencias significativas en el nivel de $p \leq 0.05$ se indican en negrita.

Utilizando el modelo de sutura interrumpida, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en 10 de los 12 MAPs evaluados, **tabla 4.3**, como tiempo, destreza bimanual, distancia entre los instrumentos, longitud del recorrido, percepción de profundidad, área máxima utilizada, economía de volumen, número de submovimientos, orientación de la reacción y longitud angular (para la mano derecha). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en parámetros como la rapidez y la aceleración promedio.

Tabla 4.3 Performance con la tarea de sutura interrumpida.

Parámetros para el análisis de movimiento	Suturas Expertos–Aprendices (media \pm desviación estándar y valor de p^*)					
	Expertos		Aprendices		p	
Tiempo (s)	32.80 \pm 6.71		97.68 \pm 42.51		0.001	
Destreza bimanual (-)	0.13 \pm 0.05		0.08 \pm 0.03		0.029	
Separación promedio (mm)	13.18 \pm 2.49		20.10 \pm 3.49		0.004	
	Mano derecha			Mano izquierda		
	Expertos	Aprendices	p	Aprendices	Expertos	p
Longitud del recorrido (m)	0.51 \pm 0.23	1.90 \pm 0.95	0.001	0.49 \pm 0.15	1.42 \pm 0.61	0.002
Percepción de profundidad (m)	0.28 \pm 0.11	0.97 \pm 0.48	0.001	0.27 \pm 0.08	0.81 \pm 0.35	0.001
Rapidez promedio (mm/s)	14.97 \pm 4.05	19.42 \pm 3.98	0.111	14.80 \pm 2.05	14.90 \pm 2.75	1.000
Aceleración promedio (mm/s ²)	6.91 \pm 1.79	9.12 \pm 1.95	0.059	6.97 \pm 0.87	7.22 \pm 1.31	1.000
Superficie máxima (cm ²)	4.70 \pm 3.94	46.92 \pm 24.7	0.001	5.19 \pm 2.67	27.71 \pm 18.9	0.001
Economía del volumen (-)	0.04 \pm 0.004	0.03 \pm 0.007	0.029	0.04 \pm 0.008	0.03 \pm 0.005	0.012
Número de submovimientos (-)	593.6 \pm 69.9	1763 \pm 861	0.001	578.8 \pm 84.4	1910 \pm 975	0.001
Longitud angular (grad)	458.1 \pm 155	1126 \pm 456	0.007	619.5 \pm 159	994.8 \pm 501	0.189
Reacción de orientación (grad)	103.4 \pm 20.7	227.5 \pm 88.8	0.001	112.8 \pm 18.1	228.6 \pm 83.1	0.002

*Las diferencias significativas en el nivel de $p \leq 0.05$ se indican en negrita.

En la **figura 4.5** y en la **figura 4.6** se muestran los diagramas de caja y bigote del performance entre los grupos de cirujanos evaluados para los 12 parámetros de análisis del movimiento. En estos gráficos es posible notar el rango dinámico que obtuvieron los cirujanos expertos y novatos. Estos resultados podrán ser comparados rápidamente con futuros estudios. El tiempo total, destreza bimanual y distancia

promedio entre los instrumentos se muestran por conjuntos, los demás parámetros se presentan por grupos, comparando la mano derecha y la mano izquierda.

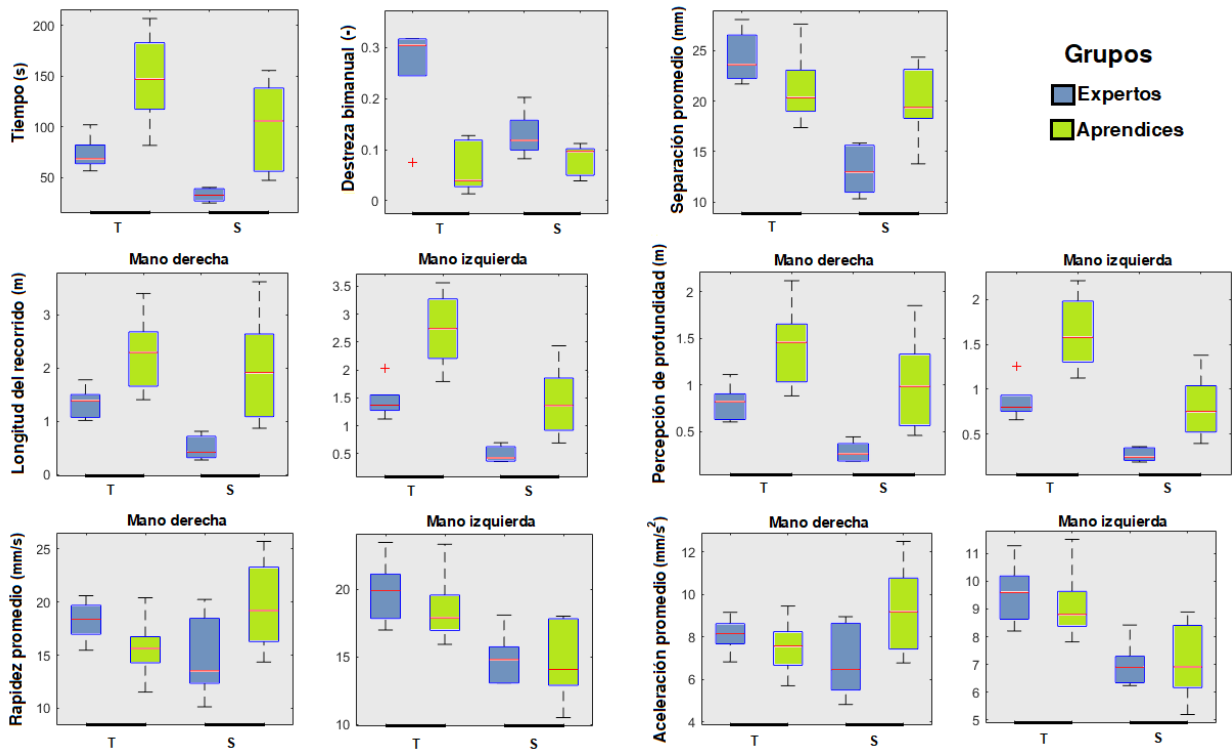


Fig. 4.5 Resultados de la validación a través de los 12 MAPs. T: Transferencia de objetos, S: Sutura interrumpida. Los recuadros representan el rango intercuartílico, las bandas medianas representan las medianas y los bigotes muestran el rango de exclusión de valores intermitentes. Los valores atípicos se representan con cruces.

Obtener cifras bajas en las métricas de longitud del recorrido y tiempo, no significa que la tarea se haya completado utilizando una buena técnica. Por esta razón, es importante extraer múltiples características del movimiento utilizando más MAPs, como el número de submovimientos, que es útil para cuantificar movimientos abruptos. En este trabajo se analizó el movimiento de ambas manos, donde los residentes obtuvieron cifras altas en MAPs como longitud de trayectoria, percepción de profundidad y número de submovimientos, en conjunto, cantidades altas en estos MAPs significan menor rendimiento, lo que se relaciona con su baja puntuación obtenida en el MAP de destreza bimanual. Las manos dominantes de los aprendices

se desempeñaron mejor que sus manos no dominantes; pero las puntuaciones obtenidas por las dos manos de los cirujanos expertos fueron mucho mejores. En general, el grupo de aprendices logró puntajes que muestran un menor nivel de experiencia.

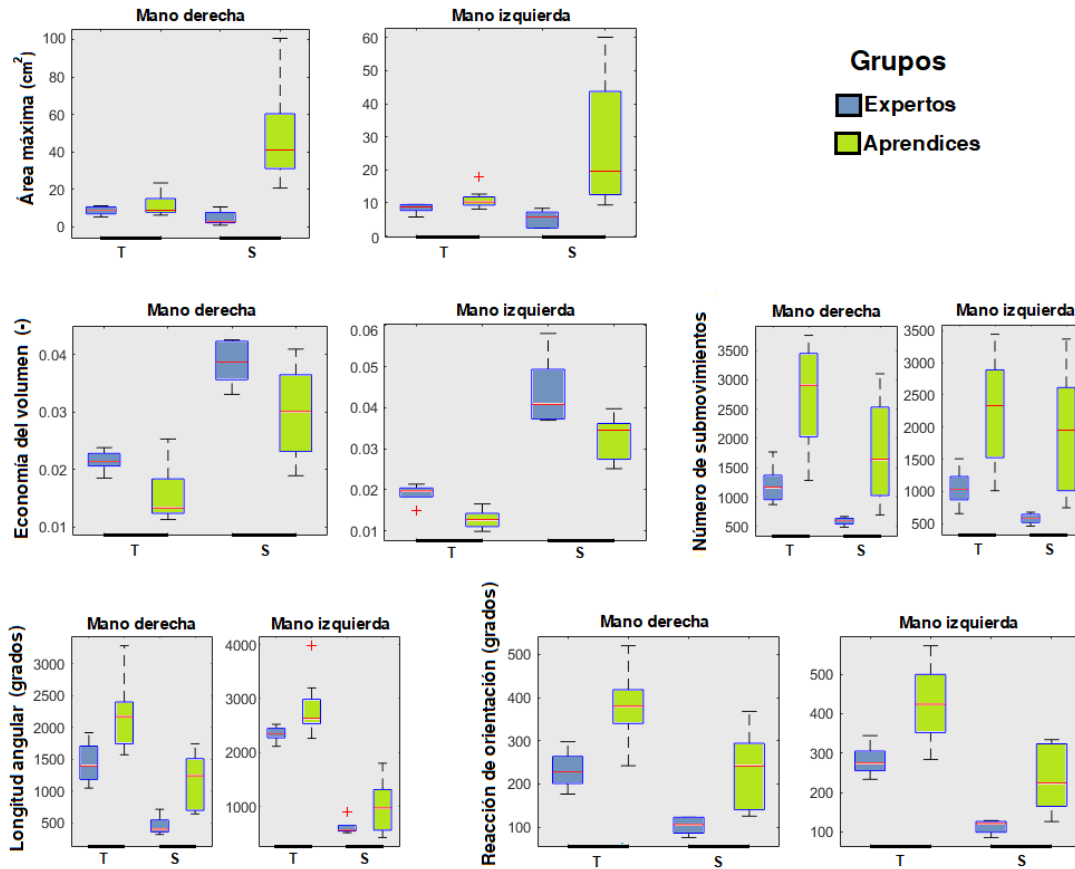


Fig. 4.6 Resultados de la validación a través de los 12 MAPs (continuación). T: Transferencia de objetos, S: Sutura interrumpida. Los recuadros representan el rango intercuartílico, las bandas medias representan las medianas y los bigotes muestran el rango de exclusión de valores intermitentes. Los valores atípicos se representan con cruces.

Capítulo 5. Discusión

En este capítulo se discuten los resultados alcanzados para la validación técnica del sistema de rastreo estereoscópico y la validación del constructo del sistema *mitracks3D*. Además, se abordan algunos hallazgos que surgieron durante el diseño del sistema. También se muestran las ventajas del *mitracks3D*, las desventajas y sus limitaciones.

En este trabajo se presentó el desarrollo del sistema *mitracks3D* el cual, es un dispositivo que registra el movimiento tridimensional de dos instrumentos durante la práctica de microcirugía a través del procesamiento digital de imágenes estereoscópicas. El *mitracks3D* se utilizó con dos grupos de estudio, microcirujanos expertos y residentes aprendices de microcirugía, y se validó mediante dos tareas de entrenamiento, transferencia de objetos y sutura interrumpida, usando 12 parámetros para analizar el movimiento de los instrumentos. Este sistema produce cuantificaciones, que pueden ser utilizadas en la evaluación objetiva de los cirujanos durante su formación en técnicas de microcirugía, acortando su curva de aprendizaje y permitiéndoles conocer su desempeño para abordar oportunidades de mejora.

En este trabajo de tesis se propone el uso de un nuevo sistema no invasivo, y hacer el análisis de las maniobras a través de 12 MAPs para tener diferentes fuentes de información acerca del movimiento y saber cómo interpretarlo, esto se hace con la intención de cerrar la brecha entre la evaluación tradicional y el uso de herramientas tecnológicas confiables para la evaluación de los nuevos microcirujanos. En esta tesis, se eligieron dos tareas formadas por modelos sintéticos porque muestran ventajas para hacer una comparación imparcial entre los dos grupos de participantes. El modelo de transferencia de objetos no había sido utilizado por ninguno de los participantes con anterioridad, esto iguala las condiciones de experiencia atendiendo un “blanco quirúrgico” desconocido, y evalúa su destreza en un nuevo entorno para todos ellos. Al mismo tiempo, la sutura interrumpida se enumera como una tarea avanzada [79]. Su finalización exitosa requiere un mayor control de las técnicas microquirúrgicas. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los MAPs

evaluados durante los ensayos con esta tarea, por lo que es recomendable usarla prioritariamente en futuros trabajos.

Examinando el rendimiento de los cirujanos sobre el modelo de transferencia de objetos, los aprendices tienen un tiempo promedio 2 veces mayor que los expertos para completar la tarea. Analizando la destreza bimanual, los expertos obtienen puntuaciones más altas. Se notó que los aprendices no han alcanzado la confiabilidad para manipular objetos usando su mano no dominante, por ejemplo, durante las pruebas, presencialmente se observó que hacían varios intentos para capturar el anillo de goma con las pinzas y a menudo éste se deslizaba de la pinza durante el proceso de transferencia. Los residentes tienen una percepción de profundidad más baja y una longitud del recorrido más larga que los expertos.

Analizando los resultados alcanzados con el modelo de sutura interrumpida, los aprendices completaron la tarea con tiempos 3 veces más altos que los expertos. En las tablas de resultados se puede observar que la longitud del recorrido es más larga en las manos dominantes para ambos grupos; sin embargo, los instrumentos de los aprendices recorren distancias más grandes, su percepción de profundidad y destreza bimanual son menores, y se muestra que los instrumentos estaban más separados uno del otro. Durante las pruebas de los aprendices, se observaron oscilaciones del instrumento sobre el eje perpendicular al plano de trabajo, esto puede ser porque ellos aún no dominan el desplazamiento de los instrumentos con precisión sobre el espacio de profundidad. En futuros estudios se abordará esta observación e investigaremos este comportamiento. Por un lado, fue común observar que los aprendices son propensos a mover más las manos, a veces con movimientos bruscos, y lo hacían hasta que se sentían capaces de dar un siguiente paso de la tarea. Por otro lado, los expertos tienen movimientos finos y precisos. Ellos pueden manipular fácilmente objetos entre sus instrumentos. Sin embargo, analizando los parámetros de rapidez y aceleración promedio para ambos grupos, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Los aprendices pasan más tiempo para completar su tarea, esto se traduce en un mayor número de muestras, y los promedios dependen inversamente del número de muestras. Por lo tanto, la tendencia de la rapidez y de la aceleración media del grupo de aprendices se equilibró con la de los expertos

numéricamente hablando, aunque los expertos completaron la tarea más rápidamente. Esos dos parámetros no fueron útiles para contrastar las diferencias entre los dos grupos analizados en este trabajo. En consecuencia, la información del arreglo de rapidez se utilizó para contar el número de muestras cuya magnitud de velocidad era mayor a 15 mm/s, es decir, un submovimiento. Se utilizó esta cantidad porque esa fue la rapidez promedio que los grupos consiguieron en ambas tareas. Por lo tanto, el MAP número de submovimientos representa la tendencia que los usuarios tienen para mover los instrumentos abruptamente, con desplazamientos en velocidad constante o repentinamente acelerados. Usando el MAP número de submovimientos sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas al analizar a los dos grupos participantes, incluso para ambas manos. Se confirma que, en cantidad, los aprendices mueven sus instrumentos con mayor rapidez y con movimientos menos refinados que los expertos.

Durante los ensayos, se observó que los expertos regresaban sus manos a una posición tranquila después de realizar un movimiento, sin embargo, los aprendices completaron sus tareas desde diferentes ángulos. Los aprendices no estaban totalmente cómodos y adoptaron diferentes posturas; por esta razón, tuvieron mayores cambios de posición angular y, por lo tanto, un menor rendimiento mostrado por los MAPs de longitud angular y de reacción de orientación. Durante las pruebas con la tarea de sutura, se observó que la posición de las manos de todos los expertos era similar. Incluso después de tirar de la sutura, volvieron a una postura definida. Sin embargo, los aprendices no lo hicieron, mantuvieron sus instrumentos aleatoriamente separados la mayor parte del tiempo. En contraste, utilizando el modelo de transferencia de objetos, ambos grupos realizaron la tarea de manera similar y cada participante trabajó dentro del área del modelo. Basado en estas dos observaciones, se propusieron dos nuevos MAPs para medir la separación media entre los instrumentos y el área máxima utilizada por cada mano del cirujano. Estos MAPs ayudaron a confirmar la hipótesis de que, usando el modelo de sutura interrumpida, el cirujano en formación mantiene sus pinzas muy separadas y utiliza un área más grande. Sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con estos dos MAPs utilizando el modelo de transferencia de objetos. Se tiene la

suposición de que estos resultados se deben a que el modelo de transferencia tiene un área bien definida, delimitada por la geometría del modelo, y porque esta tarea se realiza siguiendo pasos específicos, numerados por los postes para las donas acomodados en un rectángulo. Los MAPs demostraron que es posible identificar diferencias en la técnica de posicionamiento basal de las manos, por lo que será buena idea indagar más al respecto en un trabajo futuro.

Estudios relacionados con el análisis de movimiento para microcirugía han reportado resultados similares a los obtenidos con el sistema *mitracks3D*, incluso utilizando otras tecnologías para adquirir las muestras para el análisis de movimiento. En el estudio de Grober et al. [10] se muestra que el valor de los parámetros de longitud del recorrido y el número de submovimientos disminuyen después de practicar durante un día, encontraron diferencias significativas cuando compararon los grupos de estudio, los resultados son análogos a los de esta tesis. En el trabajo de Harada et al. [63] se realizó una comparación entre cirujanos con diferentes niveles de experiencia, analizando el movimiento de cada mano y se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los parámetros de tiempo y longitud del recorrido, con puntuaciones equivalentes a los reportados en el presente escrito. En los trabajos de Saleh et al. [58, 80] se utilizaron diferentes tipos de tecnologías para registrar el movimiento; en ambos estudios se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos evaluados. Se encontró que los aprendices obtuvieron puntajes de rendimiento más bajos en las mediciones de tiempo, movimientos de la mano y longitud del recorrido, al igual que en los resultados del presente estudio. En la publicación de Applebaum et al. [62] se muestra el análisis de rendimiento utilizando tres parámetros: tiempo, longitud de la trayectoria y número de movimientos, éstos son utilizados para evaluar a los cirujanos plásticos en formación, obteniendo diferencias significativas semejantes a nuestros resultados. En estos estudios, así como en este trabajo de tesis, se concluyó que, con mayor experiencia del cirujano, los resultados darán valores más bajos utilizando esos MAPs. En todos estos estudios se logró discriminar objetivamente entre las habilidades de ambos grupos, aunque en estos estudios se realizó un análisis del movimiento de las manos, y no de los instrumentos microquirúrgicos directamente, como se hace con el sistema *mitracks3D*. En el trabajo

de McGoldrick et al. [19], se muestra el comportamiento de las maniobras durante la práctica de la microcirugía con participantes inexpertos y un cirujano experto. Encontraron diferencias estadísticamente significativas utilizando los parámetros de tiempo y temblor. Consideramos que el temblor se puede comparar con el parámetro de número de submovimientos y en este contexto; los hallazgos reportados en la sección de resultados son similares a los obtenidos en este estudio.

El sistema *mitracks3D* presenta varias ventajas como su portabilidad, bajo costo, capacidad Plug-and-Play. Una de las principales ventajas del sistema *mitracks3D* es que registra y rastrea automáticamente el movimiento de las dos pinzas microquirúrgicas de manera simultánea. Su configuración estereoscópica permite posicionarlo como si fuera una persona observando el procedimiento. Gracias a esta configuración, no se perdió el rastro de los marcadores de color durante los ensayos con los cirujanos. Además, la validación mostrada en este trabajo de tesis muestra que la resolución del sistema es adecuada para diferenciar el nivel de experiencia entre los dos grupos de cirujanos. Debido a que el *mitracks3D* es un sistema de rastreo de movimiento a partir de video, los cirujanos no tienen contacto con sensores que modifiquen o condicionen el movimiento natural de sus manos, donde las maniobras precisas son cruciales.

Una de las limitaciones del método propuesto en este trabajo de tesis es que los instrumentos utilizados deben estar pintados de negro y se debe colocar un marcador de color sobre ellos. Los instrumentos microquirúrgicos fueron pintados porque su acabado original, acero inoxidable pulido, reflejaba colores como el del marcador del instrumento opuesto. Cuando se utilizó el algoritmo de segmentación de color, estos reflejos a veces aparecían como pequeños puntos alrededor del marcador original, generando ruido durante el rastreo. Este ruido se puede eliminar añadiendo algoritmos como filtros gaussianos y optimizando el filtro de apertura morfológica. Pero usar pintura negra en las pinzas es una forma económica de evitar este ruido, además, ahorra recursos computacionales. Emplear pinzas de titanio con recubrimiento negro podría ser otra forma de solucionarlo. Como trabajo a futuro, se mejorarán los algoritmos de visión artificial para evitar el uso de pintura negra en los instrumentos y así hacer que el *mitracks3D* sea compatible con las prácticas in vivo y más escenarios.

El marcador de color se seguirá utilizando porque es un identificador para instrumentos eficiente. Se colocarán marcadores de colores hechos con material epoxi biocompatible, resistentes a la esterilización por vapor. Este material es ampliamente utilizado en el ensamblaje de dispositivos médicos reutilizables.

Otra limitación es que los modelos de práctica no deben iluminarse con la fuente de luz del microscopio, de lo contrario las imágenes capturadas por el *mitracks3D* serán imágenes saturadas en blanco, esta observación se identificó durante las sesiones de diseño del sistema de rastreo. El microscopio utilizado durante las pruebas tiene una bombilla halógena de 150 vatios. Este tipo de fuente de luz es especialmente potente en el espectro infrarrojo. El sensor de las cámaras es sensible al infrarrojo; por esa razón, desde la fabricación se incorpora un filtro de luz para rechazar ese espectro. Sin embargo, el filtro incluido no fue diseñado para rechazar la potencia relativamente alta, producida por fuentes como la luz del microscopio. Por ello, para practicar con las cámaras del *mitracks3D*, decidimos utilizar una luz de potencia similar pero construida con LED. Los cirujanos indicaron que esa fuente de luz era suficientemente buena hasta para practicar con suturas de nylon 10-0. Al utilizar la fuente de luz de los LED, ya no se obtuvieron imágenes saturadas, además, esta luz ayudó a las cámaras a capturar marcadores con valores de colores constantes dentro del laboratorio de entrenamiento y los quirófanos de pruebas. En un trabajo posterior, intentaremos capturar imágenes útiles adjuntando filtros de bloqueo para infrarrojos acoplados a las cámaras para hacer que el sistema *mitracks3D* sea capaz de rastrear las pinzas utilizando la lámpara del microscopio, manteniendo la calidad de los colores. Esto podría ayudar a usar el *mitracks3D* en condiciones de luz a las que los cirujanos están acostumbrados y en operaciones reales.

Dado que el *mitracks3D* es un sistema de rastreo basado en video digital, es posible perder el rastreo del marcador si éste queda ocluido detrás de un objeto de práctica, lo cual es una desventaja. Para resolver esto, en trabajos futuros se experimentará con la colocación de más marcadores en diferentes posiciones para identificar el movimiento de los instrumentos.

Cabe mencionar que el uso de una impresora 3D para validar un sistema de rastreo a través de visión por computadora sugiere ser un método factible. La validación técnica suele ser un proceso tedioso y se debe tener cuidado como mantener las condiciones ambientales constantes durante el muestreo, así como la posición del instrumento a validar. En este trabajo se mostró un proceso semiautomatizado para el muestreo y recorrido del marcador, el cual ahorró tiempo y evitó riesgos como descuadre de paralaje por movimiento accidental. La tarea de muestreo y recorrido del marcador se puede automatizar totalmente para explorar los 3 grados de libertad, inclusive con resoluciones mayores, para ello se deberá sincronizar la toma de muestras con el movimiento en la impresora 3D mandándole instrucciones *on-line* vía USB. A pesar de que una de las limitaciones podría ser la resolución por paso de la impresora 3D, en este trabajo, la impresora empleada ayudó a validar el sistema de registro estereoscópico, el cual tuvo un error menor al 1% en sus registros, lo cual es un error relativamente bajo.

Los resultados presentados en este trabajo de tesis indicaron que el sistema *mitracks3D* utilizado para el rastreo del movimiento de pinzas para microcirugía a través de algoritmos de visión por computadora, fue capaz de distinguir el nivel de habilidades microquirúrgicas entre cirujanos expertos y aprendices. El análisis del movimiento tridimensional se puede utilizar para obtener una historia estadística del nivel de habilidades microquirúrgicas que los aprendices alcanzan a lo largo de su formación y, por lo tanto, permite cuantificar sus curvas de aprendizaje y determinar si están listos para ir a un nivel superior, o para comparar el nivel de habilidad entre cirujanos, de modo que compitan con parámetros objetivos. Además, este sistema podría ayudar a los cirujanos que necesitan actualización, para que ajusten su nivel de habilidad a través de una autoevaluación.

Capítulo 6. Conclusiones y perspectivas

En este capítulo se presentan las conclusiones de la investigación presentada en este trabajo de tesis. También se presentan las perspectivas que serán atendidas para optimizar el desempeño del sistema *mitracks3D*, así como los estudios que se pretenden hacer a futuro.

6.1 Conclusiones

Los objetivos de este trabajo de tesis se cumplieron con éxito. En esta investigación se presentó el desarrollo del sistema *mitracks3D* y se logró su validación. Se demostró que, a través de un sistema con cámaras en configuración estereoscópica y el uso de algoritmos de visión por computadora, es posible rastrear los movimientos 3D de los instrumentos quirúrgicos para analizar y evaluar el rendimiento de los cirujanos durante la práctica de la microcirugía.

Los resultados obtenidos al usar los 12 parámetros para el análisis del movimiento mostraron que existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de cirujanos estudiados. El sistema *mitracks3D* es un sistema de bajo costo, portátil y que explora las maniobras naturales de los cirujanos, evitando influenciar los movimientos.

En este proyecto se exploraron las habilidades básicas en microcirugía a través de dos modelos sintéticos cuya fortaleza reside en ser de muy bajo costo y repetibles. Además, gracias a estos modelos, las maniobras observadas durante las pruebas pudieron ser comparadas con las métricas analizadas, encontrando coherencia en las observaciones con las medidas cuantitativas.

Finalmente, utilizando una impresora 3D, se presentó un método semiautomatizado para la validación técnica de un sistema para el rastreo de objetos con visión por computadora, el cual es un procedimiento potencialmente útil y rápido para explorar los alcances de nuevos prototipos.

6.2 Perspectivas

En un trabajo a futuro se reclutará a un tercer grupo de cirujanos integrado por residentes del PGY-3 y PGY-4, para observar su rendimiento con el *mitracks3D* y rastrear la curva de aprendizaje de los participantes. Se utilizarán modelos específicos de las diferentes especialidades y modelos ex vivo durante la práctica en cursos avanzados.

Los resultados del análisis de movimiento, como los presentados en este trabajo de tesis, podrían ser usados para entrenar sistemas con inteligencia artificial para ayudar a los cirujanos en formación a mejorar sus técnicas microquirúrgicas, evitando la observación estricta de un cirujano experto.

Las limitaciones y desventajas del sistema se resolverán de la forma planteada en la sección de discusión. Además, se creará una plataforma informática completa para que el sistema pueda ser usado por médicos directamente durante los talleres de entrenamiento, con una interfaz intuitiva y opción para guardar los registros y el análisis del movimiento en la nube. Se contemplará el uso de cámaras con mayor resolución para extraer más información durante las etapas de la sutura.

A mediano plazo, se desarrollará un sistema para analizar otras etapas como la calidad de la sutura. Usando visión por computadora se estudiarán imágenes de suturas para saber si es posible determinar si éstas se hicieron correctamente durante el entrenamiento. Se explorará incluir un sistema hidráulico para comprobar la permeabilidad de las suturas, especialmente en anastomosis.

Referencias

1. Masia J, Olivares L, Koshima I, Teo T, Suominen S, van Landuyt K, Demirtas Y, Becker C, Pons G, Garusi C, Mitsunaga N (2013) Barcelona Consensus on Supermicrosurgery. *Journal of Reconstructive Microsurgery* 30:053–058. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1354742>
2. Tamai S, Sasauchi N, Hori Y, Tatsumi Y, Okuda H (1972) Microvascular surgery in orthopaedics and traumatology. *J Bone Joint Surg Br* 54:637–47
3. Steffens K, Koob E, Hong G (1992) Training in basic microsurgical techniques without experiments involving animals. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 111:198–203. <https://doi.org/10.1007/BF00571477>
4. Kim S, Pecora G (2001) Comparison of traditional and microsurgery in endodontics. *Color Atlas of Microsurgery in Endodontics* WB Saunders:
5. Kim TS, O'Brien M, Zafar S, Hager GD, Sikder S, Vedula SS (2019) Objective assessment of intraoperative technical skill in capsulorhexis using videos of cataract surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14:1097–1105. <https://doi.org/10.1007/s11548-019-01956-8>
6. Knox ADC, Gilardino MS, Kasten SJ, Warren RJ, Anastakis DJ (2014) Competency-based medical education for plastic surgery: Where do we begin? *Plastic and Reconstructive Surgery* 133:702–710. <https://doi.org/10.1097/PRS.0000000000000082>
7. Satterwhite T, Son J, Carey J, Echo A, Spurling T, Paro J, Gurtner G, Chang J, Lee GK (2014) The Stanford Microsurgery and Resident Training (SMaRT) Scale. *Annals of Plastic Surgery* 72:S84–S88. <https://doi.org/10.1097/SAP.0000000000000139>
8. Selber JC, Chang EI, Liu J, Suami H, Adelman DM, Garvey P, Hanasono MM, Butler CE (2012) Tracking the Learning Curve in Microsurgical Skill Acquisition. *Plastic & Reconstructive Surgery* 130:550e–557e. <https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e318262f14a>
9. Dumestre D, Yeung JK, Temple-Oberle C (2014) Evidence-Based Microsurgical Skill-Acquisition Series Part 1: Validated Microsurgical Models—A Systematic Review. *Journal of Surgical Education* 71:329–338. <https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2013.09.008>
10. Grober ED, Hamstra SJ, Wanzel KR, Reznick RK, Matsumoto ED, Sidhu RS, Jarvi KA (2003) Validation of novel and objective measures of microsurgical skill: Hand-motion analysis and stereoscopic visual acuity. *Microsurgery* 23:317–322. <https://doi.org/10.1002/micr.10152>

11. Wood TC, Maqsood S, Nanavaty MA, Rajak S (2021) Validity of scoring systems for the assessment of technical and non-technical skills in ophthalmic surgery—a systematic review. *Eye* 35:1833–1849. <https://doi.org/10.1038/s41433-021-01463-8>
12. Wass V, van der Vleuten C, Shatzer J, Jones R (2001) Assessment of clinical competence. *The Lancet* 357:945–949. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)04221-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)04221-5)
13. Coulson CJ, Slack PS, Ma X (2010) The effect of supporting a surgeon’s wrist on their hand tremor. *Microsurgery* 30:565–568. <https://doi.org/10.1002/micr.20776>
14. Óvári A, Neményi D, Just T, Schuldt T, Buhr A, Mlynski R, Csókay A, Pau H-W, Valálik I (2016) Positioning Accuracy in Otosurgery Measured with Optical Tracking. *PLOS ONE* 11:e0152623. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0152623>
15. Hotraphinyo LF, Riviere CN Precision measurement for microsurgical instrument evaluation. In: 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, pp 3454–3457
16. Khachatryan A, Tevosyan A, Novoselskiy D, Arakelyan G, Yushkevich A, Nazaretovich Nazarian D (2021) Microsurgeon Learning Curve. In: *Microsurgery Manual for Medical Students and Residents*. Springer International Publishing, Cham, pp 61–65
17. Oltean M, Sassu P, Hellström M, Axelsson P, Ewaldsson L, Nilsson AG, Axelsson M (2017) The microsurgical training programme in Gothenburg, Sweden: early experiences. *Journal of Plastic Surgery and Hand Surgery* 51:193–198. <https://doi.org/10.1080/2000656X.2016.1213735>
18. Mishra K, Leng T (2021) Artificial intelligence and ophthalmic surgery. *Current Opinion in Ophthalmology* 32:425–430. <https://doi.org/10.1097/ICU.0000000000000788>
19. McGoldrick RB, Davis CR, Paro J, Hui K, Nguyen D, Lee GK (2015) Motion Analysis for Microsurgical Training. *Plastic and Reconstructive Surgery* 136:231e–240e. <https://doi.org/10.1097/PRS.0000000000001469>
20. Evgeniou E, Walker H, Gujral S (2018) The Role of Simulation in Microsurgical Training. *Journal of Surgical Education* 75:171–181. <https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2017.06.032>
21. Fanua SP, Kim J, Shaw Wilgis EF (2001) Alternative model for teaching microsurgery. *Microsurgery* 21:379–382. <https://doi.org/10.1002/micr.21812>

22. Abi-Rafeh J, Zammit D, Mojtahed Jaber M, Al-Halabi B, Thibaudeau S (2019) Nonbiological Microsurgery Simulators in Plastic Surgery Training. *Plastic and Reconstructive Surgery* 144:496e–507e. <https://doi.org/10.1097/PRS.0000000000005990>
23. Reznick RK (1993) Teaching and testing technical skills. *The American Journal of Surgery* 165:358–361. [https://doi.org/10.1016/S0002-9610\(05\)80843-8](https://doi.org/10.1016/S0002-9610(05)80843-8)
24. Kenny L, Booth K, Freystaetter K, Wood G, Reynolds G, Rathinam S, Moorjani N (2018) Training cardiothoracic surgeons of the future: The UK experience. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 155:2526-2538.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.01.088>
25. Datta V, Mackay S, Mandalia M, Darzi A (2001) The Use of Electromagnetic Motion Tracking Analysis To Objectively Measure Open Surgical Skill in The Laboratory-Based Model. *J Am Coll Surg* 193:479–485. [https://doi.org/10.1016/S1072-7515\(01\)01041-9](https://doi.org/10.1016/S1072-7515(01)01041-9)
26. Zia A, Sharma Y, Bettadapura V, Sarin EL, Clements MA, Essa I (2015) Automated Assessment of Surgical Skills Using Frequency Analysis. pp 430–438
27. Ebina K, Abe T, Hotta K, Higuchi M, Furumido J, Iwahara N, Kon M, Miyaji K, Shibuya S, Lingbo Y, Komizunai S, Kurashima Y, Kikuchi H, Matsumoto R, Osawa T, Murai S, Tsujita T, Sase K, Chen X, Konno A, Shinohara N (2022) Objective evaluation of laparoscopic surgical skills in wet lab training based on motion analysis and machine learning. *Langenbeck's Archives of Surgery*. <https://doi.org/10.1007/s00423-022-02505-9>
28. Kowalewski K-F, Hendrie JD, Schmidt MW, Garrow CR, Bruckner T, Proctor T, Paul S, Adigüzel D, Bodenstedt S, Erben A, Kenngott H, Erben Y, Speidel S, Müller-Stich BP, Nickel F (2017) Development and validation of a sensor- and expert model-based training system for laparoscopic surgery: the iSurgeon. *Surgical Endoscopy* 31:2155–2165. <https://doi.org/10.1007/s00464-016-5213-2>
29. Tien T, Pucher PH, Sodergren MH, Sriskandarajah K, Yang G-Z, Darzi A (2015) Differences in gaze behaviour of expert and junior surgeons performing open inguinal hernia repair. *Surgical Endoscopy* 29:405–413. <https://doi.org/10.1007/s00464-014-3683-7>
30. Montoya-Alvarez S, Minor-Martínez A, Ordorica-Flores RM, Padilla-Sánchez L, Tapia-Jurado J, Pérez-Escamirosa F (2020) Construct validity of the SurgForce system for objective assessment of laparoscopic suturing skills. *Surgical Endoscopy* 34:5188–5199. <https://doi.org/10.1007/s00464-020-07873-1>
31. Ohtake S, Makiyama K, Yamashita D, Tatenuma T, Yao M (2022) Objective assessment of laparoscopic targeting skills using a Short-Time Power of Difference (STPOD) method. *International Journal of Computer Assisted*

- Radiology and Surgery 17:1029–1037. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02622-2>
32. Dokhov O, Bogdanovich V (2022) Barcodes as Optical Marks for an Objective Assessment of Laparoscopic Skills in a Box Trainer. *Surgical Innovation* 155335062211002. <https://doi.org/10.1177/15533506221100297>
 33. Wahl S, Dragneva D, Rifai K (2019) Digitalization versus immersion: performance and subjective evaluation of 3D perception with emulated accommodation and parallax in digital microsurgery. *Journal of Biomedical Optics* 24:1. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.10.106501>
 34. Morita S, Tabuchi H, Masumoto H, Yamauchi T, Kamiura N (2019) Real-Time Extraction of Important Surgical Phases in Cataract Surgery Videos. *Scientific Reports* 9:16590. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-53091-8>
 35. Zhao Z, Chen Z, Voros S, Cheng X (2019) Real-time tracking of surgical instruments based on spatio-temporal context and deep learning. *Computer Assisted Surgery* 24:20–29. <https://doi.org/10.1080/24699322.2018.1560097>
 36. Mudry A (2000) The History of the Microscope for Use in Ear Surgery. *The American Journal of Otology* 21:877–886
 37. Tyagi S, Kumar S (2010) Microsurgery: An important tool for reconstructive surgery- a clinical review. *Int J Pharm Bio Sci*
 38. Buncke HJ, Schulz WP (1966) Total ear reimplantation in the rabbit utilising microminiature vascular anastomoses. *British Journal of Plastic Surgery* 19:15–22. [https://doi.org/10.1016/S0007-1226\(66\)80003-6](https://doi.org/10.1016/S0007-1226(66)80003-6)
 39. (2022) Definición microcirugía RAE. In: <https://dle.rae.es/microcirugía>
 40. Saxena A (2014) Microsurgery: A Useful and Versatile Tool in Surgical Field. *Surgery: Current Research* 04: <https://doi.org/10.4172/2161-1076.1000194>
 41. Dennis C, Sethu S, Nayak S, Mohan L, Morsi YY, Manivasagam G (2016) Suture materials - Current and emerging trends. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 104:1544–1559. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.35683>
 42. Yamamoto T, Yamamoto N, Ishiura R (2017) Thirty-micron needle for precise supermicrosurgery. *Microsurgery* 37:735–736. <https://doi.org/10.1002/micr.30165>
 43. Bigorre N, Saint-Cast Y, Cambon-Binder A, Gomez M, Petit A, Jeudy J, Fournier HD (2020) Fast-track teaching in microsurgery. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 106:725–729. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.02.009>

44. Guler MM, Rao GS (1990) Canniesburn “ever-ready” model to practise microsurgery. *British Journal of Plastic Surgery* 43:381–382. [https://doi.org/10.1016/0007-1226\(90\)90098-K](https://doi.org/10.1016/0007-1226(90)90098-K)
45. Chen WF, Eid A, Yamamoto T, Keith J, Nimmons GL, Lawrence WT (2014) A novel supermicrosurgery training model: The chicken thigh. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* 67:973–978. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2014.03.024>
46. Javid P, Aydın A, Mohanna P, Dasgupta P, Ahmed K (2019) Current status of simulation and training models in microsurgery: A systematic review. *Microsurgery* 39:655–668. <https://doi.org/10.1002/micr.30513>
47. Stogowski P, Białek J, Dąbrowski F, Mazurek T (2021) Current trends in microsurgical education – review of types of training and skill assessment instruments. *Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska* 86:122–126. <https://doi.org/10.31139/chnriop.2020.86.4.5>
48. Lyu S-R, Lin Y-K, Huang S-T, Yau H-T (2013) Experience-based virtual training system for knee arthroscopic inspection. *BioMedical Engineering OnLine* 12:63. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-63>
49. Ramachandran S, Ghanem AM, Myers SR (2013) Assessment of microsurgery competency-where are we now? *Microsurgery* 33:406–415. <https://doi.org/10.1002/micr.22111>
50. Starkes JL, Payk I, Jennen P, Leclair D (1993) Chapter 12 A Stitch in Time: Cognitive Issues in Microsurgery. pp 225–240
51. Starkes JL, Payk I, Hodges NJ (1998) Developing a standardized test for the assessment of suturing skill in novice microsurgeons. *Microsurgery* 18:19–22. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1098-2752\(1998\)18:1<19::AID-MICR5>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2752(1998)18:1<19::AID-MICR5>3.0.CO;2-P)
52. Reznick R, Regehr G, MacRae H, Martin J, McCulloch W (1997) Testing technical skill via an innovative “bench station” examination. *The American Journal of Surgery* 173:226–230. [https://doi.org/10.1016/S0002-9610\(97\)89597-9](https://doi.org/10.1016/S0002-9610(97)89597-9)
53. Regehr G, MacRae H, Reznick RK, Szalay D (1998) Comparing the psychometric properties of checklists and global rating scales for assessing performance on an OSCE-format examination. *Academic Medicine* 73:993–7. <https://doi.org/10.1097/00001888-199809000-00020>
54. Kalu PU, Atkins J, Baker D, Green CJ, Butler PEM (2005) How do we assess microsurgical skill? *Microsurgery* 25:25–29. <https://doi.org/10.1002/micr.20078>

55. Richstone L, Schwartz MJ, Seideman C, Cadeddu J, Marshall S, Kavoussi LR (2010) Eye Metrics as an Objective Assessment of Surgical Skill. *Annals of Surgery* 252:177–182. <https://doi.org/10.1097/SLA.0b013e3181e464fb>
56. Moulton C-AE, Dubrowski A, MacRae H, Graham B, Grober E, Reznick R (2006) Teaching Surgical Skills: What Kind of Practice Makes Perfect? *Annals of Surgery* 244:400–409. <https://doi.org/10.1097/01.sla.0000234808.85789.6a>
57. Ezra DG, Aggarwal R, Michaelides M, Okhravi N, Verma S, Benjamin L, Bloom P, Darzi A, Sullivan P (2009) Skills Acquisition and Assessment after a Microsurgical Skills Course for Ophthalmology Residents. *Ophthalmology* 116:257–262. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2008.09.038>
58. Saleh GM (2008) Motion Analysis as a Tool for the Evaluation of Oculoplastic Surgical Skill. *Archives of Ophthalmology* 126:213. <https://doi.org/10.1001/archophthalmol.2007.62>
59. Taffinder N, Smith SGT, Huber J, Russell RCG, Darzi A (1999) The effect of a second-generation 3D endoscope on the laparoscopic precision of novices and experienced surgeons. *Surgical Endoscopy* 13:1087–1092. <https://doi.org/10.1007/s004649901179>
60. Martin JA, Regehr G, Reznick R, Macrae H, Murnaghan J, Hutchison C, Brown M (1997) Objective structured assessment of technical skill (OSATS) for surgical residents. *British Journal of Surgery* 84:273–278. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2168.1997.02502.x>
61. Grober ED, Roberts M, Shin E-J, Mahdi M, Bacal V (2010) Intraoperative assessment of technical skills on live patients using economy of hand motion: establishing learning curves of surgical competence. *The American Journal of Surgery* 199:81–85. <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2009.07.033>
62. Applebaum MA, Doren EL, Ghanem AM, Myers SR, Harrington M, Smith DJ (2018) Microsurgery Competency During Plastic Surgery Residency: An Objective Skills Assessment of an Integrated Residency Training Program. *Eplasty* 18:e25
63. Harada K, Morita A, Minakawa Y, Baek YM, Sora S, Sugita N, Kimura T, Tanikawa R, Ishikawa T, Mitsuishi M (2015) Assessing Microneurosurgical Skill with Medico-Engineering Technology. *World Neurosurgery* 84:964–971. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2015.05.033>
64. Roodaki H, Filippatos K, Eslami A, Navab N (2015) Introducing Augmented Reality to Optical Coherence Tomography in Ophthalmic Microsurgery. In: 2015 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality. IEEE, pp 1–6
65. Alsheakhali M, Eslami A, Roodaki H, Navab N (2016) CRF-Based Model for Instrument Detection and Pose Estimation in Retinal Microsurgery.

- Computational and Mathematical Methods in Medicine 2016:1–10. <https://doi.org/10.1155/2016/1067509>
66. Hartley R, Zisserman A (2003) Multiple view geometry in computer vision. Cambridge university press
 67. Mathworks (2022) Camera calibration. In: <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/camera-calibration.html>
 68. Mathworks (2022) Stereocameracalibrator. In: <https://www.mathworks.com/help/vision/ref/stereocameracalibrator-app.html>
 69. Wei G-Q, Arbter K, Hirzinger G (1997) Automatic tracking of laparoscopic instruments by color coding. pp 357–366
 70. Prokop RJ, Reeves AP (1992) A survey of moment-based techniques for unoccluded object representation and recognition. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing* 54:438–460. [https://doi.org/10.1016/1049-9652\(92\)90027-U](https://doi.org/10.1016/1049-9652(92)90027-U)
 71. Pitas I (1992) Digital image processing algorithms. Prentice Hall
 72. Rodríguez R, Sossa J (2012) Procesamiento y análisis digital de imágenes. Alfaomega
 73. Kaehler A, Bradski G (2016) Learning OpenCV 3: Computer Vision in C++ with the OpenCV Library, 1st edn. O'Reilly Media, Inc
 74. Pérez-Escamirosa F, Chousleb-Kalach A, Hernández-Baro M del C, Sánchez-Margallo JA, Lorias-Espinoza D, Minor-Martínez A (2016) Construct validity of a video-tracking system based on orthogonal cameras approach for objective assessment of laparoscopic skills. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 11:2283–2293. <https://doi.org/10.1007/s11548-016-1388-1>
 75. Azzie G, Gerstle JT, Nasr A, Lasko D, Green J, Henao O, Farcas M, Okrainec A (2011) Development and validation of a pediatric laparoscopic surgery simulator. *Journal of Pediatric Surgery* 46:897–903. <https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2011.02.026>
 76. Pérez-Escamirosa F (2015) Simulador quirúrgico laparoscópico EndoViS basado en técnicas de visión por computadora para entrenamiento, evaluación y análisis de las habilidades psicomotoras adquiridas de los cirujanos. CINVESTAV
 77. Oropesa I, Sánchez-González P, Chmarra MK, Lamata P, Fernández Á, Sánchez-Margallo JA, Jansen FW, Dankelman J, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ (2013) EVA: Laparoscopic Instrument Tracking Based on Endoscopic Video Analysis for Psychomotor Skills Assessment. *Surgical Endoscopy* 27:1029–1039. <https://doi.org/10.1007/s00464-012-2513-z>

78. Hofstad EF, Våpenstad C, Chmarra MK, Langø T, Kuhry E, Mårvik R (2013) A study of psychomotor skills in minimally invasive surgery: what differentiates expert and nonexpert performance. *Surgical Endoscopy* 27:854–863. <https://doi.org/10.1007/s00464-012-2524-9>
79. Judkins TN, Oleynikov D, Narazaki K, Stergiou N (2006) Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques* 20:824–829. <https://doi.org/10.1007/s00464-005-0334-z>
80. Saleh GM (2006) Evaluating Surgical Dexterity During Corneal Suturing. *Archives of Ophthalmology* 124:1263. <https://doi.org/10.1001/archopht.124.9.1263>

Anexos.

Publicación del trabajo

El proyecto presentado en esta tesis fue publicado en el Journal of Medical Systems y puede ser consultado con la siguiente referencia:

Franco-González IT, Pérez-Escamirosa F, Minor-Martínez A, Rosas-Barrientos JV, Hernández-Paredes TJ (2021) Development of a 3D Motion Tracking System for the Analysis of Skills in Microsurgery. J Med Syst. 45(12):106. Published 2021 Nov 3. doi:10.1007/s10916-021-01787-8

Consentimiento informado



Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del
Instituto Politécnico Nacional
Departamento de Ingeniería eléctrica
Sección de Bioelectrónica

Consentimiento para registrar el movimiento de las maniobras quirúrgicas durante la práctica de microcirugía.

Yo _____, autorizo al M.C. Iván Franco (**solicitante**), estudiante de doctorado del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, para que se lleve a cabo el registro de mis maniobras quirúrgicas durante la práctica de microcirugía a través del sistema *mitracks3D*.

Entiendo que el *mitracks3D* es un sistema de registro de movimiento a través de cámaras y que, por lo tanto, el sistema no es invasivo y no influirá en los movimientos naturales de los instrumentos.

Los registros se realizarán utilizando dos modelos sintéticos exclusivamente. No se usarán modelos in vivo ni modelos ex vivo.

Los instrumentos, modelos y material serán proporcionados por el **solicitante**.

Como constancia firmo la autorización _____, en la Ciudad de México
en el Hospital _____,
con fecha ____ / ____ / ____.