



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Diseño y construcción de un entrenador para microcirugía con visión
estereoscópica y rastreo de instrumental

Tesis que presenta

Iván Tlacaélel Franco González

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis:
Dr. Arturo Minor Martínez

Ciudad de México

Diciembre, 2017

Agradecimientos.

Agradezco infinitamente al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico que me otorgó para realizar mis estudios de maestría, su esfuerzo y administración hace que soñadores como yo, plasmemos ideas en sistemas y prototipos que contribuyen con el desarrollo tecnológico de México.

Me siento muy agradecido con el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por abrir sus puertas tan cortésmente. Desde la primera vez que lo visité, me sentí inspirado, es un ambiente de respeto y seguridad, donde el conocimiento se irradia en cada rincón y te envuelve con su aura, muchas de las personas más admirables que conozco fueron parte del CINVESTAV alguna vez, por lo que seguir con su ejemplo me llena de orgullo.

Agradezco al Dr. Arturo Minor Martínez, mi asesor, un científico con ideas extraordinarias, con un don pragmático para solucionar problemas de ingeniería, experiencia incuestionable y una persona que te brinda todo el apoyo mientras esté al alcance de sus manos (y si no, “vemos como le hacemos...” diría el Doc.), aprendí muchísimo de él. Agradezco al Ing. José Rodolfo Rosas Ortiz, auxiliar de investigación del laboratorio No. 5, que con su experiencia e ingenio aportó consejos al diseño y construyó con sus manos parte del sistema mecánico de este trabajo, es una persona muy carismática y muy buena onda, siempre tenía una historia del Dr. Joaquín Remolina que me motivaba, *Danke mein Freund*. Al Ing. Irwing Rosales García, técnico del laboratorio, que siempre prestó su atención y brindó su apoyo cuando lo requerí, es muy amable y cortés. A mis compañeros de laboratorio Reynaldo, Emmanuel, Perla y Dalia, amables personas, su sencillez es una virtud. El laboratorio 5 de bioelectrónica forma un excelente equipo de trabajo.

Doy gracias al departamento de Ingeniería Eléctrica, en particular a la sección Bioelectrónica, a la sección de Electrónica del Estado Sólido y a la sección de Comunicaciones y Mecatrónica. En éstas, conocí a personas admirables de las cuales aprendí todo lo que pude y me ayudaron en una u otra cosa, hablo de todos los profesores de mis cursos, de mis compañeros de clases y de la secretaria Patricia Peña; ahora que lo he pensado y escribo, incluyo a todas las personas con las que entablé comunicación de alguna forma, compartimos los mismos problemas sociales y emprendemos la realización de nuestros deseos aportando soluciones donde el factor común es el progreso a través de la ciencia y de la tecnología.

Finalmente, y de la manera más especial, agradezco a mi madre, a mi padre y a mi hermana, mi familia, que simplemente me dan vida, todos los días son parte de mí y mi vida es dedicada a ustedes. ¡GRACIAS!

Índice.

Resumen.....	iv
Abstract.....	v
Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 La cirugía, sus avances, la microcirugía y la visión por computadora.....	1
1.1.1 Breve historia de la cirugía.....	1
1.1.2 La microcirugía.....	3
1.1.3 Procedimientos destacados en microcirugía.....	4
1.1.4 Herramientas para la microcirugía.....	5
1.1.5 La estereoscopía.....	7
1.1.6 La visión por computadora, realidad virtual y la realidad aumentada.....	8
1.2 Planteamiento del problema.....	10
1.3 Objetivos.....	13
1.3.1 Objetivo general.....	13
1.3.2 Objetivos particulares.....	13
1.4 Estructura de la tesis.....	14
Capítulo 2. Estado del arte.....	15
2.1 Adquisición de habilidades básicas en microcirugía entrenando en simuladores caseros y aplicación de nuevas tecnologías.....	15
2.2 eoMicro home microsurgical simulator.....	18
2.3 DS Microsurgery trainer.....	18
Capítulo 3. Metodología.....	21
3.1 Subsistema 1. Sistema mecatrónico para posicionamiento y direccionamiento de la cámara.....	22
3.1.1 Mesa de trabajo.....	23
3.1.2 Mecanismos para posicionamiento.....	23
3.1.3 Control electrónico.....	26
3.2 Subsistema 2. Sistema de adquisición de imágenes en tiempo real, visión estereoscópica, interface webcam-smartphone y visualización.....	30
3.2.1 Adquisición de imágenes.....	31
3.2.2 Generación de la imagen estereoscópica.....	31
3.2.3 Interfaz webcam USB-Smartphone.....	35
3.2.4 Visualización de la tarea.....	38
3.3 Subsistema 3. Ejercicios a través de modelos sintéticos.....	39
3.4 Subsistema 4. Rastreo tridimensional a través de visión por computadora.....	41
3.4.1 Corrección de la distorsión de la lente.....	42
3.4.2 Segmentación de las pinzas de trabajo.....	43
3.4.3 Obtención de coordenadas 2D.....	44
3.4.4 Obtención del espacio 3D a partir de la imagen estereoscópica.....	45
3.4.5 Reconstrucción virtual de la posición de las pinzas durante el ejercicio.....	46
Capítulo 4. Resultados.....	48
4.1 Mecanismos, control de posicionamiento y fuente de luz.....	48
4.2 Visualización.....	49
4.2.1 Posición corporal durante el ejercicio.....	51
4.3 Modelos y ejercicios.....	53
4.4 Rastreo del instrumental.....	54
Capítulo 5. Discusión.....	57
Capítulo 6. Conclusiones.....	60
6.2 Recomendaciones y trabajo a futuro.....	62
Referencias.....	63

Índice de figuras.

Figura 1.1 A) Cráneo del museo de Lausana. B) Sutura prehistórica, C) Cirugía moderna.....	2
Figura 1.2 A) Anastomosis, B) Dimensiones de la arteria braquial y radial (2 mm y 1 mm de diámetro)	3
Figura 1.3 A) Reimplante de oreja, B) Cirugía de cataratas.	5
Figura 1.4 Ejemplo de imagen estereoscópica.	7
Figura 1.5 Pasos para el procesamiento digital de una imagen [24] [25].	8
Figura 1.6 Entrenamiento a través de la supervisión de un experto.....	11
Figura 2.1 iPad como instrumento de visión para sutura.....	16
Figura 2.2 Segmentación de instrumental microquirúrgico [35].....	17
Figura 2.3 Entrenador a partir de agujas.	17
Figura 2.4 eoMicro, estructura y su conexión a monitor externo.	18
Figura 2.5 DS Microtrainer	19
Figura 2.6 Aplicación de MicroTrainer en la investigación.....	20
Figura 3.1 Estructura mecánica.	22
Figura 3.2 Base, manos en ejercicio.	23
Figura 3.3 Mecanismos general.	24
Figura 3.4 Motor, tornillo sin fin y su ensamble.....	25
Figura 3.5 Elementos eléctricos, a) Interruptor, b) fuente de luz.	26
Figura 3.6 Elementos electrónicos a) botones, b) sensores de efecto Hall, c) LEDs indicadores	27
Figura 3.7 Bloques del circuito de control y diagrama de flujo.	28
Figura 3.8 Diagrama, alimentación para el buzzer.	29
Figura 3.9 Diagrama, potencia para motor a pasos.....	30
Figura 3.10 Bloques para la adquisición y visualización de imágenes.	30
Figura 3.11 FaceCam 1000.....	31
Figura 3.12 Ejemplo de estereoscopía, diplopía fisiológica.	32
Figura 3.13 Diseño del acople estereoscópico, espejo referencia, espejo móvil.	33
Figura 3.14 Simulación del diseño del acople estereoscópico (escala 10:1 mm).	34
Figura 3.15 A) Imagen enfocada, B) Imagen desenfocada, ambas a una distancia de 10 cm.	34
Figura 3.16 Conexión al Smartphone, diagrama del cable interfaz.	36
Figura 3.17 Plataforma de Android Studio 2.3.2	37
Figura 3.18 Interfaz gráfica, a) Abrir la app, cámara desconectada, b) Cámara conectada.	37
Figura 3.19 Lentes de realidad virtual y su ajuste óptico.	38
Figura 3.20 Distorsión por aumento óptico, a) 1x, b) 2.5x, c) 3.5x.	39
Figura 3.21 Modelo sintético para ejercicio de transferencia.....	40
Figura 3.22 Modelo sintético para práctica de suturas.	40
Figura 3.23 Muestras en diferentes ángulos para calibración de la cámara.	42
Figura 3.24 Imagen antes y después de la corrección.	43
Figura 3.25 Segmentación de color, a) Marcadores en pinzas, b) Imagen segmentada.	44
Figura 3.26 Coordenadas a partir de una imagen binaria.	45
Figura 3.27 Relación estereoscópica. El marcador se mueve sólo en el eje z, $x_2 - x_1 \sim z$	46
Figura 3.28 Bloques del procesamiento de video digital y ejemplo de gráfico 3D (Letra "I" y círculo).	47
Figura 4.1 Tarjeta para control de mecanismos y alarmas.	48
Figura 4.2 Fuente de luz, a) apagada, b) encendida.	49
Figura 4.3 Acceso a la aplicación desde Android.	49
Figura 4.4 Modificar propiedades dentro de la app.....	50
Figura 4.5 Visualización del ejercicio.	50
Figura 4.6 Visualización durante el ejercicio.....	51
Figura 4.7 Ejercicio sin lentes VR, posición corporal incorrecta.	52
Figura 4.8 Postura corporal cómoda.	52
Figura 4.9 Desarrollo del ejercicio de transferencia.....	53
Figura 4.10 Colores de los objetos del modelo de transferencia.....	54
Figura 4.11 Error en píxeles después de la compensación.	55
Figura 4.12 Distancia entre pines, referencia.	55
Figura 4.13 Reconstrucción virtual del ejercicio de transferencia.....	56

Resumen.

La microcirugía es una técnica quirúrgica que acota y minimiza el daño colateral en tejido, permite incisiones más limpias, más pequeñas y menor hemorragia que la cirugía tradicional. Existe la idea de que la microcirugía debe ser dominada por todos los especialistas en cirugía, incluyendo al cirujano general, se sabe que la curva de aprendizaje es larga. Para acortar esta curva, surgen nuevas herramientas tecnológicas como simuladores y entrenadores.

Se propone desarrollar una herramienta innovadora que permita capacitar a futuros cirujanos, por lo que en este trabajo, se diseña y construye un sistema prototipo para entrenamiento de microcirugía a través de ejercicios modelados en plástico y látex; con visión estereoscópica a través de lentes de realidad virtual; que permite ajustar el ángulo de visión y altura en diferentes posiciones, además, en una posición específica (PE) y con procesamiento digital de imágenes, se logra el rastreo 3D de dos pinzas de trabajo.

El prototipo se nombró “E μ Qx” referente a Entrenador para micro (μ) cirugía. Tiene 4 grados de libertad, control manual y electrónico, implementa una cámara con un acople estereoscópico que se conecta a un teléfono móvil con sistema operativo Android, éste se coloca en lentes de realidad virtual (VR). El usuario portará los lentes VR, realizará el ejercicio, verá el modelo de forma estereoscópica y en tiempo real, al mismo tiempo se obtendrá un registro en video, al finalizar, éste se exporta a Matlab para que, a través de un algoritmo, se reconstruya el desplazamiento tridimensional ejecutado por el instrumental. A través de la validación técnica, se determinó un desplazamiento vertical de 8 mm para enfocar diferentes distancias, se logró una resolución de 70 μ m para los ejercicios realizados en PE. Se presentan las ventajas de contar con este sistema, otras aplicaciones y el trabajo a futuro.

Abstract.

Microsurgery is a surgical technique that limits and minimizes collateral damage in tissue, this technique allows for cleaner, smaller incisions and less hemorrhage than traditional surgery. New evidence recommends that microsurgery must be dominated by all surgical specialists, including the general surgeon. The learning curve is long, to minimize it, new technological tools such as simulators and trainers arise.

It is proposed to develop an innovative tool to train future surgeons, so in this work, a prototype system for microsurgery training is designed and constructed to train with exercises modeled in plastic and latex; it includes a stereoscopic vision through virtual reality lenses which allows to adjust the viewing angle and height in different positions. In addition, in a specific position (PE) and with digital image processing, 3D tracking of two surgical instruments is achieved.

The prototype's name is "EμQx", it has 4 degrees of freedom, manual and electronic control, it implements a camera with a stereoscopic coupling that connects to a mobile phone with Android operating system, this is placed in virtual reality (VR) lenses. The trainee will use the VR lenses, perform the exercise, see it stereoscopically and in real time, at the same time a video record will be obtained; when finish his exercise, the video recorded is exported to Matlab where, through an algorithm, the three-dimensional displacement executed by the instruments is reconstructed. Through the technical validation, a vertical displacement of 8 mm per step was determined to focus on different distances, achieving a resolution of 70 μm for the exercises performed in PE. The advantages of having this system and the future work are presented.

Capítulo 1. Introducción.

1.1 La cirugía, sus avances, la microcirugía y la visión por computadora.

A continuación, se presentan temas seleccionados, de contenido breve que muestran la importancia de la cirugía y como con el paso del tiempo ésta se ha forjado. Existen diversas técnicas para diferentes especialidades médicas, con el desarrollo de nuevas tecnologías, la precisión de las labores quirúrgicas es mayor a menor escala geométrica, brindando al paciente seguridad y recuperación rápida.

1.1.1 Breve historia de la cirugía.

Cirugía se define como: la especialidad médica que tiene por objeto curar mediante incisiones que permiten operar directamente la parte afectada del cuerpo [1]. Es una técnica que utiliza instrumental quirúrgico; implica la manipulación mecánica de las estructuras anatómicas para diagnóstico o pronóstico médico o terapia. Al acto de realizar una cirugía se conoce como procedimiento quirúrgico, operación o simplemente cirugía, en el contexto médico se hace referencia a cirugía con las letras Qx o Cx.

La necesidad de reestablecer la función de órganos, miembros o tejido en general, curarlos, tratarlos o simplemente recuperar la salud a través de herramientas seguramente data desde el origen del homo sapiens, sin embargo, los esfuerzos de arqueólogos y paleontólogos han rescatado evidencia e información hasta la edad de piedra, por ejemplo en el museo de historia natural de Lausana se conserva un cráneo del año 3500 a. C. con la característica de haber sido trepanado con sílex (figura 1.1-A), se presume que el paciente sobrevivió tras la operación porque es notorio el proceso de cicatrización [2].

Información de la época precolombina muestra un método desarrollado y utilizado por algunas tribus de Sudamérica, sellando heridas menores mediante la aplicación

de termitas a las que, tras morder los bordes aproximados de la herida, se les retuerce el cuello para dejar las cabezas rígidamente enganchadas a modo de grapas [3], (figura 1.1-B).

Sin embargo, durante siglos, emprender una cirugía tenía grandes riesgos, a tal grado que la mayoría de las veces, operar resultaba más dañino que el propio padecimiento, por lo que sólo se recomendaba en situaciones donde no existían más opciones para salvar la vida del paciente. Infecciones, dolor y hemorragias fueron la causa de estas complicaciones. Gracias al método científico y a la unión de varias ciencias, se lograron minimizar los riesgos, complicaciones y consecuencias de una cirugía, esto fue hasta el siglo XIX con el desarrollo de las teorías microbianas de las enfermedades infecciosas [4] (Semmelweis, Pasteur, Lister), la evolución de las técnicas anestésicas, de técnicas de cauterización y de sutura.

Desde el siglo XX se han desarrollado gran cantidad de técnicas, instrumentos e instrumental quirúrgico; algunos comunes o de uso general y otros especializados, con diferentes aplicaciones, formas, materiales y tamaños. El desarrollo tecnológico ha permitido avances importantes en el campo de la cirugía, por ejemplo, la cirugía mínimamente invasiva (laparoscopia) ha permitido disminuir los tiempos de recuperación y las complicaciones postquirúrgicas en muchas intervenciones [5], (figura 1.1-C).

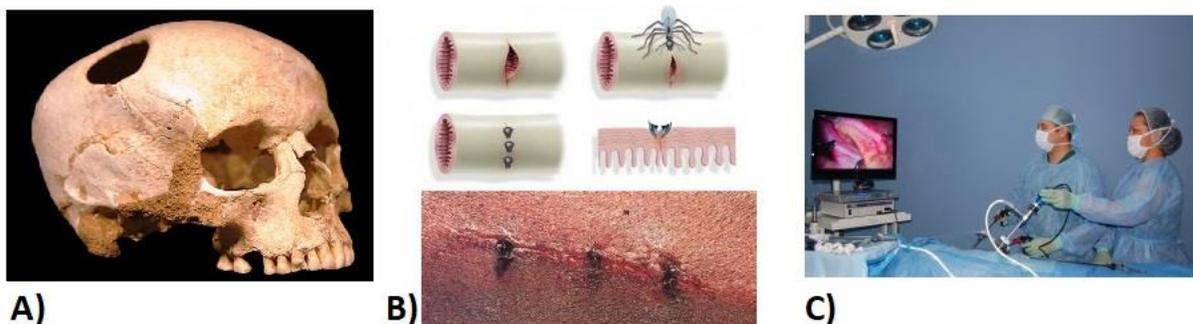


Figura 1.1 A) Cráneo del museo de Lausana. B) Sutura prehispánica, C) Cirugía moderna.

La telemedicina y la robótica ha dotado de nuevas herramientas a los cirujanos, permitiendo el desarrollo de intervenciones a distancia, con un nivel de precisión muy superior al que se realiza con la visión normal. Por otra parte, la aparición de técnicas de imagenología como la ecografía, endoscopia, resonancia magnética, tomografía, entre otras, ha posibilitado el desarrollo de intervenciones selectivas mucho menos agresivas y más seguras.

1.1.2 La microcirugía.

Así como los dispositivos tecnológicos tienden a ser cada vez más pequeños, las incisiones quirúrgicas también. La microcirugía tiene como objetivo operar zonas bien definidas con el mínimo riesgo de daño colateral o daño en zonas fuera del área acotada, en la que se emplea instrumental especializado e instrumentos como el microscopio quirúrgico, lentes o lupas con el fin de ampliar o magnificar el campo operatorio, esto permite una disección y reparación de tejidos con una mayor calidad y precisión. Es importante mencionar que con la microcirugía se minimizan los riesgos de infección, las hemorragias, el dolor y el tiempo de recuperación, así como permite una mejor apariencia estética. La microcirugía tiene tres componentes esenciales: El aumento (o Zoom), la iluminación y los instrumentos [6]. Una coordinación adecuada entre estos componentes es vital para el resultado óptimo.

Por ejemplo, unir pequeños nervios o hacer una anastomosis en una arteria de 1 mm de diámetro es imposible con el instrumental y técnica de cirugía general [7], pero para la microcirugía es algo común (figura 1.2), incluso permite el trasplante de tejido de un sitio a otro con la unión de nervios [8].



Figura 1.2 A) Anastomosis, **B)** Dimensiones de la arteria braquial y radial (2 mm y 1 mm de diámetro)

La microcirugía es utilizada en diversas especialidades como: cirugía vascular, oftalmología, ortopedia, ginecología, otorrinolaringología, neurocirugía, cirugía oral y maxilofacial, cirugía plástica y reconstructiva, cirugía pediátrica, urología [7].

Históricamente, la microcirugía comenzó a principios del siglo XX. En 1921, Carl Nylen, que es conocido como el padre de la microcirugía, fue el primero en utilizar un microscopio binocular para corregir la sordera otosclerótica [9]. En 1960, Jules Jacobson realizó la primera cirugía microvascular apoyándose de un microscopio para la reparación de los vasos sanguíneos, él también acuñó el término "Microcirugía" [10]. La microcirugía reconstructiva contemporánea fue introducida por Buncke y Schulz en 1964, quienes realizaron exitosamente el reimplante experimental de orejas de conejo y dedos de mono [11]. Actualmente se ha centrado la atención en la implementación de dispositivos eléctricos (microbisturis, microcoaguladores) y de tecnología láser [12].

1.1.3 Procedimientos destacados en microcirugía.

Como se mencionó, prácticamente en todas las especialidades médicas vinculadas a procedimientos quirúrgicos hacen uso de la microcirugía, el factor común de todas es la acción de cortar y suturar. Se hace transferencia de tejido de una zona a otra, ya sea de un mismo individuo o de un donante, con el fin de reestructurar o devolver la función a un órgano, la transferencia de tejido libre es un procedimiento quirúrgico reconstructivo, comúnmente es usada por cirujanos plásticos. Se selecciona una región de tejido que se instala incluyendo arterias y venas [13].

La re inserción de una parte del cuerpo completamente separada se conoce como reimplantación. Los órganos más comúnmente reimplantados son los dedos de las manos, se ha reportado la reimplantación de orejas (figura 1.3-A), cuero cabelludo, nariz, cara, brazo y pene. Por lo que se implica la restauración del flujo sanguíneo, el

sistema musculoesquelético y los nervios, con el fin de recuperar la función del órgano [14]. Otro procedimiento es el trasplante, los primeros experimentos microquirúrgicos en trasplante (anastomosis porto-cava en rata) fueron realizados por el Dr. Sun Lee [15]. Éstas técnicas han desempeñado un papel crucial en el campo de la investigación de trasplantes, ya que permitió el uso de modelos de roedores para posteriormente aplicarlos en humanos. Los oftalmólogos realizan cirugía de cataratas (figura 1.3-B), trasplantes de córnea. Los urólogos y ginecólogos revierten la vasectomía y las ligaduras de trompas para restaurar la fertilidad mediante técnicas microquirúrgicas. Los cirujanos ortopédicos realizan microcirugía lumbar para procedimientos delicados como la eliminación de porciones dañadas de huesos o discos intervertebrales [16]. Existen muchos otros procedimientos, y cada vez nacen nuevos, por lo que se asegura un prometedor futuro para la técnica microquirúrgica.

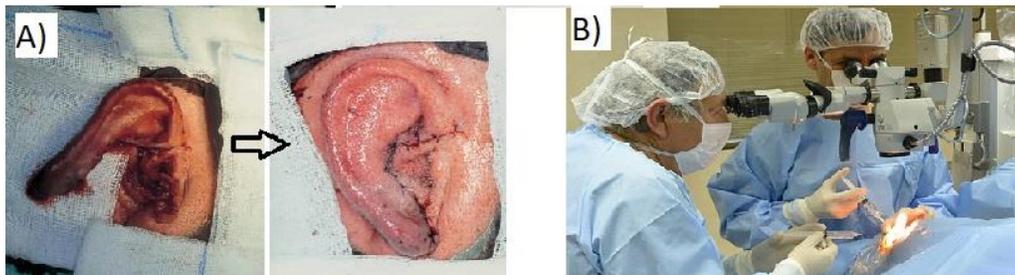


Figura 1.3 A) Reimplante de oreja, **B)** Cirugía de cataratas.

1.1.4 Herramientas para la microcirugía.

Anteriormente se mencionó que la microcirugía tiene tres componentes esenciales: El aumento (o Zoom), la iluminación y los instrumentos, los dos primeros generalmente vienen incluidos en el microscopio quirúrgico, aunque la microcirugía puede llevarse a cabo utilizando lupas o aumentos ópticos e iluminación a través de lámparas independientes [17].

Entre mayor sea el tamaño de la imagen, mayor es la capacidad del ojo para apreciar los detalles minuciosos del objeto, en este caso la zona a operar y el blanco quirúrgico. Dos de las formas para aumentar el tamaño de la imagen son: acercándose al objeto o por aumento visual a través de lentes ópticas. La distancia en que los ojos pueden acercarse al objeto es limitada por ocupar espacio en el área de operación tal que, puede ser incómodo y definitivamente hay riesgo de contaminar al paciente o al médico. En la mayoría de los procedimientos microquirúrgicos se requiere una amplificación de 5x a 40x. Para la disección se utiliza un aumento de entre 4.7x a 7.8x, mientras que, para la anastomosis, un rango de amplificación de 7.8x a 12.5x [18]. En las lupas, la amplificación y la distancia focal (distancia de trabajo) son fijas, sin embargo, ambas son ajustables en microscopios quirúrgicos [18], y se manipulan manualmente o de forma electrónica a través de pedales.

Respecto a la iluminación, el sistema debe permitir una mejor visualización del objeto y su contrastado con las herramientas, para elegir la fuente de luz adecuada debe considerar su peso, brillo, y la facilidad de enfocar y dirigir la luz [19].

El tercer elemento, los instrumentos, deben de ser ergonómicos, diseñados para minimizar la fatiga de su uso durante largas jornadas, tienen un agarre tipo lápiz, no el agarre de palma convencional como se ve en los instrumentos de cirugía general. Por lo general están hechos de titanio, son fuertes, ligeros y no se magnetizan. Comúnmente tienen 18 cm de longitud, se asientan sobre el pulgar y el dedo medio del operador. Entre los instrumentos se incluyen fórceps, porta agujas, tijeras, abrazaderas vasculares, irrigadores y vasodilatadores [20]. Se recomienda tener las manos y/o los antebrazos apoyados sobre una mesa o algún soporte para evitar movimientos producidos por temblor. Se utilizan materiales de sutura especialmente diseñados de calibres 9-0 a 12-0 y agujas con un diámetro menor a 0.15 mm [21].

1.1.5 La estereoscopía.

Una imagen estereoscópica se puede describir como dos imágenes de un mismo objeto, con la peculiaridad de que cada imagen tiene una perspectiva o ángulo de visión diferente, la imagen derecha debe ser visualizada con el ojo derecho y la izquierda con el ojo izquierdo. A partir de las dos visiones ligeramente diferentes, el cerebro interpreta una sola imagen tridimensional, con profundidad estereoscópica.

Las señales de profundidad monoculares son la base para la percepción de profundidad y son tan importantes como la estereopsis para crear imágenes que se perciben como tridimensionales. Estas señales dentro de la imagen son: la luz y sombra, tamaño relativo entre objetos, interposición, paralaje de movimiento y, la más importante, perspectiva [22]. La perspectiva es la relación entre objetos de primer plano y de fondo, permite, con el par de imágenes, escalar a una imagen estereoscópica con profundidad [23].

La figura 1.4 muestra un ejemplo de imagen estereoscópica, note la diferencia de área del edificio de lado izquierdo en cada imagen y la posición del árbol detrás del caballo de pie, en la imagen izquierda la punta del árbol aparece entre las orejas del caballo, en la perspectiva de lado derecho no.



Figura 1.4 Ejemplo de imagen estereoscópica.

1.1.6 La visión por computadora, realidad virtual y la realidad aumentada.

La visión por computadora o visión artificial implementa sistemas de adquisición de imágenes, particularmente cámaras digitales; la sensibilidad y resolución que éstas nos brindan actualmente hace posible detectar formas y colores con precisión y con un costo computacional relativamente bajo, ya que la cámara entrega imágenes con un formato preestablecido a una tasa de muestreo constante.

Para encontrar la información deseada dentro de una imagen ésta se debe procesar digitalmente. Es recomendable que el proceso sea lo más parecido a la interpretación que hace el sistema visual humano (SVH) [24], a través de comparaciones basadas en la experiencia o del contenido de la propia imagen para obtener la señal de interés lo más pronto posible. La comparación se hace a través de sentencias lógicas entre el paso actual del proceso y la base de conocimientos (figura 1.5).

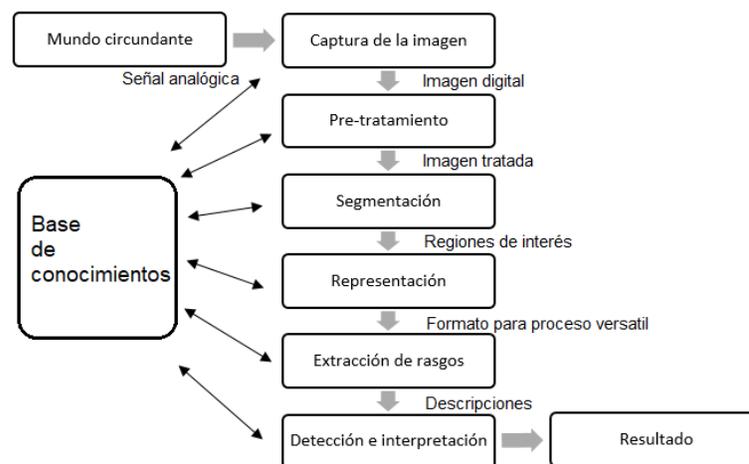


Figura 1.5 Pasos para el procesamiento digital de una imagen [24] [25].

La captura de imagen se hace a través de una cámara digital, generalmente se obtiene en formato RGB (*Red, Green, Blue*); el pretratamiento consiste, por ejemplo, en cambiar el sistema de colores de RGB a HSV (*Hue Saturation Value*), o escala de

grises, etc.; la segmentación se refiere a quedarse con los marcadores de interés dentro de la imagen; la representación es el nuevo formato que se le da a la imagen, que comúnmente es binaria para un procesamiento rápido; la extracción de rasgos es obtener información cuantitativa; la detección, reconocimiento e interpretación consiste en el uso de datos para finalmente desplegar o usar el resultado. La base del conocimiento está en retroalimentación con cada subproceso, es la parte inteligente que permite continuar el procesamiento de imágenes, aunque alguna etapa falle o tenga ruido.

La realidad virtual (VR, *Virtual Reality*) consiste en un entorno de escenas y objetos tridimensionales con apariencia real, creados a partir de imágenes computacionales, con la finalidad de simular un ambiente y que el usuario crea estar físicamente en él. Éste ambiente o entorno generalmente es visualizado a través de lentes o cascos con pantallas, se pueden adaptar otros dispositivos táctiles o sonoros tales que, incrementen la interacción, estimulando los sentidos del usuario y así intensificar la sensación de realidad. El video desplegado debe de tener al menos 10 *frames* por segundo, se recomienda que sea de 24 o más para dar sensación de tiempo real, y que, si se tuviese una interface de control de objetos en el entorno virtual, el retraso entre el accionamiento físico y la acción virtual sea menor a 0.1 segundos [26].

Por otro lado, la realidad aumentada consiste en implementar imágenes del entorno real superponiendo objetos virtuales [27], actualmente los *smartphones* permiten capturar video y procesarlo en tiempo real agregando información, figuras o máscaras a video "en vivo", dando interacción con características de la imagen del mundo real [28]. Los médicos pueden usar la realidad aumentada como una ayuda en la visualización y entrenamiento para cirugía. Se podrían presentar imágenes tridimensionales de un paciente combinado métodos no invasivos como resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada (TC), imágenes de ultrasonido y visualizándolos a través de pantallas. En efecto, esto daría médico "visión de rayos X" dentro de un paciente. Esto sería muy útil durante la cirugía mínimamente

invasiva, reduciendo el trauma de una operación mediante el uso de incisiones perfectamente acotadas [29]. Aunque en este trabajo no se hace uso de realidad aumentada, se propondrá una interfaz de usuario que podría modificarse en trabajos futuros e implementar procesamiento digital de imágenes directamente en el *smartphone* y añadir elementos virtuales.

1.2 Planteamiento del problema.

Hoy en día, la necesidad de dominar la microcirugía es indiscutible, además, la técnica sigue en evolución, paralelamente al avance tecnológico de instrumentos y materiales, así como con la tendencia y ventajas del desarrollo de técnicas cada vez más precisas en escalas geométricas menores.

Las observaciones que un equipo de expertos del Servicio de Cirugía Experimental del Centro Médico Nacional (CMN) “20 de Noviembre” del ISSSTE y del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la UNAM, son clave en el desarrollo de este trabajo, éstas se hacen en el artículo titulado “Unidad de Microcirugía: 30 años de experiencia clínica, entrenamiento continuo e investigación” y a continuación se mencionan.

La microcirugía no es una especialidad, es una técnica quirúrgica que debe ser dominada por todos los especialistas en cirugía incluyendo al cirujano general [30]. El entrenamiento en microcirugía requiere de cursos bien estructurados que ofrezcan al alumno conocimientos teóricos, demostraciones microquirúrgicas por un profesor experto y repeticiones de las técnicas bajo supervisión [30] (figura 1.6). Es indispensable que cada alumno cuente con “su microscopio”, “su charola de microinstrumentos”, microsuturas y ratas de laboratorio. Una unidad de microcirugía de calidad debe ofrecer además videos de procedimientos microquirúrgicos básicos, experimentales y de casos clínicos, además de libros y revistas actualizados. Además, la microcirugía es una técnica exigente, tiene una curva de aprendizaje

larga. Equipar un centro para enseñanza es costoso [12]. Otras dificultades que tiene la técnica son: área de visión restringida, pérdida de percepción de profundidad y pérdida de puntos de referencia visual [31].



Figura 1.6 Entrenamiento a través de la supervisión de un experto.

Basándose en los párrafos anteriores se propone diseñar y construir un sistema que permita el entrenamiento y mantenimiento de habilidades microquirúrgicas, y proyectar una solución a la demanda actual, empleando modelos sintéticos para disminuir el uso de animales para el entrenamiento y experimentación. Aunque es un prototipo, se pretende mostrar que su construcción es factible con recursos relativamente bajos, y con beneficios similares a los entrenadores del mercado.

Parte del objetivo de este proyecto es adaptar nuevas tecnologías al ambiente médico, por lo que este entrenador adecúa mecanismos análogos a los microscopios quirúrgicos con el fin de que el usuario lo manipule o acomode según lo requiera, de forma manual o a través de un sistema mecatrónico controlado a través de pedales o botones. Por otro lado, se propone diseñar y construir un sistema de visión digital,

estereoscópico y en tiempo real; en este caso, visión digital se refiere a que el usuario vea en una pantalla la tarea que realiza, esta imagen debe ser lo suficientemente nítida, clara y debe permitir percibir la profundidad, por lo que la imagen debe tener un formato estereoscópico, esto se logrará adaptando un innovador acople a una webcam (para adquirir la imagen estereoscópica, dos imágenes, con sólo una cámara). La imagen se desplegará en tiempo real, es decir, el usuario no percibirá retraso o *lag* entre lo que ve y lo que realiza con sus manos, y la visualizará a través de lentes de realidad virtual (VR), éstos tienen lentes y mecanismos ajustables para cada ojo, para que finalmente las dos imágenes, producto de la estereoscopia, se formen en una sola gracias a la interpretación del cerebro.

El entrenamiento consistirá en dos tareas o ejercicios a realizar, las cuales son: transferencia de objetos y sutura. Esto con el objetivo de que el usuario se familiarice con la manipulación de herramientas y optimice su coordinación ojo-mano. Se ha demostrado de forma cuantitativa que, atendiendo estas tareas en laparoscopia, las habilidades se pueden evaluar objetivamente esperando mejoría en la técnica [32], por lo que se plantea implementar estos ejercicios, pero a menor escala geométrica espacial. Finalmente, se propone rastrear el movimiento del instrumental a través de procesamiento digital de imágenes y sentar las bases para que, en un futuro, se valide clínicamente, con la idea de que las tareas sean evaluadas formalmente de manera automatizada sin requerir de un experto todo el tiempo.

1.3 Objetivos.

Se presenta el objetivo general y los objetivos particulares de este proyecto de investigación.

1.3.1 Objetivo general.

- Diseñar y construir un prototipo entrenador estereoscópico para microcirugía empleado modelos sintéticos, que permita ajustar el ángulo de visión y altura en diferentes posiciones, que se visualice a través de lentes de realidad virtual y que permita el rastreo de dos instrumentos de trabajo empleando visión artificial.

1.3.2 Objetivos particulares.

1. Diseñar y construir un sistema de posicionamiento mecánico con 4 grados de libertad.
2. Diseñar y construir la etapa de electrónica digital y de potencia para el control de motores e indicadores sonoros y visuales.
3. Diseñar y construir un sistema que permita visión estereoscópica a partir de una cámara web y que enfoque a una distancia entre 5 cm y 20 cm.
4. Construir interfaz entre la webcam USB y un smartphone con sistema operativo Android.
5. Diseñar y construir los ejercicios para microcirugía (transferencia de objetos y sutura).
6. Diseñar y construir un algoritmo que permita el rastreo de las pinzas de trabajo para determinar la posición métrica de cada una durante todo el ejercicio a partir del video del mismo.

1.4 Estructura de la tesis.

- ❖ **Capítulo 1.** En este capítulo se presenta el resumen de este proyecto; se da una breve introducción definiendo a la microcirugía, sus componentes principales y aplicaciones. Se hace el planteamiento del problema que dio pauta a la construcción del prototipo, justificando su diseño en la experiencia y comentarios de expertos y la problemática tecnológica actual. Además, se define el objetivo general y los objetivos particulares.
- ❖ **Capítulo 2.** En el estado del arte, se muestra la técnica con la que se hace el entrenamiento habitual de microcirugía básica, se muestra la tendencia de los entrenadores que se han desarrollado en los últimos años, así como entrenadores comerciales con características similares a las de este trabajo.
- ❖ **Capítulo 3.** Se presenta el procedimiento para desarrollar el prototipo (compuesto por 4 subsistemas), los materiales utilizados y los diagramas de bloques implementados para cada etapa del sistema.
- ❖ **Capítulo 4.** Se concretan los resultados de cada etapa en un enfoque técnico, y se presentan los resultados finales del sistema completo validando su funcionamiento.
- ❖ **Capítulo 5.** Se interpretan los resultados de este trabajo y se comparan con los obtenidos en trabajos similares, esta diferenciación permite avalar el desarrollo de habilidades en E μ Qx.
- ❖ **Capítulo 6.** Se presentan las conclusiones y recomendaciones de este trabajo, así como se plantean ideas para trabajo a futuro.

Capítulo 2. Estado del arte.

Una de las formas de adquirir las técnicas de microcirugía básicas es a través del método educativo microquirúrgico de Furka, éste tiene 20 horas de duración (cinco sesiones de 4 horas) y requiere de la supervisión de un especialista, es decir, de un profesor que imparta el curso y se recomienda que tenga máximo dos alumnos por sesión. La primera sesión permite familiarizar a los estudiantes con los instrumentos microquirúrgicos. La siguiente lección consiste en familiarizarse con la sensación de diferentes capas o "tejidos". La tercera lección es aprender a hacer puntadas bajo el microscopio. La cuarta lección se enfoca en la preparación de anastomosis arterial en piezas arteriales frescas de origen animal. La quinta lección se realiza en animales vivos, generalmente ratas [33].

En este capítulo se presentarán avances de los nuevos entrenadores y simuladores para microcirugía similares al construido en este trabajo, aunque estos no tienen las mismas funciones y características, todos tienen en común aportar tecnología que ayude a mejorar las habilidades del cirujano, incluso hacen notar la tendencia de automatizar la evaluación en procedimientos como suturas y la economía del movimiento, así como la utilización de materiales sintéticos que disminuyen el uso de experimentación en seres vivos para entrenamiento.

2.1 Adquisición de habilidades básicas en microcirugía entrenando en simuladores caseros y aplicación de nuevas tecnologías.

La adquisición de habilidades motoras finas requeridas en microcirugía es un desafío en el sistema de entrenamiento actual. Se requieren nuevos métodos de capacitación y evaluación para optimizar el aprendizaje fuera del contexto clínico. Se han presentado estudios de control en tres modelos de entrenamiento microquirúrgico, a través del microscopio de laboratorio, de un microscopio usado en joyería y un entrenador a través de un iPad [34].



Figura 2.1 iPad como instrumento de visión para sutura.

En el estudio participaron 39 sujetos, los participantes realizaron una anastomosis de arteria femoral de pollo al inicio del estudio y al término del entrenamiento. El rendimiento se evalúa de la siguiente manera: evaluación estructurada de las habilidades de microcirugía, el tiempo necesario para completar la anastomosis y el tiempo de colocación de la sutura [34], demostrando que es viable el uso de iPad y el microscopio de joyero para adquirir habilidades quirúrgicas básicas.

Se han propuesto nuevos métodos para detectar y rastrear el instrumental utilizado en el entrenamiento microquirúrgico (figura 2.2). Este método puede usarse para proporcionar métricas valiosas con respecto al movimiento de la mano del cirujano. Los datos adquiridos en estas métricas se pueden aprovechar para beneficiar la formación de cirujanos, ya que se obtienen datos cuantitativos [35]. La evaluación objetiva ha adquirido un interés considerable en los últimos años. Las métricas de movimiento ojo-mano son los indicadores de desempeño más utilizados en la evaluación de la experiencia quirúrgica [36].

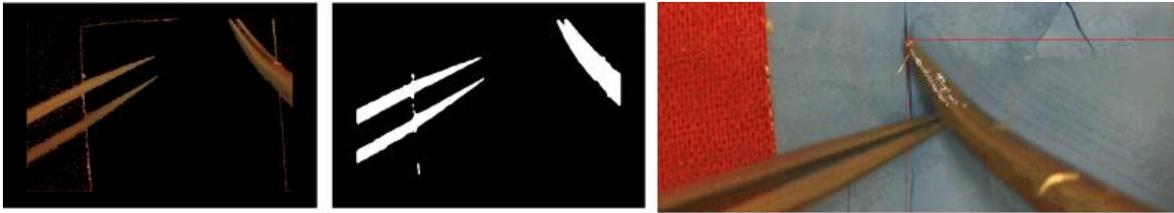


Figura 2.2 Segmentación de instrumental microquirúrgico [35].

Para dominar las habilidades necesarias para microcirugía, los residentes deben inscribirse a un programa de entrenamiento largo y complejo que incluye manipulaciones en simuladores, en tejidos *ex vivo* y finalmente entrenamiento *in vivo*. Este último paso consiste en realizar anastomosis vasculares en modelos de roedores. Se han propuesto programas de simulación diseñados para disminuir el número de ratas utilizadas durante el entrenamiento final *in vivo* [37]. El entrenador de tareas de Dumont [38] está formado por agujas de coser colocadas en un círculo o doble círculo. Este simulador permitió a los residentes realizar diferentes tipos de ejercicios. Tuvieron que maniobrar el hilo a través de todos los ojos de la aguja en un patrón circular o practicar nudos entre una aguja y otra. Las agujas se colocaron en el exterior o en el interior de un círculo de 3 cm (figura 2.3).

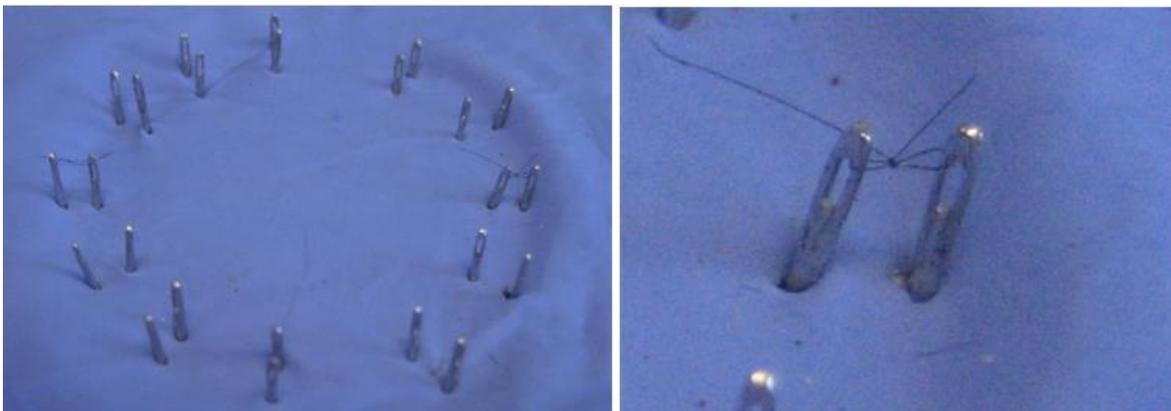


Figura 2.3 Entrenador a partir de agujas.

2.2 eoMicro home microsurgical simulator

El simulador eoMicro es una estructura comercial de la marca eoSurgical, es un equipo portátil para uso casero (\$1950.00 Mxn) [39]. Consiste en una base plástica en donde se coloca el ejercicio para entrenamiento de macro o microcirugía, éste se sujeta con pasadores o pinzas, la visualización es a través de un smartphone, éste permite hacer aumentos en imagen (*zoom*) y grabar el procedimiento para posteriormente, mostrarlo a un instructor y que éste le dé consejos para mejorar su técnica y no depender de hacer el ejercicio en un taller o laboratorio de enseñanza. Si su teléfono lo permite, puede conectarlo hacia un monitor externo para ver la imagen más grande (figura 2.4).

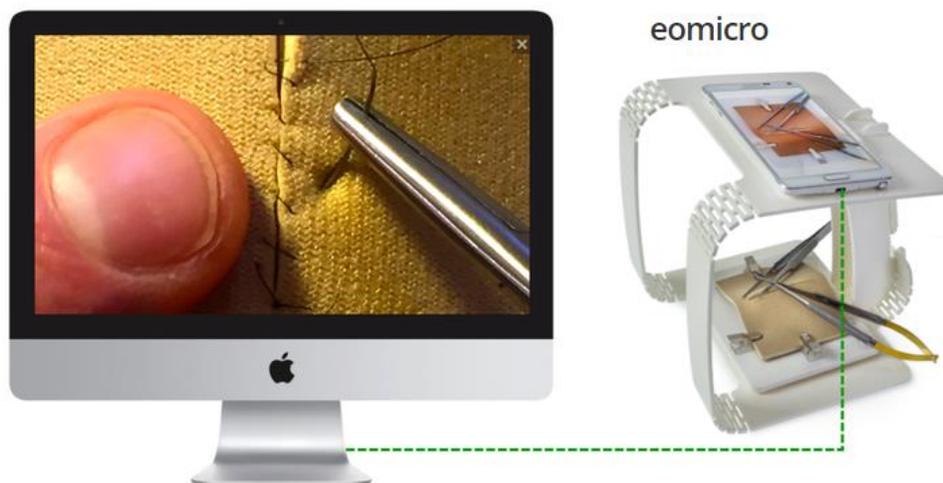


Figura 2.4 eoMicro, estructura y su conexión a monitor externo.

2.3 DS Microsurgery trainer.

Digital Surgicals es una empresa que ofrece soluciones tecnológicas para avanzar en el cuidado quirúrgico. Brinda una innovadora herramienta llamada DS MicroTrainer, su objetivo es mejorar el entrenamiento de la microcirugía para equipar al cirujano con habilidades que se traducen en estándares más altos de atención al paciente [40]. La plataforma MicroTrainer (figura 2.5), le permite entrenar suturas en múltiples orientaciones para simular desafíos de la vida real en microcirugía. Se

puede integrar fácilmente con cursos existentes en húmedo o en seco. También le permite practicar suturas en encasa u oficina usando lupas u otros utensilios para aumento óptico (no incluidos).

El software está basado en almacenamiento de datos en la nube, proporciona una evaluación objetiva de su rendimiento y realiza un seguimiento de su progreso en el tiempo.

Permite la simulación de suturas en tres dimensiones; entrenamiento independiente y ayuda a mantener las habilidades a través del ejercicio continuo; brinda habilidades que permitirán al usuario adaptarse rápidamente a cursos de cirugía; promete una configuración fácil e intuitiva; destaca el uso de modelos sintéticos para reducir el uso de animales en la experimentación.



Figura 2.5 DS Microtrainer

Utilizando Microtrainer se han hecho estudios de análisis del movimiento de las manos. A través de un microscopio hecho con un par de cámaras, se digitalizan imágenes para generar video 3D y mostrarlo a través de una pantalla (figura 2.6), el sistema tiene la ventaja de combinar y renderizar múltiples videos en vivo y/o almacenados. Tiene la capacidad de anotar, medir la posición 3D y la orientación de

la pinza de seguimiento a través de sensores magnéticos. Un mecanismo que se activa a través de pedales controla el *zoom*, el enfoque y la disparidad de la vista estéreo, se puede almacenar la configuración para el cirujano y para el tipo de ejercicio. El sistema además rastrea el movimiento quirúrgico y analiza su calidad en tiempo real a través de un sistema electromecánico (propio del entrenador). Su objetivo a mediano plazo es relacionar sus resultados para entrenar sistemas inteligentes que auto diagnostiquen o evalúen las habilidades del cirujano [41].



Figura 2.6 Aplicación de MicroTrainer en la investigación.

Capítulo 3. Metodología.

A continuación, se presenta el diseño y desarrollo empleado en la construcción del entrenador para microcirugía, así como los componentes y materiales utilizados, analizando cada etapa o subsistema.

Este trabajo se compone por 4 subsistemas:

1. Sistema mecatrónico para posicionamiento y direccionamiento de la cámara hacia el objetivo o ejercicio a realizar.
2. Sistema de adquisición de imágenes en tiempo real a través de un dispositivo móvil Android y una webcam con un acople que permite visión estereoscópica para visualizar el procedimiento en lentes de realidad virtual (VR).
3. Modelos sintéticos para realizar tareas y ejercicios para microcirugía, transferencia y sutura.
4. Sistema de rastreo tridimensional del instrumental de trabajo a través de procesamiento digital de imágenes.

3.1 Subsistema 1. Sistema mecatrónico para posicionamiento y direccionamiento de la cámara.

Este sistema tiene una estructura semejante a los modelos mostrados en la introducción y en el estado del arte. Consiste en un arreglo estándar (elementos de amplificación óptica, ajuste de posición, mesa de trabajo, etc.) y de manejo intuitivo (figura 3.1). Se diseña y construye así para que el especialista no pierda tiempo en aprender a usarlo y le sea fácil el posicionamiento óptico para enfocar el objetivo en diferentes ángulos, según le convenga. Cabe mencionar que la idea original no contemplaba el rastreo tridimensional (en el capítulo 3.4.5 se menciona esta consecuencia), sin embargo, sí se pensó y diseñó en ser un sistema abierto, con la posibilidad de que el usuario tenga la libertad de mover la cámara en prácticamente cualquier ángulo o altura dentro de sus dimensiones, pues al ser un sistema libre, puede ser usado no sólo con las tareas que se proponen en este trabajo, también con nuevos modelos o entrenamiento en animales o partes de ellos.

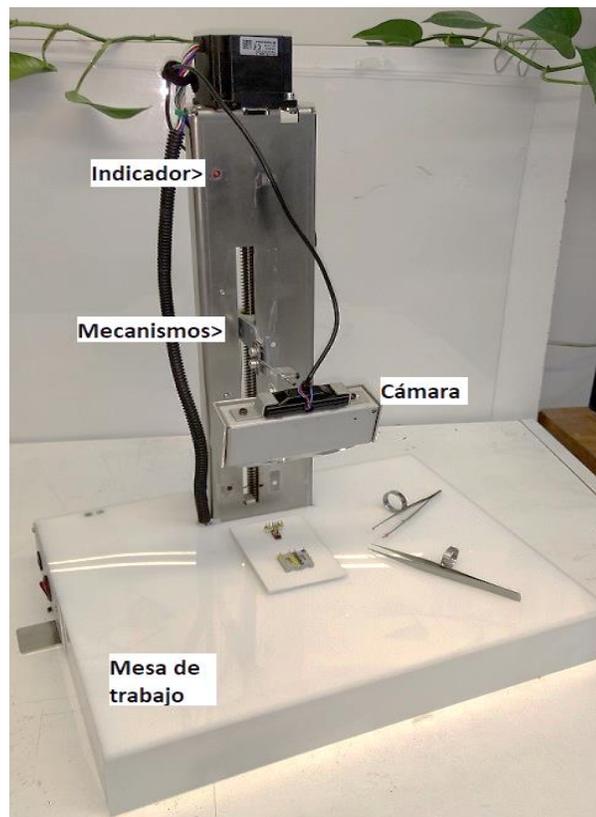


Figura 3.1 Estructura mecánica.

3.1.1 Mesa de trabajo.

El entrenador tiene un espacio destinado a la realización de tareas y soporte de ejercicios llamada “mesa de trabajo”, las dimensiones de ésta son 35 cm x 27 cm x 5 cm, frente, fondo y alto respectivamente (figura 3.2). Es un espacio suficiente para colocar la tarea (generalmente en el centro de la base), para que el usuario apoye sus manos, muñecas y parte del antebrazo y así, evitar temblores y para que trabaje cómodo durante jornadas largas. Esta base está hecha de acrílico blanco, es un material relativamente fácil de trabajar, resistente, liso y fácil de limpiar en caso de que se realizaran tareas en partes de seres vivos como piezas de pollo o ratón. El espacio debajo de esta base se ocupa con la tarjeta electrónica para el control mecánico, cables y contrapesos.

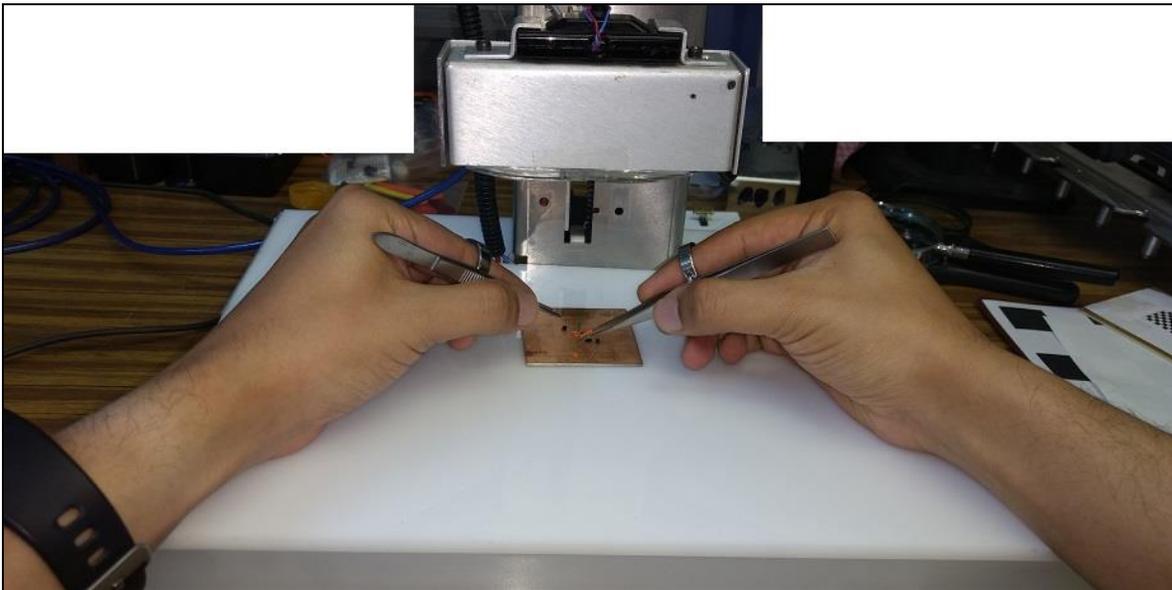


Figura 3.2 Base, manos en ejercicio.

3.1.2 Mecanismos para posicionamiento.

Se construyeron mecanismos específicos para este proyecto que permiten al usuario posicionar la cámara en prácticamente cualquier ángulo, y una altura entre 5 cm y 20 cm. Son dos mecanismos independientes llamados control manual de ángulo y control de altura electrónico.

El control manual de ángulo consiste en un mecanismo constituido por 3 piezas (figura 3.3). El vástago (v1) está adosado entre el mecanismo de control de altura (z1) y un cuadro pivote (c1), esto permite manipular la posición de la cámara en el eje “y” y el ángulo lateral o “xz”. El cuadro (c1) a su vez, sujeta a la cámara con ‘a2’, éste permite manipular el ángulo frontal o “yz”. El conjunto de estos mecanismos logra que el sistema tenga 3 grados de libertad.

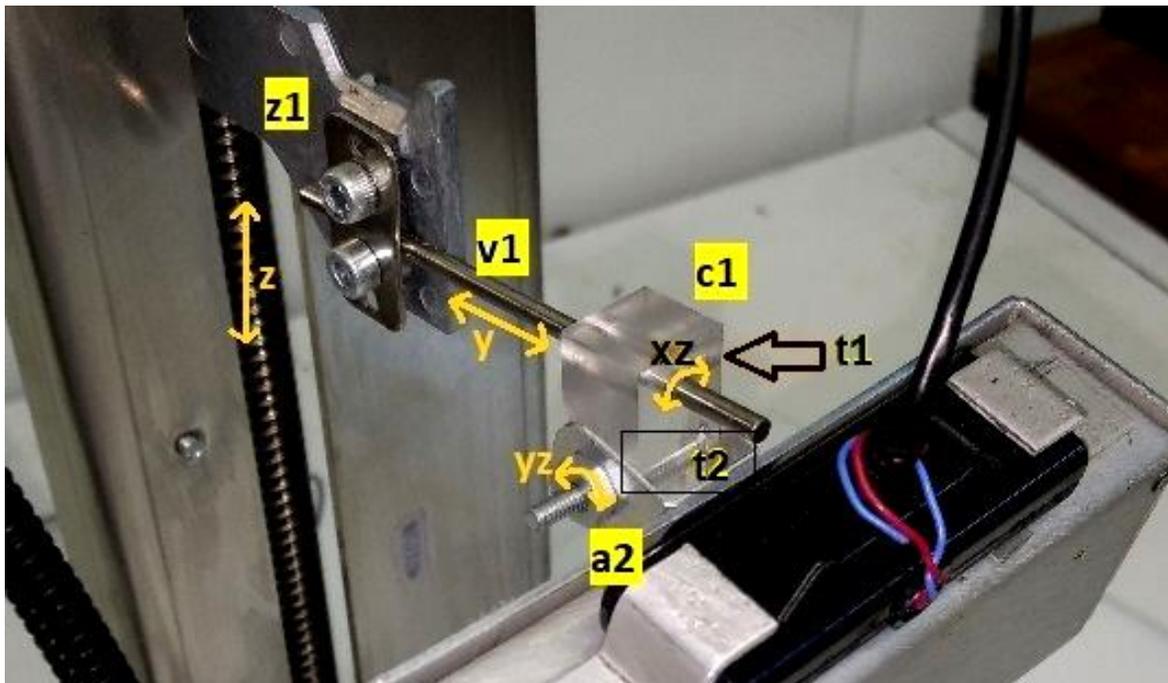


Figura 3.3 Mecanismos general.

Cabe mencionar que, aunque al ser un control manual, para cambiar la posición, el usuario debe manipular un par de tornillos (t1 y t2), una vez posicionado el sistema, se deberá atornillar nuevamente y así mantener la posición deseada.

Por otro lado, el mecanismo de posicionamiento vertical (o de altura) es controlado electrónicamente. Consiste en un tornillo sin fin de 4 hélices acoplado al eje de un motor a pasos (con rotación de 1.6° por paso), soportados por una estructura rígida de aluminio. Gracias al acoplamiento entre el motor y el tornillo sin fin, se logra un

cambio de movimiento rotacional a traslacional, en otras palabras, el movimiento rotativo del motor permite el desplazamiento en “z” (figura 3.4), es decir, hace que suba o baje el vástago (v1 y, por lo tanto, el mecanismo de control angular y la cámara), con una resolución de 200 μm por paso (más adelante se explica el control de estos). Esto se hizo con el fin de que el usuario maneje la altura del instrumento cómodamente y rápido, permite enfocar la cámara eficazmente en diferentes tareas a diferentes alturas. Con este mecanismo se agrega un grado de libertad, por lo que en total se tienen 4 grados de libertad. Al ser un instrumento diseñado también para la investigación, permitirá manipularse fácilmente para así, encontrar la altura focal de la cámara y ángulo ideal para diferentes tareas o usuarios.



Figura 3.4 Motor, tornillo sin fin y su ensamble.

3.1.3 Control electrónico.

El sistema tiene una fuente de alimentación de corriente directa de 12 V a 3 A, un interruptor con un indicador rojo se iluminará al encender el equipo (figura 3.5-a). Se suministra esta energía a la fuente de luz, al mecanismo de posicionamiento de altura y al circuito de control.

La fuente de luz consiste en una serie de 24 LEDs blancos colocados a lo largo de un circuito impreso de 8 cm de diámetro exterior y 7 cm de diámetro interior (figura 3.5-b), es decir está hueco en el centro, éste se sujeta a la cámara, concéntricamente respecto a la lente. De modo que, permite iluminar un área constante minimizando la formación de sombras, como se mencionó anteriormente, ayuda a visualizar el objetivo o tarea dando nitidez y contraste a la imagen, así como aumenta el matiz, permite tener una intensidad luminosa invariable en diferentes ambientes lo cual es indispensable para el procesamiento de imágenes que posteriormente se hace.

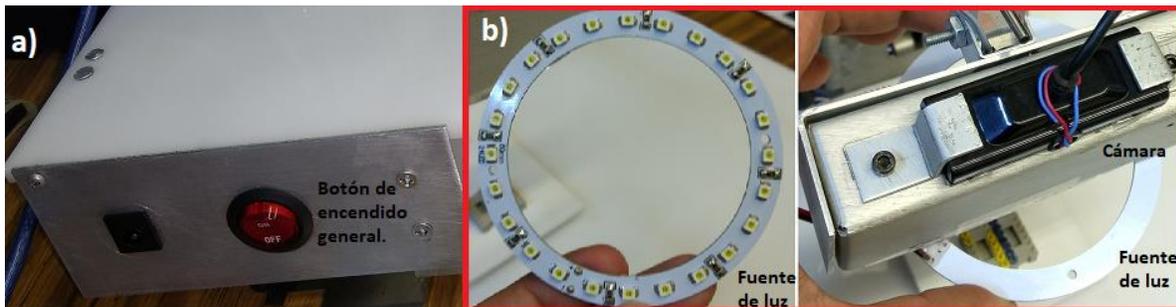


Figura 3.5 Elementos eléctricos, **a)** Interruptor, **b)** fuente de luz.

El circuito de control tiene la función de activar y dar dirección al mecanismo de posicionamiento vertical, la dirección (hacia arriba o hacia abajo) es controlada por el usuario a través de botones que están colocados en la parte derecha del equipo (figura 3.6-a), el usuario presiona un botón hasta llegar a la posición que requiere. Se colocó un sistema de seguridad para proteger al equipo, consiste en sensores de

efecto Hall colocados en el límite mecánico inferior y superior de la estructura (figura 3.6-b), de modo que, si el usuario sigue presionando un botón, o por desgaste o error se inicia el movimiento del mecanismo llevándolo al límite, imanes colocados en él, activarán a los sensores de efecto Hall, esta condición desactiva el suministro de energía al motor y activa una alarma sonora a través de un *buzzer* y visual a través de un mini LED rojo (figura 3.6-c), con la intención de alertar al usuario para que tome precauciones.

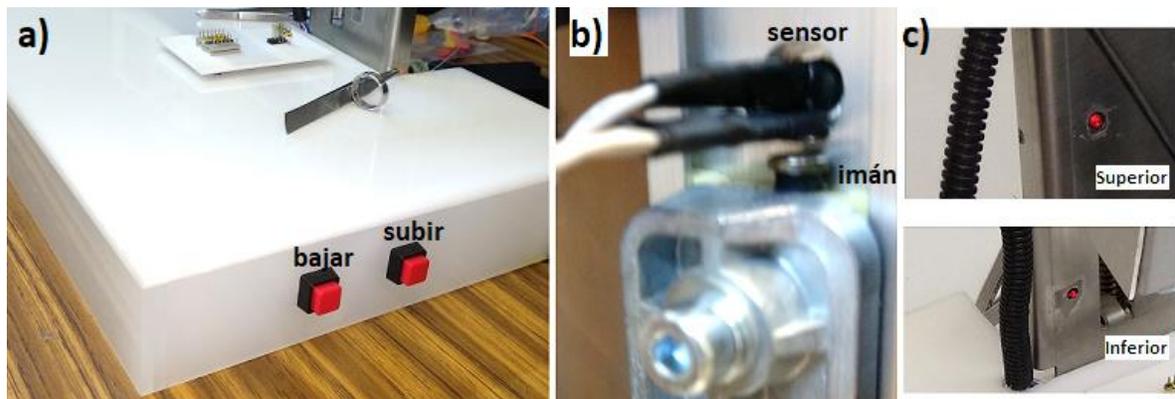


Figura 3.6 Elementos electrónicos **a)** botones, **b)** sensores de efecto Hall, **c)** LEDs indicadores

El circuito de control es una tarjeta electrónica cuyo actor principal es un microcontrolador PIC16F887, programado en lenguaje C con el compilador C CCS y energizado con 5 V a través de un regulador LM7805. Tiene como señales de entrada digital a dos botones (para subir o bajar la cámara); a los sensores de efecto Hall, configurados en *pull-up* de modo que, al ser activados a través del campo magnético de los imanes, entregan un nivel lógico bajo. Tiene como señales de salida a los dos indicadores de alerta visual (mini LEDs rojos); a la señal de alerta sonora; y a la rutina de control para el motor a pasos. La figura 3.7 muestra los bloques descritos en este párrafo y la rutina de control.

Bloques del control electrónico y diagrama de flujo de su algoritmo.

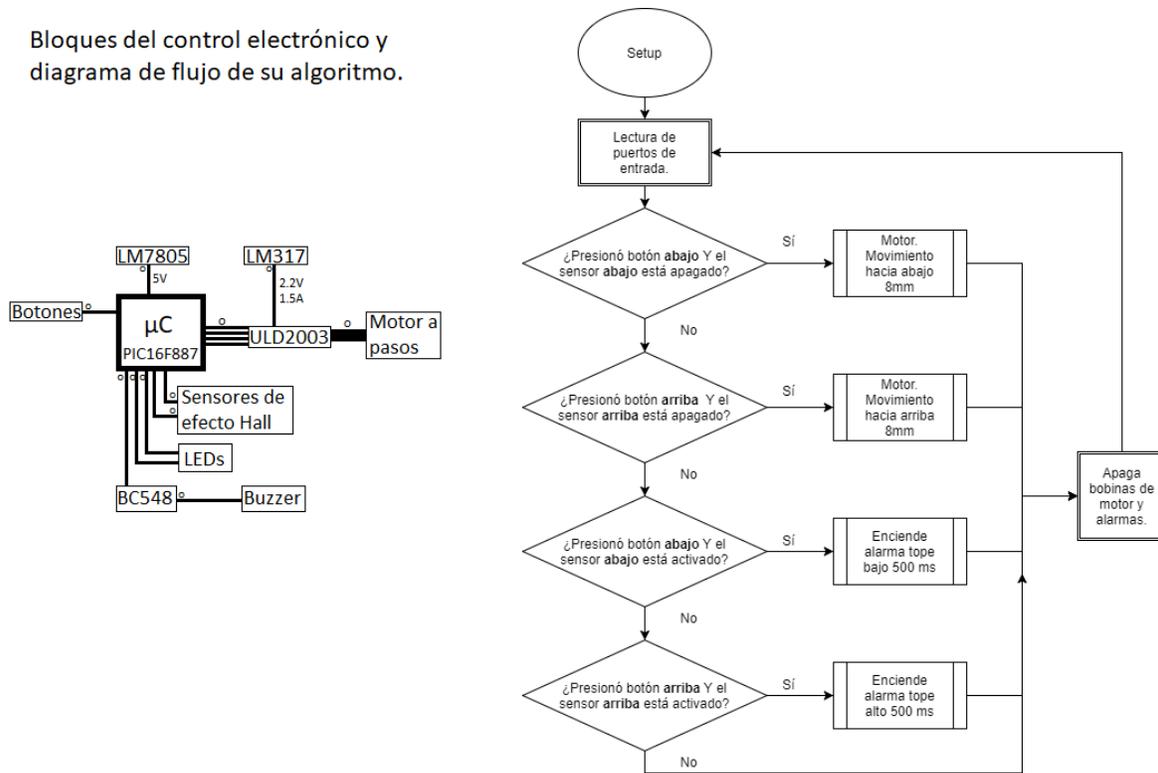


Figura 3.7 Bloques del circuito de control y diagrama de flujo.

Se requiere una etapa de potencia adecuada para el *buzzer* y para el motor a pasos, por lo que la salida del microcontrolador destinada a la alerta sonora se conecta a un transistor BC548 en modo emisor común, el *buzzer* (que es una bocina con dos pines) se conecta entre el colector y 5 V (figura 3.8), para generar el sonido, se programó un tren de pulsos con una frecuencia de 500 Hz con duración de 0.5 segundos, se diseña una etapa de potencia para el *buzzer*, se exigen 10 mA como carga máxima.

$$I_{Bmax} = \frac{V_{pic}}{R_a} = \frac{5 V}{10 K\Omega} = 500 \mu A \quad (1)$$

$$I_C = I_B \times \beta = 500 \mu A \times 200 = 100 mA \quad (2)$$

$$P = V \times I = 5 V \times 10 mA = 50 mW \quad (3)$$

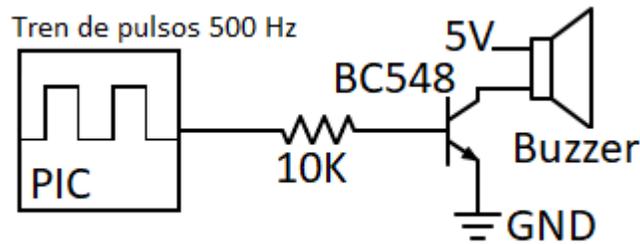


Figura 3.8 Diagrama, alimentación para el *buzzer*.

Por otro lado, se tienen 4 señales o pines de salida del microcontrolador para el control de posicionamiento vertical, estos pines se conectan a una etapa de potencia diseñada específicamente para el motor a pasos, éste tiene diferentes modos de configuración, para cada uno se requiere distinta alimentación. Se elije configurarlo en modo unipolar, de forma que, cada señal controle una bobina dentro del motor; esta configuración recomienda una alimentación de 2.2 V a 1 A.

El mecanismo sujeto al tornillo sin fin genera una carga por el peso de la cámara, después de varias pruebas se concluyó que el pico de corriente máxima es de 750 mA, por lo que la etapa de potencia se diseñó con las especificaciones recomendadas por el fabricante. Ésta consiste en un integrado ULD2003, que soporta corriente de hasta 1.5 A y que protege a la etapa de señales (al microcontrolador) a través de diodos que evitan corriente de retorno por auto inducción del motor.

El ULD2003 se alimenta con los 2.2 V a 1 A, esto a través de un regulador LM317 configurado como regulador de tensión con corriente libre (figura 3.9), esta configuración utiliza resistencias de potencia (3 W), y disipadores, aunque por el diseño del mecanismo no se requiere mantener energizado el motor para que conserve su posición, ya que ésta se mantiene apoyada en las hélices del tornillo. La ecuación 4 puede consultarse en la *datasheet* del LM317 apartado 8.2.2.

Cada paso del motor provoca un desplazamiento vertical de 200 μm , por lo que, al presionar un botón para desplazar el mecanismo, el microcontrolador activa una secuencia de 40 pasos, para mover la cámara en múltiplos de 8 mm.

$$R2 = \left(\frac{R1}{1.2}\right) (V_o - 1.2) = \left(\frac{1.2 \text{ K}\Omega}{1.2 \text{ V}}\right) (2.2 \text{ V} - 1.2 \text{ V}) = 1 \text{ K}\Omega \quad (4)$$

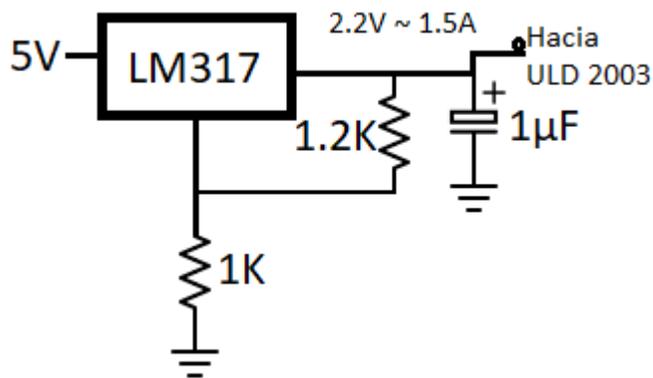


Figura 3.9 Diagrama, potencia para motor a pasos.

3.2 Subsistema 2. Sistema de adquisición de imágenes en tiempo real, visión estereoscópica, interface webcam-smartphone y visualización.

A continuación, se describen las especificaciones de la cámara, del módulo que permite crear dos imágenes a partir de una webcam y del aumento óptico, se describe además el algoritmo implementado para conectar la cámara al smartphone, y finalmente, el módulo de visualización que consiste en lentes de realidad virtual los cuales portará el usuario.

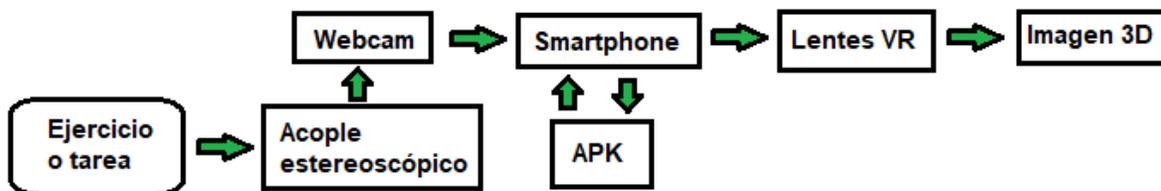


Figura 3.10 Bloques para la adquisición y visualización de imágenes.

3.2.1 Adquisición de imágenes.

La adquisición de imágenes se logra a través de una cámara web USB comercial marca Genius modelo FaceCam 1000, permite adquirir imágenes con una resolución de hasta 1280 x 720 píxeles y velocidad de 30 cuadros por segundo (figura 3.11). Experimentalmente se concluyó que para la máxima resolución se tiene una tasa casi constante de 20 cuadros por segundo. Es una webcam relativamente compacta y ligera, tiene la gran ventaja de ser *UVC standard*, lo cual permite transmitir datos vía USB a diferentes dispositivos, como tabletas, PC's, smartphones, etc., esto gracias a un driver supervisado por una aplicación específica, en el capítulo 3.2.3 esto se atiende con más detalle. Como se necesitan dos imágenes con diferente perspectiva, esta cámara se coloca en un generador de imágenes estereoscópicas que se diseñó y construyó y que a continuación se describe.



Figura 3.11 FaceCam 1000

3.2.2 Generación de la imagen estereoscópica.

Como se ha mencionado, en los instrumentos de microcirugía generalmente existe pérdida de percepción de profundidad. Este trabajo pretende aportar soluciones al respecto haciendo uso de herramientas digitales. A partir de una imagen constituida por un plano, es difícil determinar la profundidad de un objeto sin tener otras referencias o sombras, si se pretende manipular con precisión este objeto, la háptica es clave, sin embargo, en una sutura, sería poco responsable referenciarse por el tacto, ya que significaría correr el riesgo de pinchar zonas equivocadamente. Para

disminuir este riesgo y brindar una mejor visualización de la zona de trabajo, se hace uso de la estereoscopía, en la cual, el cerebro del usuario crea una imagen tridimensional compuesta por la proyección de dos imágenes del mismo objeto, visto desde diferentes ángulos (figura 3.12).

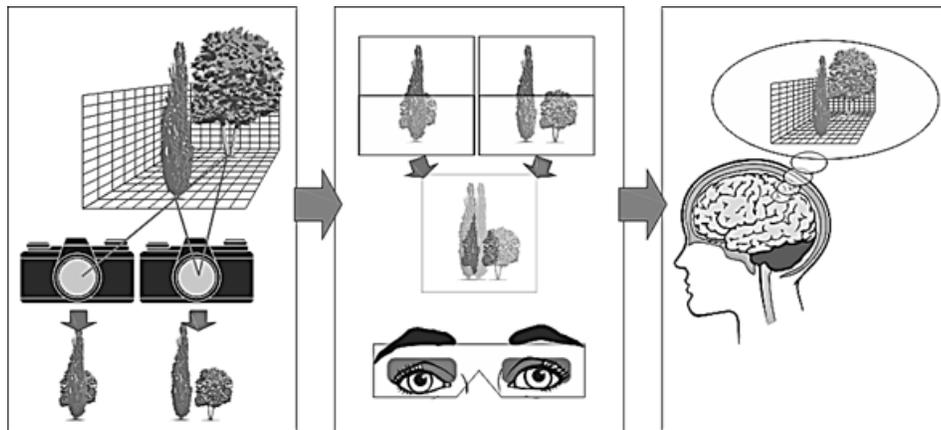


Figura 3.12 Ejemplo de estereoscopia, diplopía fisiológica.

El concepto trascendental de este proyecto es trabajar en tiempo real, la figura 3.12 muestra que para conseguir dos imágenes con diferente ángulo se necesita utilizar dos cámaras, sin embargo, procesar la información de dos cámaras requiere de la implementación de más recursos informáticos, tanto en procesamiento como en conexiones y espacio, que con sólo una cámara.

El usuario necesita trabajar sin retraso en la imagen y con la mayor resolución posible, una de las ventajas de esta propuesta es que el uso de la tecnología de las cámaras digitales permite incluso hacer acercamientos o amplificación digital con pérdida mínima en la forma de la imagen. La imagen se desplegará en un smartphone, aunque es posible conectar una webcam a través del puerto USB, la idea se complica al hablar de dos cámaras, incluso procesar las imágenes de cada una en un teléfono con recursos limitados, hace descartar el uso de dos webcams.

La solución consiste en implementar un dispositivo que, a través de espejos, proyecte dos imágenes con diferente perspectiva sobre la cámara. Éstas deben coincidir en la zona central y de esto dependerá el enfoque del generador de imágenes estereoscópicas. La figura 3.13 muestra el diseño del dispositivo, éste se construyó para enfocar objetos a una distancia de entre 5 cm a 20 cm. El espejo móvil está adosado a un mecanismo de rótula, este permite enfocar objetos a diferentes distancias (según altura del objetivo y cámara), el usuario lo controla a través de una palanca sujeta al espejo.

Acople

estereoscópico (Cotas en cm.)

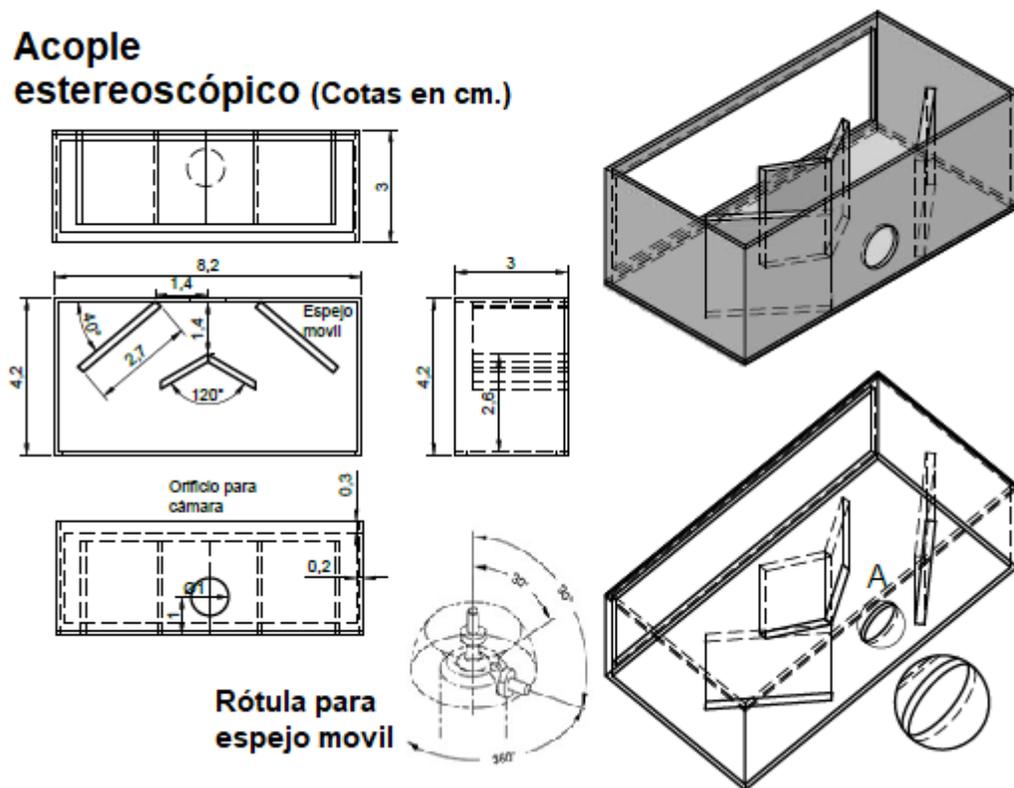


Figura 3.13 Diseño del acople estereoscópico, espejo referencia, espejo móvil.

El diseño se simuló utilizando el programa Ray Optics®, en él, se puede modelar el sistema a través de fuentes de luz (rayos o líneas azules) y espejos virtuales (figura 3.14). La convergencia de los rayos sobre la línea rosa, que es donde está la lente

de la cámara, muestra la distancia adecuada para el ángulo del espejo móvil, esta prueba geométrica avala el diseño y procede a construirse.

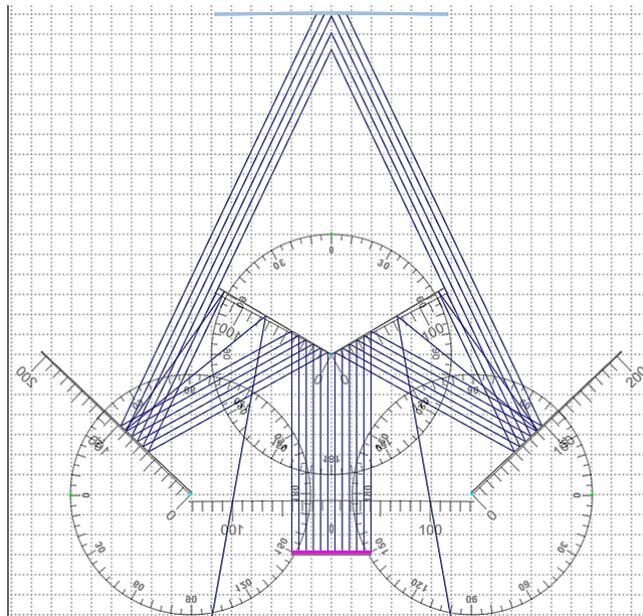


Figura 3.14 Simulación del diseño del acople estereoscópico (escala 10:1 mm).

La figura 3.15 muestra la diferencia entre imágenes generadas a una distancia de 10 cm, estas deben visualizarse a través de lentes VR, en el capítulo 3.2.4 se habla al respecto. En la figura 3.15-a se muestra una imagen que visualmente es convergente y se interpretará como una imagen tridimensional, la imagen izquierda debe verse con el ojo izquierdo y la derecha con el ojo derecho; La figura 3.15-b, muestra un par de imágenes que se interpretarán como una imagen borrosa o desenfocada. Observe que mientras las imágenes de lado izquierdo para A) y B) se conservan, las de lado derecho cambian de perspectiva, para enfocar, el usuario debe mover el espejo móvil utilizando la palanca “de enfoque”, hasta notar suficiente nitidez en la imagen, la cota en A) indica 3 mm.

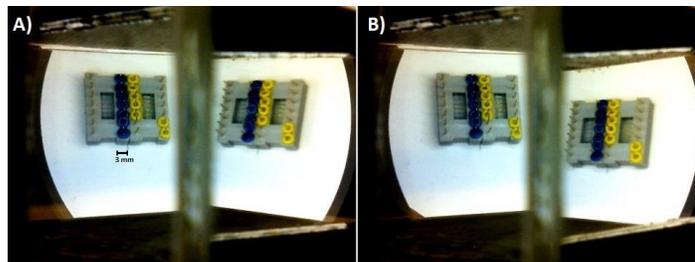


Figura 3.15 A) Imagen enfocada, **B)** Imagen desenfocada, ambas a una distancia de 10 cm.

3.2.3 Interfaz webcam USB-Smartphone.

Para conectar la webcam al smartphone y visualizar imágenes, se deben cumplir los siguientes requisitos:

- 1.- La cámara debe de ser compatible con *UVC standard (USB video class)*.
- 2.- El dispositivo que despliega la imagen, en este caso un smartphone, debe permitir la conexión y alimentación de dispositivos externos.
- 3.- Se necesita un software para interpretar los datos del dispositivo externo.

Requisito 1. Hardware. La funcionalidad de un dispositivo USB se define mediante un código de clase (class) enviado a un host USB. Esto permite al host cargar módulos de software específicos para el dispositivo, en el caso de la webcam, se define como interfaz de video clase 0Eh. Como se mencionó anteriormente la FaceCam 100 cumple con este requisito.

Requisito 2. Hardware. Se utiliza un smartphone Motorola modelo Moto G4 plus, tiene una pantalla de 5.5 pulgadas con resolución de hasta 1920 x 1080 píxeles, un sistema operativo Android 6.0, 2 GB de memoria RAM y un procesador Qualcomm Snapdragon 617 de 1.5 GHz, batería con capacidad de 3000 mAh, peso de 155 gramos y la característica más valiosa para su uso, es compatible con OTG. La tecnología *On The Go* (OTG), permite realizar funciones tanto de maestro como de esclavo. Todos los dispositivos OTG actuales deben tener sólo un conector USB, comúnmente Micro-AB. A diferencia del USB estándar, en éste se tienen 5 pines, es decir, añade un pin ID (identificación). Este pin de identificación está conectado a GND en los enchufes de tipo A y no se conecta en los enchufes de tipo B. Se utiliza una resistencia pull-up en el dispositivo para detectar la presencia o ausencia de una conexión ID. Permite además suministrar energía a un dispositivo externo, se deben tomar precauciones para no generar un corto circuito o sobre carga tal que dañe al smartphone.

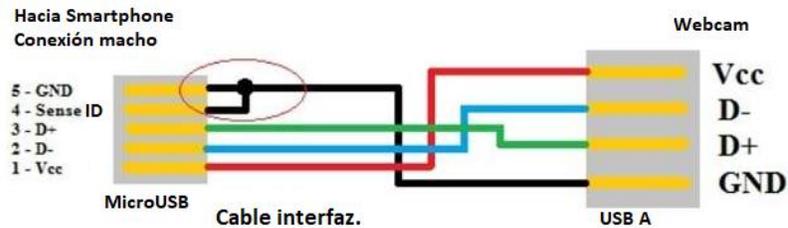


Figura 3.16 Conexión al Smartphone, diagrama del cable interfaz.

Requisito 3. Software. Al usar un sistema operativo Android, que está basado en Linux, se tienen ventajas como la de tener acceso al código fuente para su modificación o vinculación con software de terceras partidas. Para poder desplegar en pantalla la imagen procedente de la cámara web es necesario tener un *driver* y un programa que además de mostrar el video, permita ajustar parámetros como resolución, contraste, brillo, zoom y grabación en tiempo real.

Existen programas comerciales y gratuitos con dichas características, sin embargo, para los primeros hay que pagar una cuota, por ejemplo, *USB-Kamera als Rückfahrkamera*, éste especifica que puede trabajar para la cámara que se usa en este proyecto, tiene una calificación de 2.7 en escala de 5, ya que presenta problemas o *bugs* en funcionamiento, se descarta su uso. Por otro lado, existen diferentes aplicaciones gratuitas, se experimentó con varias, la que tiene mejores resultados es *USB Camera – Connect EasyCap or UsbWebcam*, permite cambio de resolución para la captura de la imagen, zoom en pantalla, cambio de propiedades como brillo, contraste, matiz, la imagen es nítida y en tiempo real, sin embargo, despliega en primer plano un mensaje publicitario que tapa la imagen y por tanto imposibilita hacer la tarea.

Se propone tener una aplicación propia, sin costo y que satisfaga con las propiedades mencionadas. Para esto se utiliza Android Studio 2.3.2 (figura 3.17), permite compilar código en diferentes lenguajes de programación en un mismo proyecto tales como java, C, C++, entre otros y creación de interfaces gráficas de usuario a través de bloques gráficos y XML.

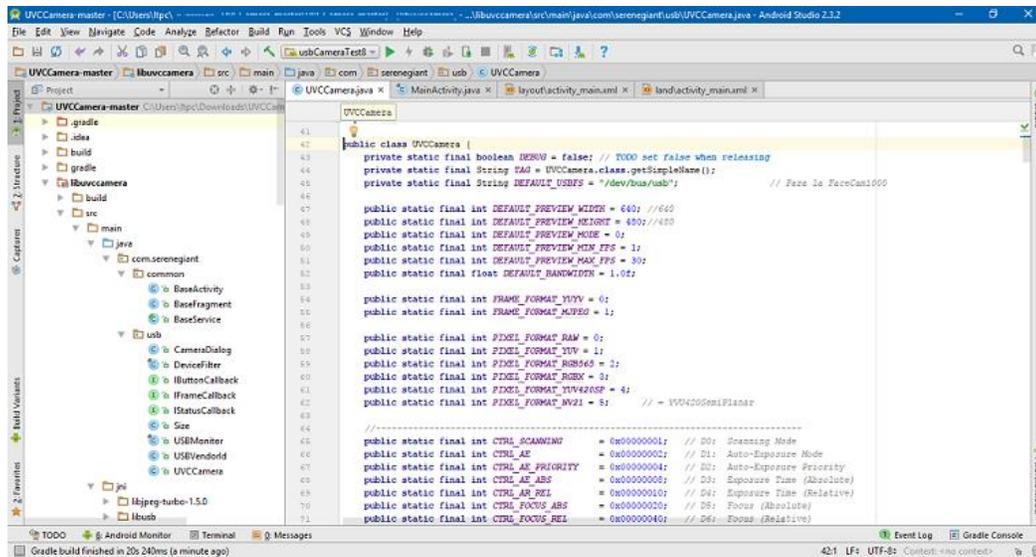


Figura 3.17 Plataforma de Android Studio 2.3.2

El algoritmo implementado para el despliegue de video en este trabajo está basado en los aportes de saki4510t [42], es una compilación de varios proyectos para diferentes versiones de Android, el programa utilizado emplea la versión 8 del código fuente *UVCCamera*. Al ser código abierto, permite modificar las propiedades de interés para este proyecto y otras, se incluyen instrucciones [43], éstas se usan para ajustar la resolución de pantalla, los textos de la interfaz gráfica a español (figura 3.18), creación de iconos para aplicación (*app*); la aplicación se nombró *EuQx_VideoUSB.apk*.

Se compila el código para generar la *app* y se instala en el smartphone, tiene un tamaño de 3.36 MB. El código fuente no se presentará en este trabajo ya que son cientos de páginas, usted puede descargar el original desde [42] y modificarlo según sus necesidades o simplemente compilarlo.

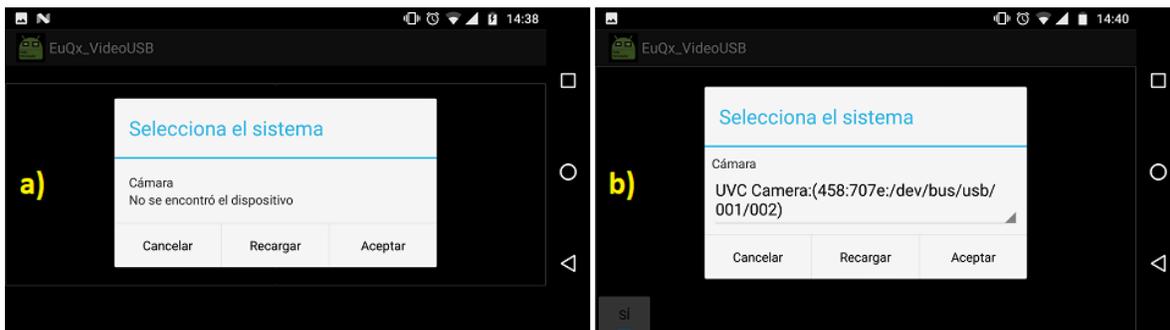


Figura 3.18 Interfaz gráfica, a) Abrir la *app*, cámara desconectada, b) Cámara conectada.

3.2.4 Visualización de la tarea.

Parte fundamental del proyecto es la visualización de la tarea, como se mencionó anteriormente, la imagen se desplegará en la pantalla de un *smartphone*, pero ¿cómo se logra ver la imagen tridimensional? La respuesta a esta pregunta es utilizando lentes de realidad virtual (VR). Ahora que se cuenta con la imagen estereoscópica en la pantalla, los lentes VR permiten sujetar el *smartphone* a la cabeza del usuario para que éste lo tenga a la vista y tenga las manos libres, como se mencionó, las imágenes que se muestran en pantalla son direccionadas una a cada ojo a través de los lentes que permiten ser ajustados de acuerdo al ángulo y separación de los ojos del usuario, esto es el último enfoque y es exclusivo de cada persona, la manipulación de éste resulta intuitivo figura (3.19), logrando percepción de profundidad y nitidez en la imagen.



Figura 3.19 Lentes de realidad virtual y su ajuste óptico.

La línea central de la imagen mostrada en pantalla no es visible para el usuario, ésta queda en medio de los lentes, no genera alguna molestia. Considerando el aumento óptico para visualizar piezas de menor tamaño, se emplearon lentes y lupas, la figura 3.20 muestra la imagen resultante con diferentes aumentos, se observa que para el aumento de 3.5x la distorsión o aberración genera una imagen borrosa, se decide usar aumento óptico de 2.5x que, aunque crea una distorsión, no es perceptible en la zona central o de trabajo, note la curvatura en la parte superior de la imagen derecha

de la figura 3.20-b, ésta posteriormente se ajusta a través de software, calibrando la cámara para el tracking o reconstrucción tridimensional.

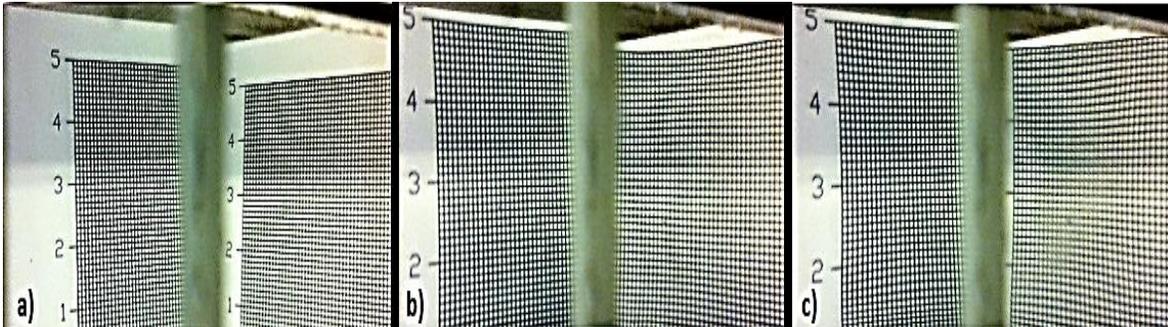


Figura 3.20 Distorsión por aumento óptico, a) 1x, b) 2.5x, c) 3.5x.

3.3 Subsistema 3. Ejercicios a través de modelos sintéticos.

Para entrenar la coordinación ojo-mano y adquirir habilidades con el uso de instrumentos para microcirugía, se proponen dos ejercicios, transferencia de objetos y sutura, estos han mostrado ayudar a optimizar la destreza del usuario en otros entrenadores para microcirugía y en entrenadores de laparoscopia, basándose en estos, se crean modelos sintéticos y se usan apoyándose de instrumental para microcirugía como pinzas.

Para el ejercicio de transferencia se emplean 7 pares de pines metálicos de 4 mm de largo separados a 7 mm y aros de látex de 3 mm de diámetro. La transferencia consiste en tomar el aro con la pinza de la mano izquierda, sacarlo del pin 1, llevarlo a la zona central, tomarlo con la pinza derecha y dejarlo sobre el pin 2, y así con los pines subsecuentes hasta completar los 7 pares; completada esta tarea, comienza ahora tomando el aro del pin 2 con la mano derecha, llevarlo a la zona central para pasarlo a la pinza izquierda y colocarlo en el pin 1, y así subsecuentemente hasta completar los 7 pares de pines (figura 3.21).

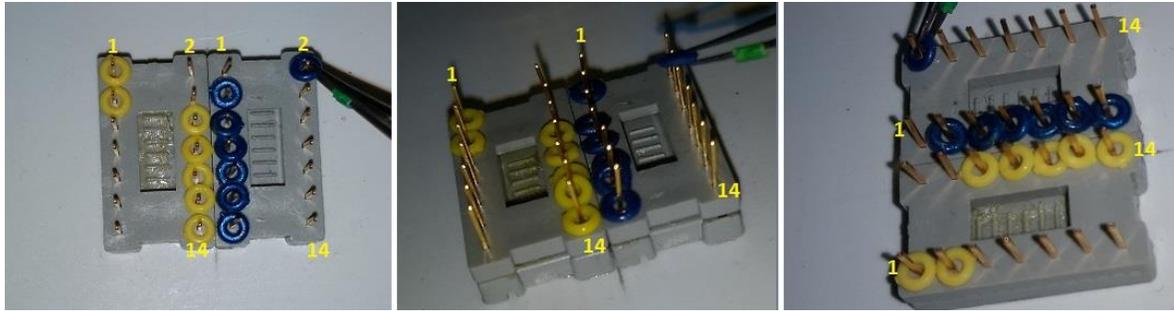


Figura 3.21 Modelo sintético para ejercicio de transferencia.

El ejercicio de sutura utiliza hilo y aguja para microcirugía o sedas quirúrgicas, se recomiendan de tamaño 9-0 o 10-0. Consiste en hacer una sutura de nudo simple a una estructura de látex delgado estirado, sujetado sobre pasadores y cortado en la zona media simulando una incisión quirúrgica. La figura 3.22 muestra el diseño de este modelo, en este caso no se utiliza seda para microcirugía, ya que su costo es elevado y no se consiguen en las tiendas convencionales.

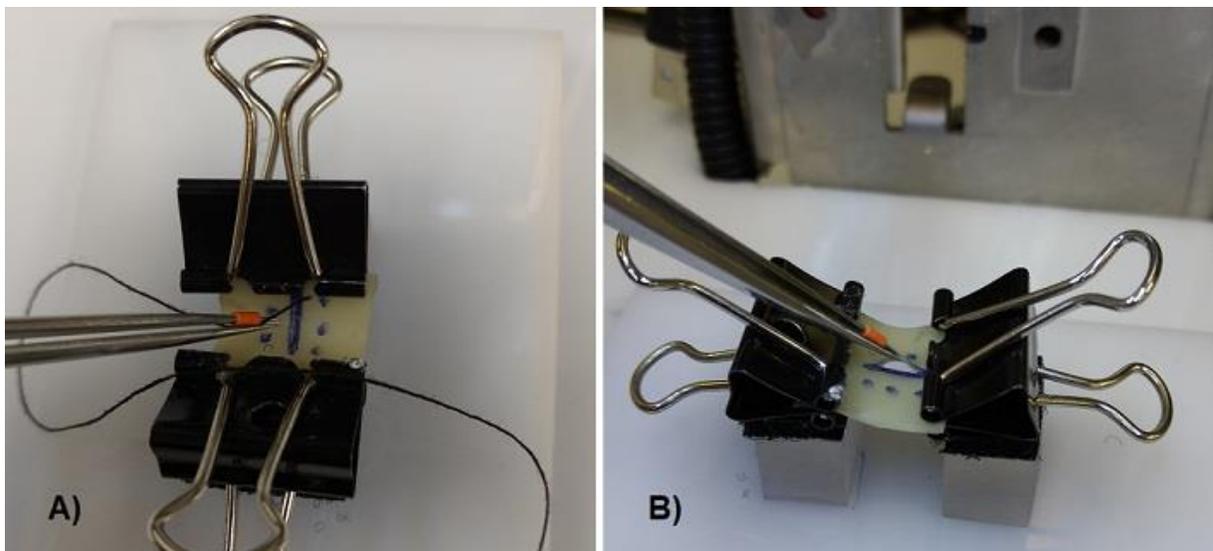


Figura 3.22 Modelo sintético para práctica de suturas.

3.4 Subsistema 4. Rastreo tridimensional a través de visión por computadora.

La parte final del desarrollo de este sistema consiste en proponer la base para un entrenador automatizado y que, en un futuro, permita la evaluación cuantitativa de habilidades microquirúrgicas. Gracias a la grabación de video digital en tiempo real de la tarea que se ejercita y a la imagen estereoscópica, se hace procesamiento digital de imágenes para obtener las coordenadas de la posición de las pinzas en el espacio tridimensional, para esto se siguen los pasos siguientes:

- 1.- Corregir la imagen quitando la aberración de los lentes a través de software.
- 2.- Segmentación de las pinzas de trabajo a través de marcadores de colores.
- 3.- Obtención de las coordenadas bidimensionales para cada pinza en cada imagen.
- 4.- Triangulación de las coordenadas 2D para construir espacio 3D.
- 5.- Reconstrucción y seguimiento de trayectoria de las pinzas durante el ejercicio.

3.4.1 Corrección de la distorsión de la lente.

En primer lugar, se debe quitar la aberración de la cámara producto de la curvatura de las lentes y lupas de aumento, esto se hace utilizando Matlab y su Computer Vision System Toolbox™, dentro de él, está el algoritmo de calibración llamado *Single Camera Calibration App*, se requiere tomar fotografías de un tablero de cuadros negros y blancos de 7 filas por 8 columnas, cada cuadro tiene 1.5 mm por lado (figura 3.23), se requieren de al menos 20 muestras y es necesario que las imágenes se tomen a diferentes distancias en diferentes ángulos sin que éste pase los 45° sobre el plano paralelo al sensor de la cámara.

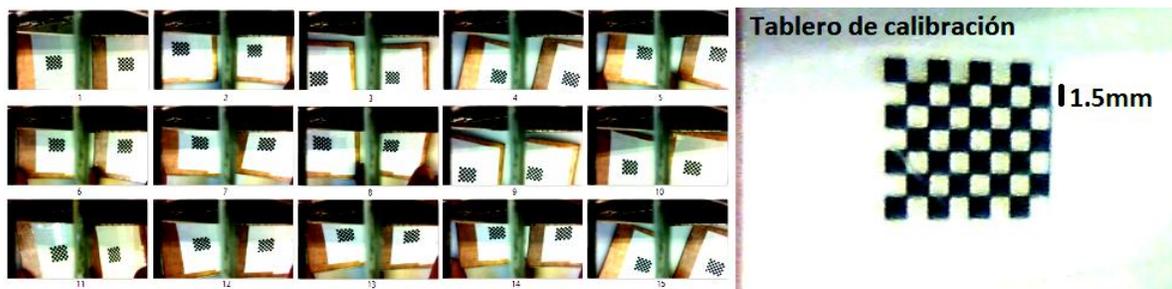


Figura 3.23 Muestras en diferentes ángulos para calibración de la cámara.

Al ser una imagen estereoscópica, se debe hacer este procedimiento para cada “cámara” o perspectiva, por lo que se toman 28 muestras y se procesan individualmente como si se tratase de dos cámaras independientes. Matlab entrega los coeficientes de distorsión radial k para corregir la imagen.

$$\begin{aligned}x_{distor} &= x (1 + k_1 \cdot r^2 + k_2 \cdot r^4 + k_3 \cdot r^6) \\y_{distor} &= y (1 + k_1 \cdot r^2 + k_2 \cdot r^4 + k_3 \cdot r^6) \quad (5)\end{aligned}$$

Donde, x y y son las coordenadas de píxeles sin distorsión distorsionados, k_1 , k_2 y k_3 son los coeficientes de distorsión radial de la lente, r el radio ($r^2 = x^2 + y^2$), normalmente, dos coeficientes son suficientes para la calibración (hasta k_2). Para distorsiones severas, como en lentes de gran angular, puede seleccionar 3 coeficientes para incluir k_3 [44] [45].

Obtenidos estos parámetros se muestra la imagen antes y después de la corrección (figura 3.24), observe en la imagen original que, en la zona central no sufre cambios, sin embargo, al ser una distorsión tipo barril [46], el aumento disminuye conforme el radio incrementa generando una ligera curva, la cual se corrige.

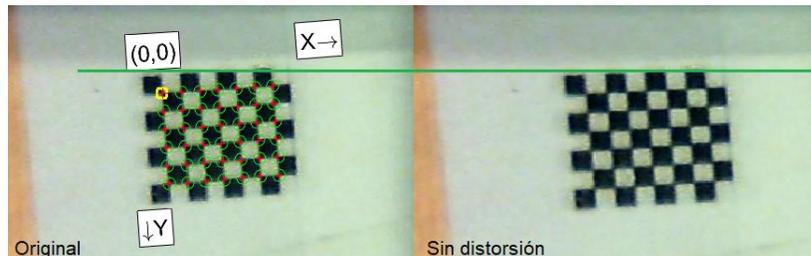


Figura 3.24 Imagen antes y después de la corrección.

3.4.2 Segmentación de las pinzas de trabajo.

Se coloca una marca de color para cada pinza, en la pinza de la mano derecha es verde y en la pinza de la mano izquierda es naranja (figura 3.25-a), a través de un algoritmo en Matlab, se separa dicha marca de toda la imagen de forma que, se crea una nueva imagen con las mismas dimensiones pero sólo con la marca de interés, cada pixel de ésta toma valores de 1 y el fondo toma valores de cero, representando blanco y negro respectivamente, a esto se le llama imagen binaria.

Para hacerlo, se toma una imagen durante la tarea, ésta está en el modelo de color RGB, se transforma al modelo HSV (*Hue, Saturation, Value*), ya que, a través de sentencias lógicas, se puede separar un color con diferentes luminosidades más fácil que en RGB gracias a la capa o matriz de *Hue* o tonalidad (figura 3.25-b).

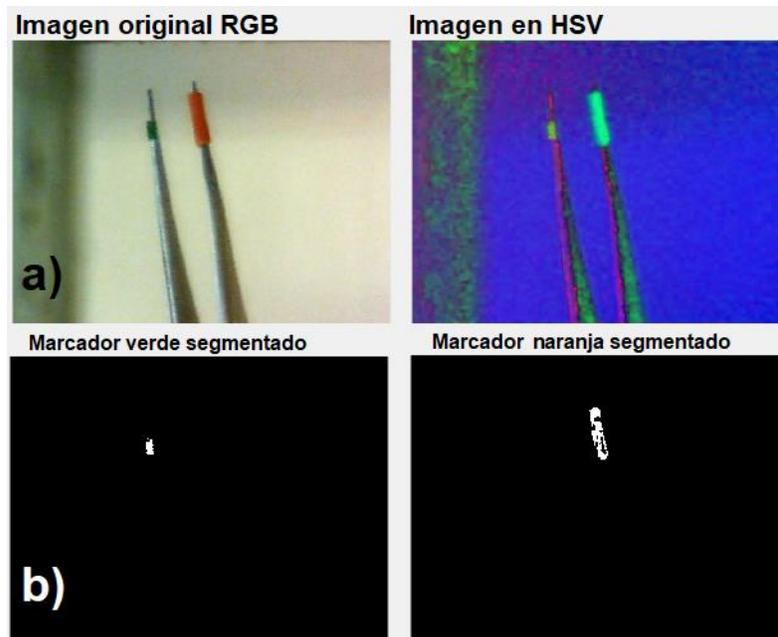


Figura 3.25 Segmentación de color, a) Marcadores en pinzas, b) Imagen segmentada.

3.4.3 Obtención de coordenadas 2D.

Con la imagen binaria (matriz de una capa), es posible determinar la posición del marcador a través de sus coordenadas fundamentales, para esto, se hace una sumatoria sobre el eje x y otra para el eje y , es decir, se crea un vector fila para el eje x , que contiene la suma de cada pixel en cada columna, de manera análoga para y , cada posición del vector es la sumatoria de todos los píxeles sobre cada fila.

$$\begin{aligned}
 \text{Vector } x[i] &= \sum_{j=1}^y \text{VPix} \quad \text{Para } i = 1, 2, \dots, x \\
 \text{Vector } y[j] &= \sum_{i=1}^x \text{VPix} \quad \text{Para } j = 1, 2, \dots, y \quad (6)
 \end{aligned}$$

Donde i y j , son la posición del pixel en la matriz, x y y son el ancho y alto de la de la imagen respectivamente, y VPix es valor del pixel (siendo 0 o 1).

El vector representa la proyección de la imagen binaria sobre cada eje (figura 3.26), se toma la posición con el primer valor más alto (el primero pues puede que se repita) y éste decreta la coordenada. El valor más alto debe ser mayor a 10, se considera esta condición ya que es posible que se genere ruido por luminosidad, generalmente este ruido ocupa pocos píxeles en zonas aleatorias, si la pinza sale del área de visión, las coordenadas toman valores nulos, esta condición disminuye artefactos en la reconstrucción 3D.

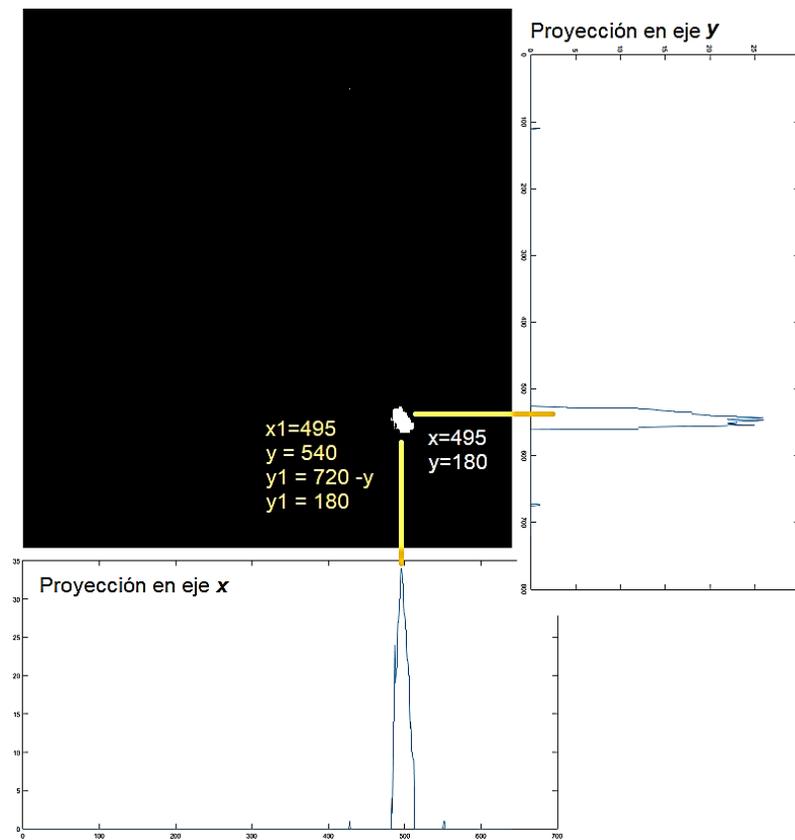


Figura 3.26 Coordenadas a partir de una imagen binaria.

3.4.4 Obtención del espacio 3D a partir de la imagen estereoscópica.

Una vez obtenidas las coordenadas bidimensionales (x , y) para el par de imágenes con diferentes perspectivas, se hace una triangulación entre ellas para obtener la última coordenada, ésta representa la profundidad (z), es decir, a partir de dos planos se construye un espacio tridimensional.

La figura 3.27 presenta una observación clave para la construcción del espacio 3D, manteniendo el marcador en posición x y y constante, se mueve sobre el eje z , de arriba (figura 3.27-a) hacia abajo (figura 3.27-b), pareciera que el marcador diverge del centro, al hacerlo al revés, es decir, de abajo hacia arriba, el marcador converge hacia el centro, lo cual muestra la relación de z con la distancia entre las coordenadas x de las imágenes izquierda y derecha.

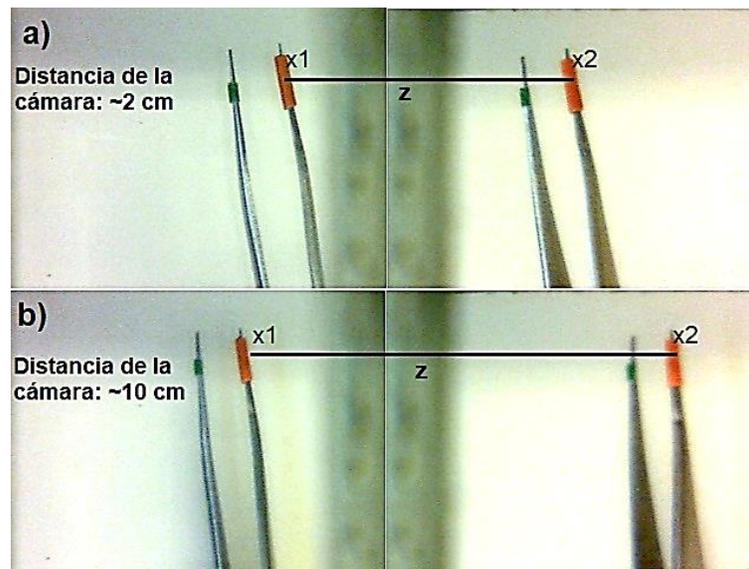


Figura 3.27 Relación estereoscópica. El marcador se mueve sólo en el eje z , $x_2 - x_1 \sim z$.

3.4.5 Reconstrucción virtual de la posición de las pinzas durante el ejercicio.

Hasta el momento, se ha descrito el proceso realizado a sólo una imagen, para construir virtualmente el desplazamiento de las pinzas durante el ejercicio, es necesario importar su video y realizar el procedimiento a cada *frame*. El video se graba en formato '.mp4', con una resolución de 1280 x 720 píxeles y *frame rate* de 20 cuadros por segundo, éste queda almacenado en el smartphone; el usuario o quien lo asista, es responsable de comenzar y terminar la grabación. Se creó un algoritmo en Matlab que importa el video, procesa cada *frame* para segmentar el marcador de cada instrumental, obtener sus coordenadas 2D y 3D en el tiempo, y graficar la trayectoria de las pinzas durante el ejercicio en el espacio tridimensional.

La figura 3.28 muestra los bloques de este proceso y una letra "I" hecha con varios trazos sobre un plano, para mostrar la profundidad o altura, se desplazaron las pinzas 1 cm y se movieron de forma aleatoria sobre un plano circular. Es importante mencionar que el instrumento construido en este trabajo está calibrado sólo para una posición determinada (PE) en la cual, el indicador de límite inferior debe estar encendido, la cámara orientada a 85° (+/-5°) respecto al plano de la mesa de trabajo y centrada, en otro caso, el rastreo 3D mostrará unidades incorrectas.

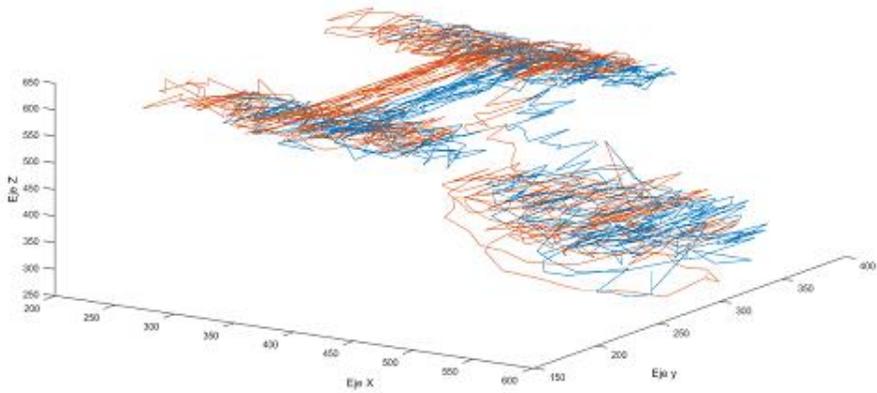
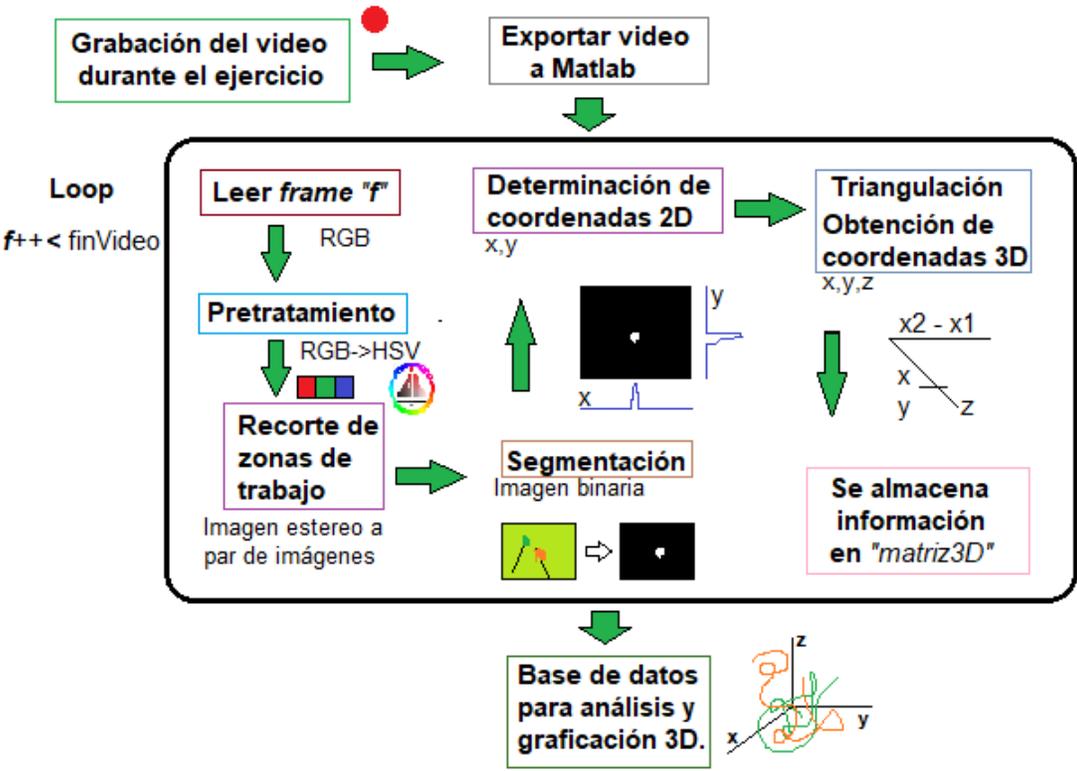


Figura 3.28 Bloques del procesamiento de video digital y ejemplo de gráfico 3D (Letra "I" y círculo).

Capítulo 4. Resultados.

En este capítulo se presentan los resultados de cada subsistema, se satisface uno o más objetivos particulares por etapa y en conjunto, se logra el objetivo general. A continuación, se destacan los más relevantes.

4.1 Mecanismos, control de posicionamiento y fuente de luz.

Se presenta la tarjeta de control en circuito impreso (figura 4.1). La temperatura en los componentes de potencia incrementaba cuando el motor se usaba más de 30 segundos, en realidad los límites mecánicos se alcanzan en 12.5 segundos desde la posición más baja a la más alta o viceversa, sin embargo, por seguridad y para incrementar la vida útil de los componentes, se implementaron disipadores térmicos.



Figura 4.1 Tarjeta para control de mecanismos y alarmas.

La fuente de luz, figura 4.2, aportó buen desempeño ya que permitió ver con nitidez la imagen mientras el usuario realizaba el ejercicio. La iluminancia de la lámpara que incide sobre el área de trabajo es de 700 lux y 345 lux a 10 y 20 centímetros del objetivo respectivamente, estos resultados se obtuvieron utilizando un sensor Mastech modelo MS8229.

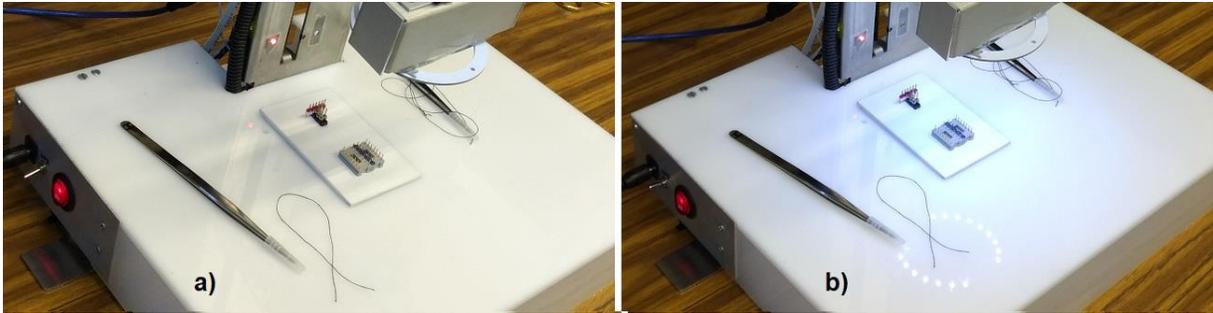


Figura 4.2 Fuente de luz, a) apagada, b) encendida.

Tener una fuente de luz adaptada al sistema trajo ventajas como:

- Buena visibilidad para el usuario.
- Nitidez en la imagen capturada por la cámara.
- Ayuda a definir rangos de valores para la segmentación de colores, ya que, al tener una fuente de luz constante embebida en el equipo, se mantiene la gama de tonalidades de los marcadores.

4.2 Visualización.

La aplicación se inicializa al seleccionar el icono de EuQx_VideoUSB, éste se puede arrastrar a la pantalla principal para crear un acceso directo (figura 4.3).

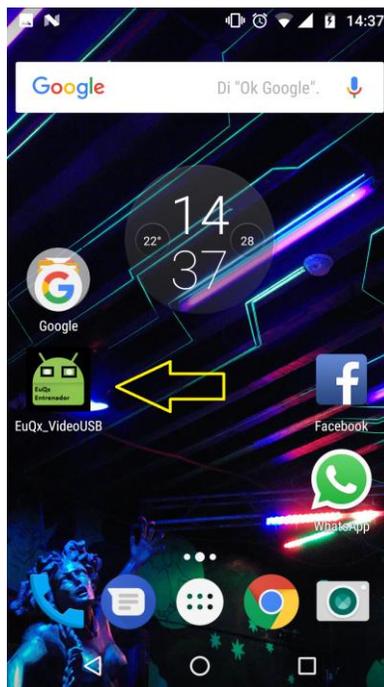


Figura 4.3 Acceso a la aplicación desde Android.

La figura 4.4 muestra un ejemplo de cómo cambiar las propiedades desde la pantalla, éstas se deben modificar antes de colocar el dispositivo dentro de los lentes VR, el *zoom* se controla con la presión de dos dedos (abrirlos equivale a *zoom-in*).

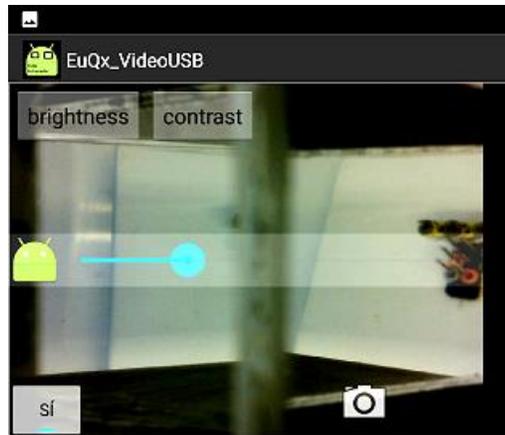


Figura 4.4 Modificar propiedades dentro de la *app*.

Las figuras 4.5 y 4.6 muestran el par de imágenes capturadas por la webcam adosada al acople estereoscópico, éstas se capturaron durante la realización de un ejercicio, como se mencionó, la parte central es invisible para el usuario, note la perspectiva de cada una.

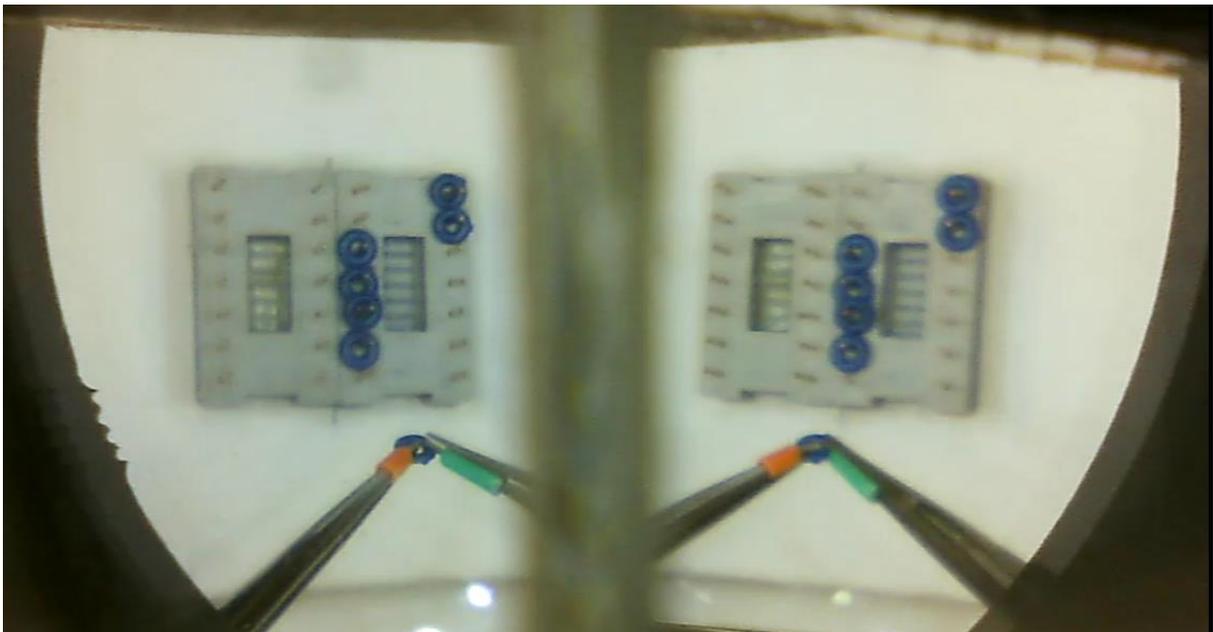


Figura 4.5 Visualización del ejercicio.

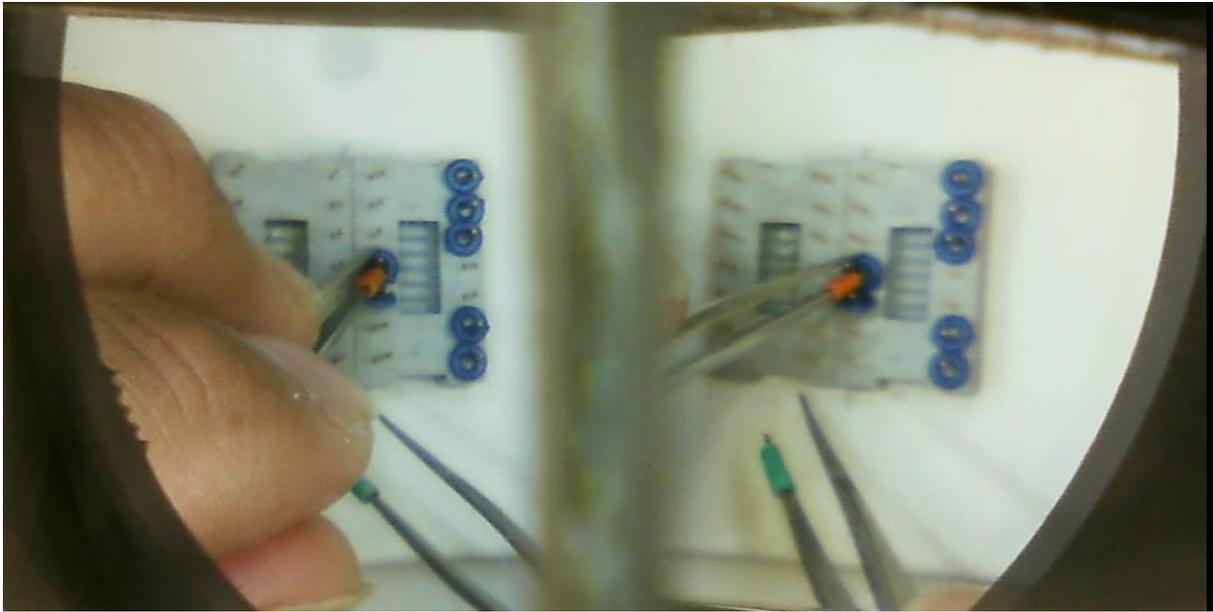


Figura 4.6 Visualización durante el ejercicio.

4.2.1 Posición corporal durante el ejercicio.

Un aspecto que originalmente no se consideró, y se observó hasta la etapa de experimentación con usuarios, fue la postura corporal. En la figura 4.7 se observa a un médico a quien se le pidió realizar el ejercicio sin aumento óptico, adoptó una posición curvada, intentando tener la vista lo más cercana al objetivo. Se comentó que la mayoría de las suturas se hacen a simple vista, el cirujano desde el lavado de manos conserva tensión en los hombros y cuello, mantiene posiciones rígidas durante todo el procedimiento y al tener operaciones todos los días, se pueden generar enfermedades como dorsalgia, tortícolis o escoliosis.



Figura 4.7 Ejercicio sin lentes VR, posición corporal incorrecta.

Por otro lado, en la figura 4.8 se muestra que con los lentes VR, el cirujano puede adoptar diferentes posiciones sin perder de vista el objetivo, puede trabajar cómodamente, liberando la tensión muscular, evitando fatiga y dolor.



Figura 4.8 Postura corporal cómoda.

4.3 Modelos y ejercicios.

Se eligieron diferentes colores para los objetos del ejercicio con tal de contrastarlos con el fondo y poderlos segmentar digitalmente. Como se mencionó y a criterio de los especialistas, la textura de las piezas de látex da una sensación similar a la de ciertos tejidos como la piel o cartílago. La figura 4.9 muestra a un cirujano desempeñando el ejercicio de transferencia, ésta tardó en promedio 45 segundos.

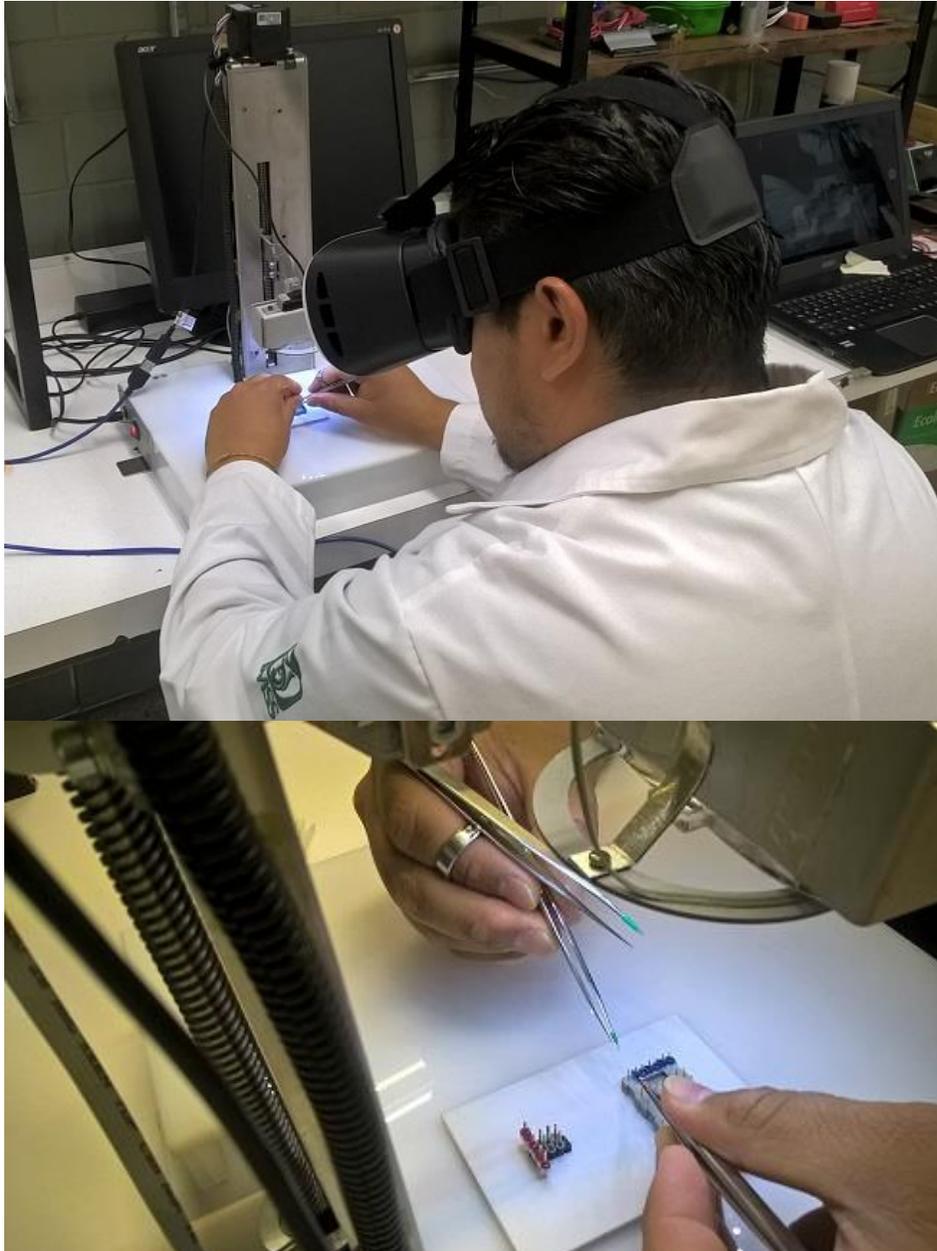


Figura 4.9 Desarrollo del ejercicio de transferencia.

4.4 Rastreo del instrumental.

En la figura 4.10 se muestran las pinzas con los marcadores de colores. Por la tonalidad y potencia de la fuente de luz, se lograron separar los marcadores de colores en un rango HSV relativamente amplio:

Color	Matiz (rango)	Saturación	Valor
Naranja	0.045-0.11	Mayor a: 0.7	Mayor a: 0.42
Verde	0.32-0.5	Mayor a: 0.5	Mayor a: 0.15

Estas condiciones toman valores entre 0 y 1, los valores del matiz definen el rango del color, los de saturación (mayores al 50%) y de valor (menores al 50%), indican que se logran colores brillantes y bien definidos.

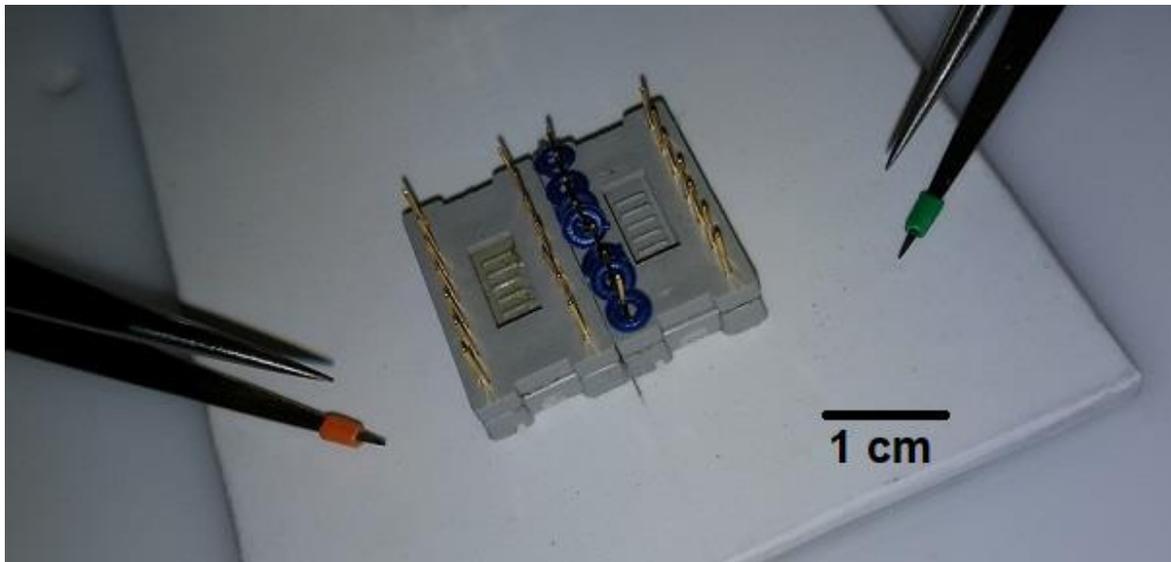


Figura 4.10 Colores de los objetos del modelo de transferencia.

Previo a la segmentación, como se mencionó en el capítulo 3.4, se hace la compensación digital para disminuir aberraciones, el proceso realizado en 3.4.1 empleando *Camera Calibration App* de *Matlab* da como resultado el gráfico de la figura 4.11. Para las 28 muestras se tiene un error promedio de 0.35 píxeles, tener un error menor a 1 píxel indica linealidad en la imagen, por lo tanto, la curvatura generada por la lente ahora es imperceptible.

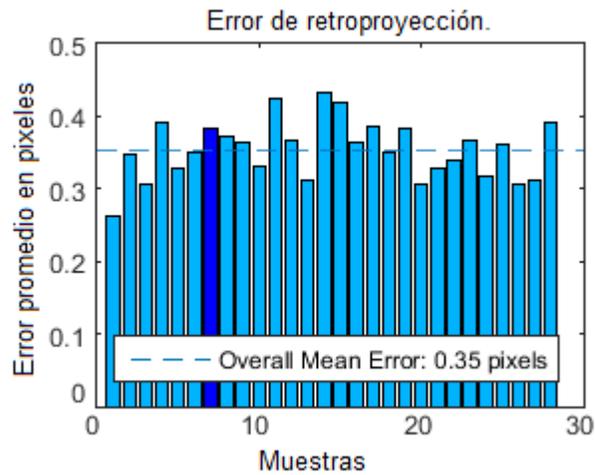


Figura 4.11 Error en píxeles después de la compensación.

La figura 4.12 hace notar la separación entre los pines del ejercicio de transferencia, se comprobó que las dimensiones se conservan en la generación de la trayectoria virtual tridimensional.

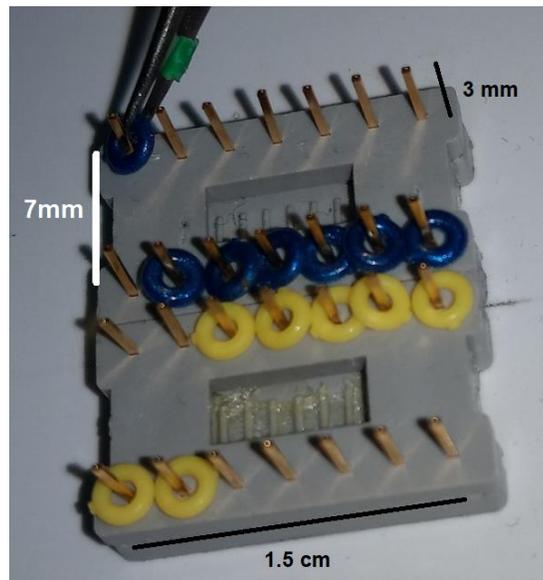


Figura 4.12 Distancia entre pines, referencia.

La figura 4.13 muestra la reconstrucción virtual del ejercicio de transferencia, esto se logra haciendo el rastreo tridimensional de la trayectoria en que se mueven las pinzas con el marcador de color en el espacio durante el ejercicio.

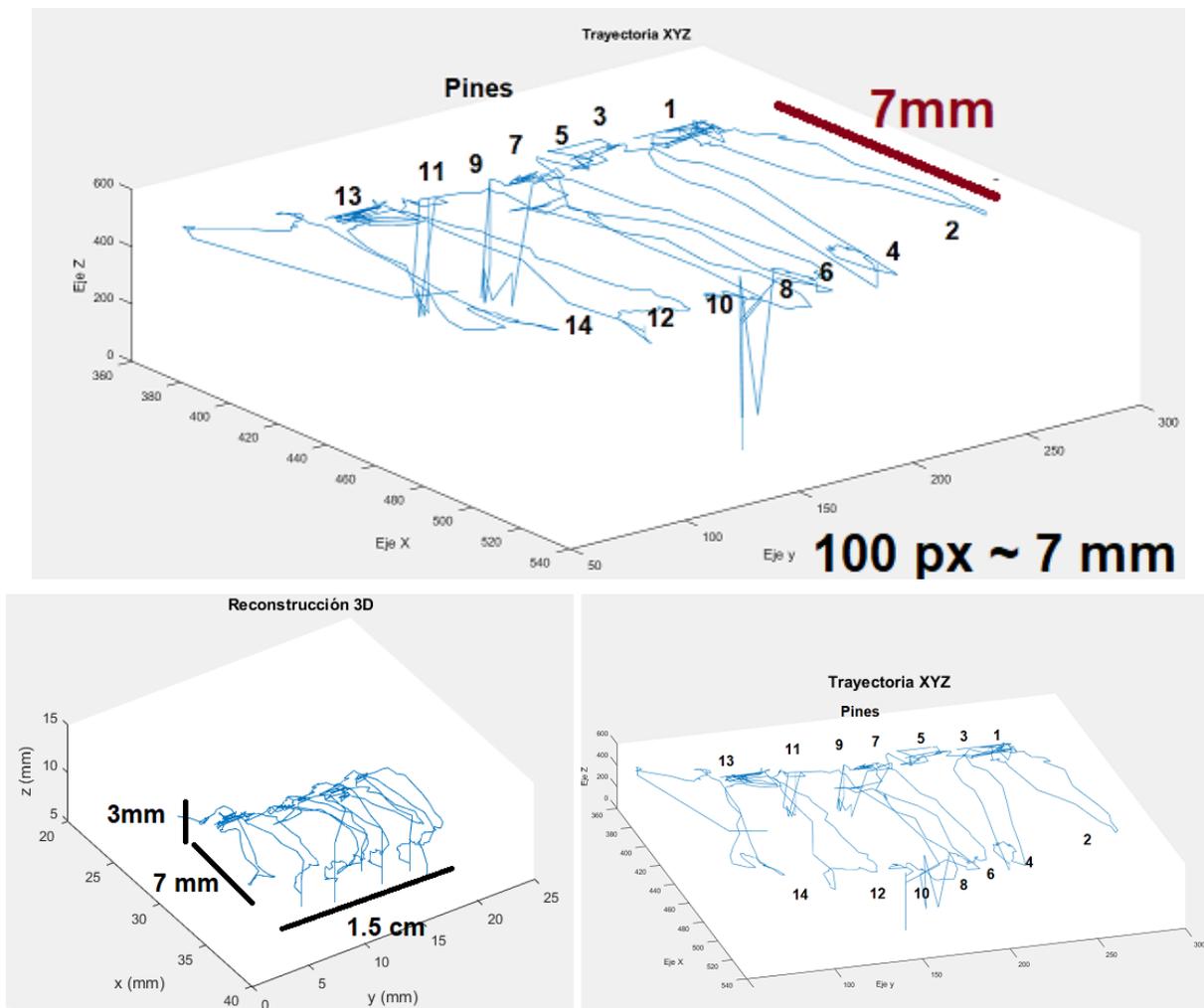


Figura 4.13 Reconstrucción virtual del ejercicio de transferencia.

Como se mencionó anteriormente, el ancho de separación entre los pines del ejercicio de transferencia es de 7 mm, esta distancia se representa virtualmente con ~100 pixeles, por lo que la cámara tiene una resolución de 70 μm por pixel para el plano x, y y z, si y sólo si, el sistema está posicionado en PE.

La figura 4.13 muestra picos de alta frecuencia, en este caso, se aprecian entre los pines 8 y 10, esto sucede cuando el especialista hace movimientos muy bruscos o las pinzas salen del área de visión, el primer caso puede considerarse mala técnica, el segundo caso ruido, al ser un algoritmo que, a futuro, pretende evaluar las habilidades del cirujano, no se debe filtrar esta señal, el objetivo no es que se vea suave y limpia, el objetivo es tener toda la información neta.

Capítulo 5. Discusión.

A continuación, se discute la metodología y los resultados obtenidos en este trabajo, se hace una comparativa entre ellos y los de equipos similares, se mencionan las opiniones y comentarios de usuarios especialistas.

El diseño del entrenador de microcirugía o E μ Qx, emplea los componentes usados convencionalmente: aumento óptico, fuente de luz e instrumental quirúrgico [6], destacando que puede usar *zoom* digital o a través de aumentos ópticos, la fuente de luz se incluye en el prototipo y se emplea el uso de instrumental convencional y uno moderno con anillos ergonómicos que dan confort y seguridad al especialista mientras realiza su tarea.

Se utilizan aumentos ópticos a través de lupas [17], se sugiere aumentos de 4.7x a 7.8x [18] , sin embargo, estos son convencionales utilizando el microscopio a una distancia de 20 cm del objetivo, por la forma de E μ Qx, el aumento de 2.5x fue suficiente para conseguir imágenes claras, si se aumentaba el *zoom* de la lupa se aumentaba la aberración en la imagen la cual puede disminuir con un ajuste digital pero resulta incómoda para el usuario que realiza el ejercicio en tiempo real.

El diseño de la fuente de luz cumple con la recomendación de ser luz fría [19] a través de LEDs blancos, con potencia suficiente, cuyo peso es de aproximadamente 20 gramos, al ser un arreglo circular de LEDs, la sombra generada es mínima si la cámara se enfoca aproximadamente a 90°; en diferentes entornos, mantiene una tonalidad de luz constante que da la saturación justa a los colores de los marcadores en el instrumental, para que estos sean segmentados posteriormente a través de procesamiento digital de imágenes.

También se utilizan pinzas de 18 cm y de 12 cm [20], al ser de acero inoxidable y de acabado brillante, los reflejos de la luz blanca generan diferentes tonos de color que pueden ser confundidos con los marcadores por lo que este trabajo sugiere colocar un marcador de por lo menos 3 mm y segmentarlo como se indicó en el capítulo 3.4.2.

Lo ideal para el entrenamiento de microcirugía es usar sedas de 9-0 a 12-0 [21], éstas no se consiguen en tiendas médicas convencionales, sólo por pedido especial y tienen un precio elevado, en su defecto, se pueden practicar habilidades básicas como nudos empleando el hilo más delgado posible en un modelo previamente perforado.

La percepción de profundidad generalmente es un problema [22-23], se diseñó el acople estereoscópico que generó una imagen en la cual es posible distinguir profundidad, los usuarios dieron buenos comentarios al respecto y se notó en la forma en que desempeñaron el ejercicio. El inconveniente es que el usuario debe enfocar la imagen a través de una palanca, lo cual es necesario para ver una imagen nítida, el movimiento que permite esta palanca al espejo móvil es mínimo, pero suficiente para tener una imagen borrosa o clara.

Se logró percepción de tiempo real superando las 10 imágenes por segundo (fps) [26], en este caso se obtienen 20 fps a una resolución de 1280x720 píxeles. Existió el comentario por parte de un médico acerca de que sentía “muy levemente” un retraso en la imagen, éste no le impidió hacer la tarea, sin embargo, al bajar la resolución a 800x600 se lograron 30 fps, la imagen pierde nitidez, pero el médico se sintió “más ligero”. A futuro, se podrían sobreponer imágenes u objetos sobre el video como en [27,28,29] cuidando conservar el tiempo real. Existe límite del campo visual [31], E_μQx también tiene visión restringida, especialmente en PE para el tracking, ya que la cámara no debería moverse. No se recibieron comentarios acerca de perder la percepción de profundidad.

No se hizo una validación clínica como con EndoViS [32], se mostró que a corto plazo se podrían obtener parámetros que evalúen las habilidades de los especialistas y tracen su curva de aprendizaje. La plataforma es útil para el trabajo en modelos sintéticos, aunque no se hicieron pruebas con animales, posiblemente sea factible su uso en ellos ya que el sistema usa materiales resistentes, cuenta con el espacio suficiente, es fácil de limpiar y brinda buena calidad de imagen.

Existen equipos que brindan excelente calidad de imagen [34, 39 y 40], sin embargo, no existe percepción natural de profundidad y requieren fuentes de luz independientes, tienen el objetivo común de brindar una herramienta de entrenamiento para un cirujano, por lo que se conserva la idea de grabar el video del ejercicio como evidencia para posteriormente mostrarlo a un especialista y conocer sus puntos de vista o comentarios y así mejorar la técnica. Finalmente, como en [38] los ejercicios realizados son para que el usuario comience a entrenar su coordinación ojo-mano empleando ejercicios de transferencia y sutura con nudos sencillos.

Con base en los comentarios de médicos, se destaca que la posición de las manos apoyadas sobre la mesa de trabajo facilita el desarrollo del ejercicio, además que gracias al uso de los lentes VR, se mantiene la vista todo el tiempo sobre el ejercicio lo cual permite descansar la rigidez que conlleva una postura fija y así, posicionar el cuerpo a una forma cómoda y ergonómica, minimizando la tensión en cuello, hombros, y espalda. Se mencionó que la calidad de la luz es buena y que “no quema”, está fija sobre el blanco quirúrgico y no deslumbra ni encandila. Recomendaron, como trabajo a futuro, exportar las ventajas del equipo al campo ya que, en procedimientos tardados, los lentes evitarían el escurrimiento del sudor a los ojos; al no tener que estar justo de frente al paciente, se podría mantener la cara relativamente lejos evitando contaminar o ser contaminado durante el procedimiento quirúrgico por expulsión de fluidos, especialmente en urgencias, serviría también para la identificación y exploración de lesiones en la piel.

Capítulo 6. Conclusiones.

6.1 Conclusiones.

En esta tesis se presentó el diseño y construcción de un entrenador para microcirugía que es una alternativa para conservar y desarrollar habilidades quirúrgicas. Se logró la reconstrucción de la trayectoria 3D con sólo una cámara gracias al acople estereoscópico lo cual, ahorra recursos informáticos y disminuye costos, se obtuvo una resolución de 70 μm promedio para cada uno de los tres ejes. Gracias a los 4 grados de libertad, la tarea se puede visualizar en diferentes ángulos, según la necesidad del especialista. Se brinda seguridad al usuario a través de protección eléctrica, mecánica y a través de alertas sonoras y visuales.

Se logró percepción de profundidad gracias al diseño estereoscópico y a la visualización de la imagen en lentes VR, para este diseño, posicionar la cámara a 10 cm de la tarea permite visualización óptima. La interfaz (*apk*) *webcam USB - smartphone* cumple con su propósito, mostrando una imagen nítida y en tiempo real.

Para la construcción de los ejercicios de sutura se utilizaron piezas de látex ya que, por su textura y fragilidad, se asemejan a la piel, con el mecanismo implementado se puede dar diferente tensión a la pieza de látex, modificando sus propiedades.

Al posicionar la cámara y fijar los tornillos manuales de los mecanismos se garantiza que se conservará el enfoque. La fuente de luz implementada permite obtener imágenes nítidas, se puede distinguir claramente el instrumental y los demás objetos de los ejercicios. Se incluyen alarmas sonoras para alertar al usuario de alguna situación inusual, ya que éste tendrá los lentes y no se le permite ver otra cosa diferente al objeto de entrenamiento.

Se obtuvieron comentarios positivos acerca de la imagen estereoscópica visualizada en los lentes VR, tanto por su resolución como por la versatilidad que brinda para distinguir objetos en diferentes profundidades, lo cual, facilita las tareas de los ejercicios; se notó que, con un par de pruebas realizadas, el usuario recogía la dona de látex para acomodarla en el pin deseado más rápido, decrementando el tiempo en que finalizaba el ejercicio. Sin embargo, para obtener una imagen clara, el usuario necesita manipular la palanca del acople estereoscópico, ajustando el sistema a su necesidad personal, lo cual es difícil, aunque sólo se debe hacer al principio del entrenamiento. El movimiento de 8 mm por paso para el desplazamiento vertical es suficiente para enfocar el objeto con precisión y exactitud.

La aplicación (*app*) generada para visualizar y grabar el procedimiento es compatible con futuras versiones del sistema operativo Android, la tendencia de que cada vez más dispositivos son compatibles con OTG indica que, en general, es buena idea desarrollar interfaces para *smartphones* tal que permitan la adquisición de señales, su procesamiento y el despliegue de resultados; la potencia de estos teléfonos es similar a la de computadoras portátiles actuales. Se obtuvo una resolución promedio de 70 μm para la proyección del espacio en donde se ejecuta el ejercicio para PE, manteniendo la percepción de tiempo real.

La reconstrucción de la trayectoria se logra únicamente si el sistema está en la posición específica (PE), de lo contrario, el sistema arrojará medidas erróneas ya que la calibración sólo es compatible con PE. Al ser procesamiento *off-line*, el algoritmo para la segmentación de colores implementado en Matlab cumple con su tarea. Se efectuó un algoritmo similar en C++ utilizando las librerías de OpenCV y el IDE de Visual Studio 2017, logrando reducir considerablemente el tiempo de procesamiento (cerca de 100 veces más rápido), incluso se logró percibir el tiempo real en el video segmentado y desplegado en pantalla, lo cual propone migrar la aplicación por completo a C++ y buscar la forma de hacerla compatible con Android Studio para implementar toda la aplicación en el *smartphone* y no volver a depender de una PC.

El uso de este sistema como entrenador es una propuesta para que los especialistas comiencen a usar esta tecnología. Se pretende romper el paradigma del uso convencional de microscopios para cirugía ya que, adaptando los sistemas de EμQx, el especialista podría operar conservando la cara a una distancia mayor del paciente, minimizando el riesgo de contaminar o ser contaminado. En procedimientos quirúrgicos tardados, permitiría cambiar la postura de la cabeza, hombros y columna, a una posición más cómoda, minimizando la tensión muscular sin perder de vista el procedimiento, esto podría evitar dorsalgia, tortícolis, y cervicalgia; por la forma de los lentes no se permite el paso de sudor hacia los ojos.

6.2 Recomendaciones y trabajo a futuro

Modificar las propiedades a través de un control manual conectado al *smartphone* vía *Bluetooth*: Se puede controlar el zoom desde la pantalla del dispositivo, sin embargo, éste está dentro de los lentes VR y no se tiene acceso táctil a la pantalla mientras se usa, se recomienda hacer uso de un control externo *bluetooth* que, a través de una palanca o botones, haga un acercamiento o alejamiento a la imagen digital.

Encontrar el ángulo y altura ideal para las tareas, por ejemplo, para determinar profundidad y perspectiva. Principalmente se utilizaron ángulos de 85° (para PE) y 80° aproximadamente, los usuarios recomendaron inclinar más la cámara, o tener la posibilidad de manipularla a conveniencia durante el ejercicio lo cual es posible, sin embargo, como se ha mencionado, los datos del *tracking* serían incorrectos, por lo que, como trabajo a futuro, se propone integrar un sistema de reconocimiento angular a partir de la fusión de un sensor de nueve ejes, tal que corrija los coeficientes de calibración de la cámara al ángulo actual, así se garantizaría la generación de la trayectoria virtual en diferentes posiciones. Con la reconstrucción de la trayectoria se podría obtener información cuantitativa del desempeño del usuario, este instrumento sirve como base a la investigación futura.

Referencias.

- [1] Cirugía, Diccionario de la Real Academia Española <http://dle.rae.es/srv/fetch?id=9LTpfel> Consultado en Julio del 2017.
- [2] S. M. Dubois, Historia de la cirugía, Cirugía en la edad antigua, 2009.
- [3] W. J. Bishop, The early history of Surgery. Hale, Londres, 1960.
- [4] G. Rafael. De los cazadores de microbios a los descubridores de antibióticos. 2004.
- [5] Delaney CP, Chang E, Clinical outcomes and resource utilization associated with laparoscopic and open colectomy using a large national database, Ann Surg 247, pp. 819-824, 2008.
- [6] Kim S, Pecora G, Comparison of traditional and microsurgery in endodontics. In: Color Atlas of Microsurgery in Endodontics. WB Saunders Company, 2001.
- [7] Daniel RK, Microsurgery: through the looking glass. N Engl J Med 300: 1251-1257, 1979.
- [8] Yasargil MG Microsurgery Applied to Neurosurgery. Stuttgart, Georg Thieme, 1969.
- [9] Mudry A, The history of the microscope for use in ear surgery. Am J Otol 21: 877-886, 2000.
- [10] Tyagi S, Kumar S, Microsurgery: An important tool for reconstructive surgery- a clinical review. Int J Pharm Bio Sci, 2010.
- [11] Buncke HJ Jr, Schulz WP, Total ear reimplantation in the rabbit utilising microminiature vascular anastomoses. Br J Plast Surg 19: 15-22, 1966.
- [12] Singh M, Saxena A., Microsurgery: A Useful and Versatile Tool in Surgical Field. Surgery Curr Res 4: 194, 2014.
- [13] Shenaq SM, Klebuc MJ, Free-tissue transfer with the aid of loupe magnification: experience with 251 procedures. Plast Reconstr Surg 95:261-269, 1995.
- [14] Morrison WA, Digital replantation. Hand Clin 23: 1-12, 2007.
- [15] Lee SH, Fisher B, Portacaval shunt in the rat. Surgery 50: 668-672, 1961.

- [16] Wang M, Zhou Y, A 10-year follow-up study on long-term clinical outcomes of lumbar microendoscopic discectomy. *J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg* 73: 195-198, 2012.
- [17] Kim S, Pecora G, Comparison of traditional and microsurgery in endodontics. In: *Color Atlas of Microsurgery in Endodontics*. WB Saunders Company, 2001.
- [18] Schoeffl H, Lazzeri D, Optical magnification should be mandatory for microsurgery: scientific basis and clinical data contributing to quality assurance. *Arch Plast Surg* 40: 104-108, 2013.
- [19] Gu M, Bao H, Fibre-optical microendoscopy. *J Microsc* 254: 13-18, 2014.
- [20] Chang WC, Sretavan DW, Microtechnology in medicine: the emergence of surgical microdevices. *Clin Neurosurg* 54: 137-147, 2007.
- [21] Furka I, Brath E, Learning microsurgical suturing and knotting techniques: comparative data. *Microsurgery* 26: 4-7, 2006.
- [22] Kaufman, Lloyd. *Sight and mind: An introduction to visual perception*. New York: Oxford University Press, 1974.
- [23] MacAdam D, Stereoscopic perceptions of size, shape, distance and direction. *SMPTE Journal*, 62:271-93. 1954.
- [24] Rodríguez R, Sossa J, *Procesamiento y análisis digital de imágenes*, Alfaomega, 2012.
- [25] González C, Woods R, *Digital Image Processing*, Addison Wesley, 1992.
- [26] <https://www.nas.nasa.gov/Software/VWT/vr.html>, consultado Julio del 2017.
- [27] <http://www.macmillandictionary.com/buzzword/entries/augmented-reality.html> consultado en Julio del 2017.
- [28] Chatzopoulos D, Mobile Augmented Reality Survey: From where we are to where we go, *IEEE Access*, Vol 5, 6917-6950, 2017.
- [29] Azuma R, A Survey of Augmented Reality, *Presence*, vol 6, No. 4,355-385, 1997.
- [30] L. Padilla, J. Tapia, J. Goldberg. Unidad de Microcirugía: 30 años de experiencia clínica, entrenamiento continuo e investigación, *Cirujano General*, Vol. 33, Núm.3, 2011.

- [31] Ghousia A, Prabhuji MLV, Microsurgery: A Clinical Philosophy for Surgical Craftsmanship. *Ejournal of Dentistry* 2: 233-237, 2012.
- [32] Perez F, Ordorica R, Face, content, and construct validity of the EndoVis training system for objective assessment of psychomotor skills of laparoscopic surgeons, *Surg Endosc*, Springer, 2014.
- [33] Mikó I, Furka I, Basic teaching in microsurgery, *Microsurgery*, vol. 21, Issue 4, pp. 121-123, 2001.
- [34] Malik M, Hachach-Haram N, Acquisition of basic microsurgery skills using home-based simulation training: A randomised control study, *ELSEVIER, Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 478-486, 2017.
- [35] Furtado A, Cheng I, Low Resolution Tool Tracking for Microsurgical Training in a Simulated Environment, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2016
- [36] L. Richstone, M. Schwartz, Eye metrics as an objective assessment of surgical skill, *Annals of surgery*, vol. 252, no. 1, pp. 177–182, 2010.
- [37] Guerreschi P, Qassemyar A, Reducing the number of animals used for microsurgery training programs by using a task-trainer simulator, *Laboratory Animals*, Vol 48, 72–77, 2014.
- [38] Dumont L, Martinot-Duquennoy V, The ‘double clock’ or how to learn microsurgery without animal. *Ann Chir Plast Esthet*, 56:555–557, 2011.
- [39] <https://www.eosurgical.com/products/eomicro>, consultado en junio del 2017.
- [40] <http://www.microsurgerytrainer.com/product.html>, consultado en julio del 2017.
- [41] Rappel J, Lahiri A, A digital stereo microscope platform for microsurgery training, *Technologies and Applications of Artificial Intelligence*, Springer, pp 296-309, 2014.
- [42] <https://github.com/saki4510t/UVCCamera> consultada en abril del 2017, ver versión 8 o posterior. Consultado en mayo del 2017
- [43] <https://github.com/saki4510t/UVCCamera/wiki> consultada en mayo del 2017.
- [44] <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/camera-calibration.html>, consultada en julio del 2017.

- [45] Zhang, Z. "A Flexible New Technique for Camera Calibration." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Vol. 22, No. 11, pp. 1330–1334, 2000.
- [46] Heikkila, J., and O. Silven. "A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction." IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 1997.