

Universidad Autónoma de Baja California



Instituto de Ingeniería, Laboratorio Bioingeniería y Salud Ambiental

Innovaciones a instrumental laparoscópico para visión inalámbrica y detección automática de venas y arterias

Tesis para obtener el grado de Doctor en Ciencias
en Física Aplicada

Autor

José Torres Ventura

Director

Dr. Marco Antonio Reyna Carranza

Resumen

La cirugía mínimamente invasiva se apoya en técnicas laparoscópicas para acceder al interior del cuerpo humano tocando lo menos que sea posible el tejido. Bajo este escenario se desarrollaron dos instrumentos laparoscópicos para apoyo al cirujano y al paciente. Primeramente, se construyó un prototipo robótico de tres grados de libertad (3DOF) que permite posicionar la cámara y luz laparoscópica dentro de la zona pélvica abdominal del paciente, mediante un giroscopio instalado sobre un instrumento laparoscópico convencional en modo remoto utilizado por el cirujano. El éxito de esta técnica se mide a partir de la comparación en los niveles de voltaje de la señal transmitida por el giroscopio contra la señal recibida para los movimientos motorizados pan, tilt y zoom. En segundo lugar, se desarrolló un método para la identificación entre una vena y una arteria a partir de un sensor óptico reflexivo instalado en la punta de un instrumento laparoscópico convencional. El éxito se mide por el rango de valores que representan las lecturas de la absorción lumínica para una vena o una arteria.

Palabras clave: Laparoscopia, absorbancia, DAQ, mínimamente invasiva, óptico reflexivo, MEMS, inalámbrico, 3DOF, oxihemoglobina.

Abstract

Minimally invasive surgery is supported by laparoscopic techniques to access the interior of the human body touching as little as possible the tissue. In this scenario, two laparoscopic instruments were developed to support the surgeon and the patient. Firstly, a robotic prototype of three degrees of freedom (3DOF) was constructed to allow the camera and laparoscopic light to be positioned within the patient's abdominal pelvic area by means of a gyroscope installed on a conventional laparoscopic instrument in remote mode. The success of this technique will be measured by comparing the voltage levels of the signal transmitted by the gyroscope against the signal received for pan, tilt and zoom movements. Secondly, a method was developed for the identification between a vein and an artery from a reflective optical sensor installed at the tip of a conventional laparoscopic instrument. Success will be measured by the range of values that represent the readings of light absorption between a vein and an artery.

Agradecimientos

Primeramente a Dios por poner en mi camino personas que me ayudaron en el desarrollo de este trabajo.

A mis padres José Torres (D.E.P.) e Isabel Ventura los que me iniciaron en la aventura por la búsqueda de la ilustración.

A mi compañera Beatriz por su comprensión y motivación, a mi Rommel y Emilio por entender mi ausencia en algunas horas de juegos y lecturas.

A Dr. Marco Antonio Reyna Carranza por abrirme la puerta al arte de la investigación, por su consejo, disponibilidad y paciencia.

Al honorable Síno: Dr. Raúl Rascón Carmona por su fina y expedita ayuda en la revisión y corrección de mis errores, Dr. Miguel Ángel Bravo Zanoguera por compartir sus conocimientos de alto nivel, Dr. Roberto López Avitia por estar pendiente de mi dudas y aclararlas, Dr. Oscar López Bonilla por su siempre y pronta atención a las corrección de mi tesis, Dra. Rosa Citlalli Anguiano por su consejo y comentarios a mi trabajo.

A mi *alma mater* la Universidad Autónoma de Baja California y al CONACYT, a Quím. Verónica Bejarano Ramírez coordinadora del laboratorio clínico del Hospital General de Mexicali por la facilidad para realizar algunas tareas de tesis, al Hospital de Pequeñas Especies de la U.A.B.C. y su director Dr. Cesar Flores por poner a mi alcance los medios para realizar algunas actividades dentro de sus instalaciones.

A los médicos especialistas: Aldo Omar Castillo Meza por aportar un tema de tesis y guiarme en técnicas de campo. Dr. Eleobardo Castro Luque por introducirme en temas de fisiología médica, Dr. Arturo Reyes Moreno por consejos en diferentes patologías de pacientes, y al Ing. Emeterio Vega (D.E.P) por iniciarme en Ingeniería.

Finalmente a todos mis compañeros y cuerpo docente del Instituto de Ingeniería de la U.A.B.C. que siempre tuvieron una palabra de aliento y aporte de valioso conocimiento.

Índice general

RESUMEN	II
ABSTRACT	III
AGRADECIMIENTOS	IV
ÍNDICE GENERAL	V
ÍNDICE DE FIGURA.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 OBJETIVOS Y FASES.....	2
1.1.1 Fase1 Automatización de cámara y luz laparoscópica	3
1.1.2 Fase 2 Identificador automático de vasos sanguíneos	4
Técnicas con espectrofotometría	4
• Absorción lumínica.....	4
• Componentes AC/DC	4
Técnicas de campo	4
• In vitro.....	5
• In vivo.....	5
1.2 CONCLUSIONES	5
CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES.....	8
CAPÍTULO 3 EL PROBLEMA.....	11
3.1 POSICIONADO DE CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA.....	11
3.1.1 Justificación.....	11
3.1.2 Objetivos.....	12
3.2 IDENTIFICADOR DE VASOS SANGUÍNEOS	12
3.2.1 Justificación.....	13
3.2.2 Objetivos.....	14
CAPÍTULO 4 MARCO TEÓRICO DE AUTOMATIZACIÓN DE CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA	15
4.1 ESTADO DEL ARTE.....	15
4.1.1 Automatización de cámara y luz laparoscópica	15
4.2 MODELOS TEÓRICOS DE SOLUCIÓN.....	16
4.2.1 Control de cámara y luz laparoscópica.....	16
4.2.2 Control de posición de servomotores	19
4.2.3 Sistema de Adquisición de datos.....	22
Frecuencia de muestreo del ADC manipulador transmisor	23
Resolución del ADC del manipulador maestro	23
Codificación del ADC manipulador maestro	23

4.3	HIPÓTESIS	24
4.4	LIMITES	24
CAPÍTULO 5 METODOLOGÍA DE AUTOMATIZACIÓN DE CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA.		25
5.1	POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA.....	25
5.1.1	Método para generar señal de referencia	26
5.1.2	Método para posicionar el brazo robótico esclavo	27
5.1.3	Algoritmo de control de posición del sistema.....	28
5.2	MATERIALES.....	30
5.2.1	Modulo electrónico para la cámara y luz laparoscópica	30
CAPÍTULO 6 INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS DE AUTOMATIZACIÓN DE CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA.....		33
6.1	POSICIÓN DE CÁMARA Y LUZ LAPAROSCÓPICA.....	33
6.1.1	Respuesta de servomotores a señal pwm.....	33
6.1.2	Respuesta de motor DC a giroscopio	37
6.1.3	Trayectoria de movimientos pan tilt y zoom.....	38
CAPÍTULO 7 MARCO TEÓRICO IDENTIFICADO DE VENAS Y ARTERIAS		40
7.1	TÉCNICAS UTILIZADAS.....	41
7.2	TÉCNICAS PROPUESTAS	43
7.2.1	Modelo general de espectrofotometría UV-Visible	43
	Método de absorción lumínica	45
7.2.2	Sistema de adquisición de datos.....	49
7.3	HIPÓTESIS	50
7.4	LIMITES	50
CAPÍTULO 8 METODÓLOGA DE IDENTIFICADO DE VENAS Y ARTERIAS		52
8.1	JUSTIFICACIÓN DE LA VARIABLE INDEPENDIENTE	52
8.2	LECTURAS Y SELECCIÓN DE LAS MUESTRAS	54
8.2.1	Experimento de campo con absorción lumínica in vitro	54
8.2.2	Experimento por absorción lumínica in vivo.....	55
8.2.3	Experimento con señales AC/DC en zona radial.....	56
8.2.4	Experimento con señales AC/DC en vivo	56
8.3	MODELO DE UTILIDAD PARA LA IDENTIFICACIÓN	56
8.3.1	Instrumento laparoscópico identificador.....	57
8.3.2	Instrumento de monitoreo de resultados	59
8.3.3	Procedimiento del sistema identificador de vasos sanguíneos.....	60
8.4	MATERIALES.....	61
8.4.1	Modulo electrónico de identificación	61
8.4.2	Modulo electrónico de recepción	62
CAPÍTULO 9 INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS DEL IDENTIFICADOR DE VENAS Y ARTERIAS.....		64
9.1	EXPERIMENTOS DE CAMPO CON SENSOR ÓPTICO REFLEXIVO	64
9.1.1	Espectrofotométrico.....	64
	In vitro.....	64
	In vivo	66

9.1.2	<i>Pulsoespectrofotométrico</i>	70
	En zona radial.....	71
	In vivo	73
9.2	DISCUSIÓN	75
9.2.1	<i>Absorbancia lumínica</i>	75
9.2.2	<i>Pulsoespectrofotométrico in vivo</i>	79
CAPÍTULO 10 CONCLUSIONES		82
BIBLIOGRAFÍA		84
ANEXOS		88

Índice de figura

Figura 1. Comparativo de parametrosde redimiento donde 0 es muy malo y 10 es muy bueno. (Fuente: <i>IEEE Review in biomedical Engineering</i>).	9
Figura 2. Valoración de rubros relevantes en cirugías de UK, donde 0 es muy malo y 10 muy bueno. (Fuente: <i>European Urology, Elsevier</i>).	10
Figura 3. El giroscopio genera la señal de referencia alrededor de x y z, y envía voltajes proporcionales en cada eje. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	18
Figura 4 Control para el posicionamiento de un servomotor en periodo de 20ms. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	20
Figura 5 Manipulador esclavo: 3DOF Brazo robótico con cámara en el efector final. (Cotesía: <i>Raúl Rascón Carmona</i>).	21
Figura 6. Modelo completo de procesamiento de señal utilizado para el sistema de posicionamiento de cámara y luz laparoscópica. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	23
Figura 7. Sistema automático de posicionamiento de cámara y luz laparoscópica (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	26
Figura 8. Manipulador maestro diseñado a partir de un instrumento laparoscópico convencional, el cual es rotado alrededor de los ejes x, y, z por el cirujano para guiar remotamente la cámara laparoscópica inalámbrica. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	27
Figura 9. Un brazo mecánico 3DOF (izquierda). El sistema de coordenadas esféricas se introdujo para ilustrar mejor el movimiento de pan, tilt y zoom dentro del abdomen del paciente, no es necesaria ninguna conversión entre sistemas de coordenadas (derecha). (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	28
Figura 10. Diagrama de flujo de manipulación por cirujano para posicionar la cámara y luz laparoscópica. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	29
Figura 11. Diagrama eléctrico del manipulador maestro de posicionamiento. FSR sensor utilizado por el cirujano para iniciar el posicionamiento. El giroscopio genera las señales de referencia para el DAQ. El microcontrolador (ATmega328) contiene el ADC y el algoritmo. Finalmente el módulo RF envía por radiofrecuencia la trayectoria al Brazo robótico. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	31
Figura 12. Diagrama eléctrico para el control del brazo robótico esclavo. El NRF24L01 recibe la trayectoria por radiofrecuencia, el microcontrolador contiene el algoritmo y control eléctrico, el H-bridge gestiona la funcionalidad del motor para el zoom, finalmente los servomotores realizan los movimientos de pan y tilt. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	32
Figura 13. Respuesta de servomotores versus giroscopio. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	34
Figura 14. La línea superior color azul mide el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.4V), mientras que la línea inferior muestra el pwm (0.6ms) que se enviara al servomotor para una rotación angular de -13°. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	35
Figura 15. La línea superior indica el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.0V), en la parte inferior se mide la señal pwm (1.0ms) para enviar al servomotor y ejecutar un movimiento angular de 13°. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	36
Figura 16. La línea superior indica el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.98V), mientras que en la parte inferior se mide el pwm (1.5ms) que es enviado al servomotor para un movimiento angular de 42°. (Fuente: <i>Propia del autor</i>).	37

Figura 17. Registro de datos para el seguimiento de referencia mediante el motor lineal MTS50-Z8, que se utiliza para el movimiento de zoom q1. (Fuente: Propia del autor).	38
Figura 18. . Discriminador de tejido de vasos sanguíneos con analizador de imágenes. (Fuente:Journal of American College of Surgeons, Elsevier.)	41
Figura 19. Análisis y recolección de tejido humano con espectrometría. (Fuente: Patent US5807262 A, USA patent).....	42
Figura 20. Pulsioxímetro de bioseñales en modo reflexivo, cuenta con dos fuentes de longitudes de onda diferentes LR y L/R, y un elemento receptor FD (fotodiodo) que capta la luz que se releja desde el tejido. (Fuente: RUIdeRA, DNI 03906126-J).	43
Figura 21.Po es la radiación incidente atenuada por una disolución de c(moles/L) y un recorrido b (cm), refleja una radiación transmitida P. (Fuente: Propia del autor).	45
Figura 22. . Grafica característica de un barrido simultaneo de de frecuencia sobre la sangre oxigenada y sangre no oxigenada. (Fuente:EMC-Anestesia-Reanimacion, Elsevier).	46
Figura 23. La intensidad de absorción lumínica por hueso, tejido y sangre venosa se denomina componente DC esto se representa en la parte inferior de la figura, mientras que la intensidad de la señal pulsátil que circula por las arterias cardiaco se le llama señal AC. (Fuente: Real Academia Nacional de Medicina, España,WorldCat).	48
Figura 24.Captura de señal DC/AC de una muestra no invasiva sobre las arterias y venas radiales del brazo derecho, procesadas por un ADC de 10bits de resolución durante 80seg. (Fuente: Propia del autor).	49
Figura 25.Modelo de procesamiento de señal utilizado por el identificador de vasos sanguíneos. (Fuente: Propia del autor).	50
Figura 26. Proceso fisiológico de intercambio de gases de venas y arterias. (Fuente Modificada por autor).	57
Figura 27. Curvas características que permite estimar la oxigenacion de los eritrocitos dentro de un flujo sanguíneo, en funcion de su presion parcial de oxigenación dentro del flujo sanguíneo. (Fuente: Propia del autor).....	59
Figura 28. Partes principales del instrumento laparoscópico identificador de vasos sanguíneos. (Fuente: Propia del autor).	60
Figura 29. Partes principales del notificador remoto esclavo. (Fuente:Propia del autor).....	61
Figura 30. Algoritmo de control identificador maestro (Fuente:Propia del autor).	62
Figura 31. Algoritmo de control identificador maestro (Fuente: Propia del autor).....	62
Figura 32. Identificador maestro. FSR accionado por el cirujano para dar inicio a las actividades de identificación, LDR (Light Dependent Resistor) captura la cantidad de luz reflejada desde la hemoglobina y oxihemoglobina, LED incide la luz naranja sobre los vasos sanguíneos, el ATmega328 contiene el ADC y aloja el algoritmo de identificación, NRF24L01 envía los comandos de decisión al módulo notificador remoto. (Fuente: Propia del autor).....	62
Figura 33. Diagrama de elementos del notificador remoto inalámbrico. NRF24L01 recibe los comandos de decisión provenientes del manipulador maestro, ATmega328 aloja el algoritmo de control eléctrico, Buzzer (mini altavoz) notifica al equipo de ciruja el tipo de vaso sanguíneo, RGB LED notifica visualmente al equipo de cirujanos el tipo de vasos sanguíneo. (Fuente: Propia del autor).....	63
Figura 34. Muestras de sangre completa en tubos de 3mml, expuestas a un sensor tipo óptico reflexivo, incidiendo luz amarilla. (Fuente: Propia del autor).	65
Figura 35. Muestras de sangre completa en tubos de 3mml, expuestas a un sensor tipo óptico reflexivo, incidiendo luz naranja. (Fuente: Propia del autor).	65
Figura 36. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo de luz amarilla, incidiendo directamente sobre las venas y arterias. (Fuente: Propia del autor).	67

Figura 37. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo con emisión de luz color naranja incidente directamente sobre venas y arterias. *(Fuente: Propia del autor)*. 68

Figura 38. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo con emisión de luz roja, incidiendo directamente sobre venas y arterias. *(Fuente: Propia del autor)*. 69

Figura 39. Valores de ADC para lecturas con sensor óptico con emisión de luz infrarroja, incidiendo directamente sobre venas y arterias. *(Fuente: Propia del autor)*. 70

Figura 40. Levantamiento de lecturas por método no invasivo con sensor óptico reflexivo, para muestras sobre venas radiales (ilustración izquierda), muestras de arterias radiales (ilustración derecha). *(Fuente: Propia del autor)*. 71

Figura 41. Análisis de espectro de frecuencia de señales correspondiente a muestras de arterias radiales. *(Fuente: Propia del autor)*. 72

Figura 42. Análisis de espectro de frecuencia de señales correspondientes a muestras de arteria radial. *(Fuente: Propia del autor)*. 72

Figura 43. Tratamiento de señal lectura con sensor óptico reflexivo amplificado con $G=20$, comparada con señal filtrada hasta 6HZ. un segundo amplificador de $G=20$. *(Fuente: Propia del autor)*. 73

Figura 44. Lectura de sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido venoso. *(Fuente: Propia del autor)*. 74

Figura 45. Lectura de sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido arterial. *(Fuente: Propia del autor)*. 74

Figura 46. Construcción de barrido espectro fotométrico de bajo costo UV-Visible con transductor foto resistivo. (Izquierda), muestras de soluciones con longitudes de onda visuales en verde, amarillo y rojo (derecha). *(Fuente: Propia del autor)*. 75

Figura 47. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono verde. *(Fuente: Propia del autor)*. 76

Figura 48. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono amarillo. *(Fuente: Propia del autor)*. 77

Figura 49. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono rojo. *(Fuente: Propia del autor)*. 78

Figura 50. Lectura con niveles de voltaje por el ADC correspondiente a muestras con sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido adventicio de la arterial. *(Fuente: Propia del autor)*. . 79

Figura 51. Valores de lecturas con muestras tomadas por el método invasivo utilizando el sensor óptico reflexivo y digitalizándolas posteriormente por el ADC. *(Fuente: Propia del autor)*. 80

Índice de tablas

Tabla 1. Cirugías apoyadas con robots.....	7
Tabla 2. Sistema de movimiento rotacional maestro/esclavo.....	37
Tabla 3. Sistema de coordenadas movimiento lineal maestro/esclavo.....	38

Capítulo 1 Introducción

Mínimamente invasiva es un término que se acuña como respuesta a la cirugía tradicional, en la cual literalmente se abren las capas de la piel para tener acceso al interior abdominal del paciente y realizar tareas de sutura, reemplazos de órganos o en el peor de los casos extracción de alguno de ellos, esto genera malestares posoperatorios, grandes cicatrices y largos tiempos de recuperación. Por esta razón se han realizado estudios orientados a desarrollar técnicas que permitan intervenir de manera mínima la estructura fisiológica del paciente. El resultado de este reto es el desarrollo de instrumentos y técnicas con acceso al interior del cuerpo humano a través de conductos naturales. Esta técnica es llamada endoscopia por sus raíces griegas: *endo* (dentro) y *skopein* (observa) más el sufijo *ia* (acción). Mirando hacia atrás en busca de la historia encontramos documentos relacionados con registros de intervenciones quirúrgicas endoscópicas desde 1881, los cuales fueron elaborados por Yukichi Fukuzawa fundador de la Keio University (Japón) en su publicación titulada “Progresos en la medicina” [1]. Posteriormente los investigadores Kelling, Jacobaeus y Kopkins 1901, 1910 y 1954 respectivamente reportan la práctica de pequeñas incisiones en el cuerpo humano, por las cuales se introducen instrumentos de visualización a base de cristales ópticos, a través de válvulas antirretorno (válvula unidireccional) que no permiten flujo en sentido opuesto, de esta manera se logra ver el interior del cuerpo humano marcando así el inicio de la laparoscopia [2]. El paciente y el cirujano del campo laparoscópico han sido los beneficiarios directos de la integración de tecnología en control y automatización de procesos y robótica mencionados en forma ficticia desde 1921 en la obra de ciencia ficción *Robots Universal Rossum* cuando el Austro-Húngaro Karel Capek

(Karl Câpec) utiliza por primera vez el término *robot*, del vocablo checo *robota* que significa trabajo compulsivo (según; *Webster Encyclopedic Dictionary*) [3]. Hoy en día debido a la participación de los robots en diversas tareas exige asignarles una denominación considerando al menos dos rubros; su campo de acción (Industrial, recreativo, educativo, científico, rescate, entre otros) y el morfológico (Mecanismos, informática, eléctrico y de control) quedando la decisión final en manos de organizaciones internacionales como la RIA (*Robot Institute of America*), la IFR (*International Federal of Robotics*) la ISO (*International Organization for Standardization*) y la NASA (*National Aeronautics and Space Administration*). La historia de la participación de autómatas en el área médica y en particular en cirugía, tuvo su inicio en 1985 [4] y desde entonces permanece en investigación y desarrollo en universidades y entidades gubernamentales, sobresaliendo con éxito comercial el sistema Da Vinci [5].

1.1 Objetivos y fases

El Objetivo de este trabajo de tesis es presentar un estudio de investigación en desarrollo de técnicas de instrumentación médica aplicadas a instrumentos laparoscópicos convencionales, utilizados en cirugías mínimamente invasivas en hospitales de países con escasos recursos económicos. Se propone solucionar dos problemas que emergen de intervenciones quirúrgicas en la zona pélvica abdominal del paciente. La primera busca posicionar la cámara y luz laparoscópica automáticamente y la segunda pretende identificar de manera automática venas y arterias. La forma de reportar los resultados de dos investigaciones diferentes está relacionada con las fases; por esta razón se observa dos capítulos nombrados marco teórico, metodología e interpretación de resultados.

1.1.1 Fase1 Automatización de cámara y luz laparoscópica

- Se diseña un sistema con dos interlocutores de comunicación, el manipulador maestro transmisor que se encarga de levantar los datos de posicionamiento requeridos directamente por el cirujano, y el brazo robótico esclavo receptor que se encarga de posicionar la cámara y luz laparoscópica en modo remoto dentro de la zona pélvica abdominal del paciente.
- Se construye un prototipo con un instrumento laparoscópico convencional instalándole un módulo electrónico de control compuesto principalmente por un microcontrolador, módulo de radiofrecuencia y un giroscopio de sistemas microelectromecánicos (MEMS).
- Se modela un algoritmo que permite leer, procesar y transmitir los datos de posicionamiento del lado del manipulador maestro, y de la misma manera se modela otro algoritmo que permita recibir, procesar y activar los actuadores del lado del brazo robótico de tres grados de libertad (3DOF).
- Se realizan pruebas en un maniquí para simula la zona pélvica abdominal del paciente, enviando las imágenes del interior por medio de una minicámara laparoscópica hacia un monitor LCD (Liquid Cristal Display) con receptor de radiofrecuencia para imágenes de video.
- Se obtienen las lecturas con un sistema de adquisición de datos (DAQ) y se realiza el análisis con métodos descriptivos y cuantitativos, sobre los resultados para generar una conclusión del modelo de solución propuesto.

1.1.2 Fase 2 Identificador automático de vasos sanguíneos

Se propone a partir de un fenómeno bioquímico desarrollado por la hemoglobina en la oxigenación de la sangre, el cual deriva en una variación de absorción lumínica.

Técnicas con espectrofotometría

Fisiológicamente existen varios métodos para cuantificar la cantidad de hemoglobina y oxihemoglobina, en esta investigación trataremos los mencionados a continuación:

- ***Absorción lumínica***

A partir de un barrido espectral en el rango ultravioleta visible (UV-Visible) incidiendo sobre la hemoglobina (Hb) y oxihemoglobina (HbO₂), del cual resulta un patrón característico de señales en función de la absorción de fotones

- ***Componentes de AC/DC***

Patrón característico de señales con amplitud de intensidad que representan la absorción de fotones de una longitud de onda radiada sobre los vasos sanguíneos, estimulados por la diástole y la sístole a lo largo del ciclo cardíaco.

Técnicas de campo

- Se construye un instrumento de medición prototipo con tecnología de semiconductores denominado en esta investigación; sensor óptico reflexivo con elementos óptico electrónicos (optoelectrónicos) en modo reflexivo que permiten emitir y capturar al mismo tiempo una cantidad de luz reflejada.
- Se desarrolla un algoritmo para discriminar entre los valores de las lecturas del sensor óptico reflexivo, previamente tratados en un convertidor analógico digital (ADC) dentro un microcontrolador.

- El sensor óptico reflexivo se utiliza para realizar experimentos de campo en dos escenarios disponibles reales.

- ***In vitro***

Las muestras pertenecen a un grupo de cinco pacientes colaboradores cuya sangre venosa y arterial es extraída de la zona radial, colocada inmediatamente en tubos de 3ml para su análisis.

- ***In vivo***

Las lecturas de las muestras se toman directamente sobre el tejido llamado túnica adventicia de las venas y arterias de un paciente canino macho en una intervención quirúrgica.

Se realizan estimaciones sobre los resultados de ambas técnicas de campo por medio de análisis estadístico, descriptivo y analítico.

1.2 Conclusiones

La investigación presenta la posibilidad de incrementar la funcionalidad de los instrumentos laparoscópicos convencionales, particularmente al lograr la discriminación en tiempo real de venas o arterias y automatizar el posicionamiento de la fuente de luz y visión en modo inalámbrico, demostrando la escalabilidad en la cirugía mínimamente invasiva al introducir métodos alternativos y dispositivos de bajo costo, resguardando en todo momento la seguridad del paciente, cirujano y del equipamiento.

1.1 Estructura de tesis

Capítulo 1

Presenta un resumen de la investigación de campo en la búsqueda de necesidades pendiente de resolver o mejorar dentro del sector salud, particularmente en intervenciones quirúrgicas, permitiendo conocer algunos temas, términos y métodos relacionados para integrarlos en las soluciones propuestas dentro de esta investigación.

Capítulo 2

Se realiza una búsqueda para conocer el estado del arte, el campo de acción e impacto de los resultados de esta investigación. La intervención de los sistemas automáticos en el campo de la medicina principalmente en Estados Unidos de América por su cercanía geográfica, además de contar con amplia disponibilidad de base de datos.

Capítulo 3

Se presenta un análisis a dos problemas y una propuesta de solución para automatizar procesos repetitivos.

Capítulo 4

Desarrolla una investigación formal de los métodos, técnicas y modelos que permitan soportar una solución alternativa para alcanzar el objetivo de este trabajo.

Capítulo 5

Los experimentos se analizan en función de métodos cuantitativos y descriptivos, a partir de datos tratados con sistemas de adquisición de datos (DAQ) para posteriormente automatizar el proceso.

Capítulo 6

Desarrolla un riguroso análisis metodológico, se comparan los resultados con la referencia del capítulo 2 para validar la hipótesis presentada en el capítulo 3.

Capítulo 7

Se realiza una investigación formal de los métodos, técnicas y modelos que permitan soportar una solución alternativa para alcanzar el objetivo para la identificación de venas y arterias.

Capítulo 8

Los experimentos se analizan con métodos cuantitativos y descriptivos en dos modos; in vitro e in vivo sobre muestras de sangre completa.

Capítulo 9

Se desarrolla un riguroso análisis metodológico estimando las variables medidas y comparándola con algunos métodos utilizado por otros autores.

Capítulo 10

En este capítulo se presentan los resultados finales para garantizar el nivel de aprobación o rechazo de la solución propuesta en la hipótesis en ambas investigaciones.

Capítulo 2 Antecedentes

El método para acceder al interior del cuerpo humano se realiza a partir de pequeñas incisiones entre 5-8mm de diámetro sobre el tejido epitelial por donde se introducen instrumentos laparoscópicos (pinzas, sujetadores, cauterizadores, extractores, cámaras...etc.). Hoy en día los instrumentos laparoscópicos han evolucionado hasta niveles de robots cirujanos y muchos de ellos trabajan paralelamente con los humanos, gracias a la inclusión de la tecnología de la información y comunicaciones (TIC) y al desarrollo de poderosos y minimicroprocesadores centrales, así como de versátiles sensores y actuadores de campo. En la Tabla 1 se describe los principales tipos de intervenciones quirúrgicas realizadas con éxito con la participación de automatismos inteligentes en hospitales de Estados Unidos de América.

Tabla 1 Cirugías apoyadas con robots

No	Tipo	Especialidad
1	Cirugía general	Colecistectomía Miotomía Bypass gástrico Esofagectomía
2	Urología	Prostatectomía Reconstrucción uretral Nefrectomía
3	Cirugía cardíaca	Bypass coronario Reparación valvular
4	Ginecología	Histerectomía Anastomosis tubárica Resección ovárica
5	Cirugía ortopédica	Cirugía de rodillas Cirugía espinal Artroplastia
6	Neurología	Radiocirugía Neuronavegación
7	Otorrinolaringología	Tiroidectomía Cirugía oncológica cervical Cirugía oncológica oral y de faringe

La rentabilidad de servicios hospitalarios está basada en rubros bien definidos como son el tiempo invertido en las diferentes cirugías proporcionadas, la cantidad de sangre utilizada por pérdida dentro de la cirugía, costo por asistente, rehospitalización por garantía de servicios, daños en órganos no involucrados. En la Figura 1 se presenta una interpretación a diferentes estudios en Reino Unido (UK) y Estado Unidos de América (USA) [6, 7].

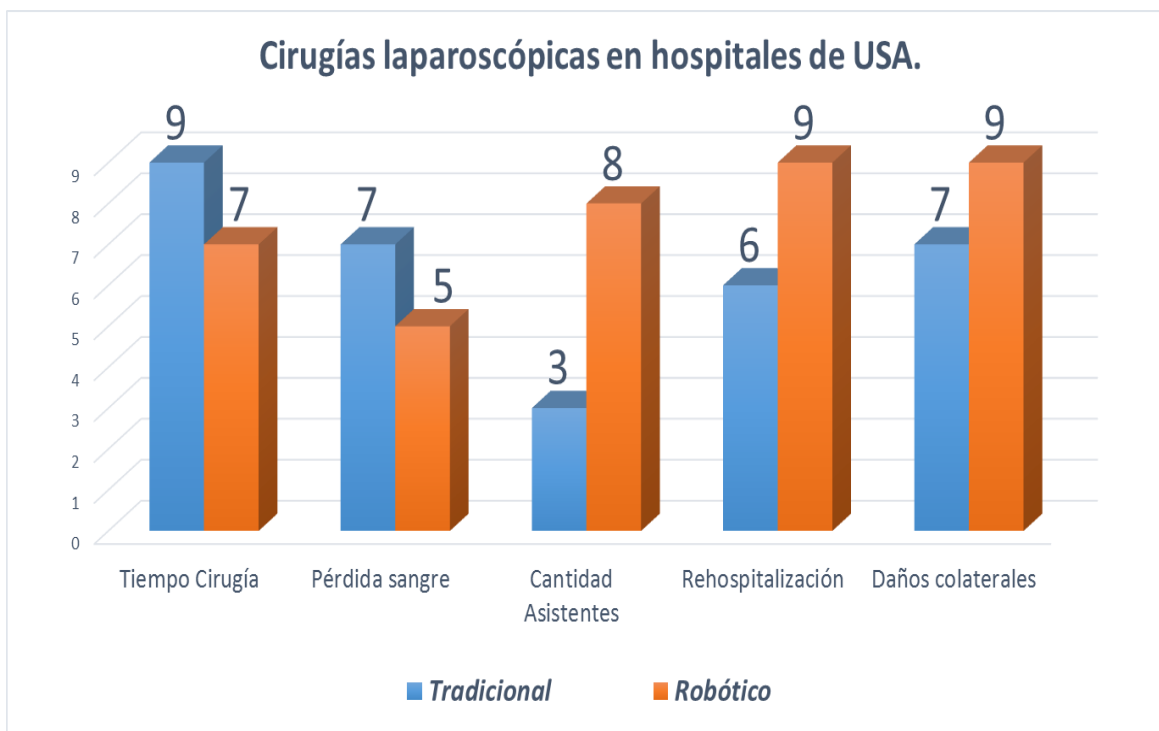


Figura 1. Comparativo de parámetros de rendimiento donde 0 es muy malo y 10 es muy bueno. (Fuente: *IEEE Review in Biomedical Engineering*).

Una valoración cualitativa de percepción de confianza entre pacientes que serán sometidos a una cirugía y tienen la oportunidad de escoger entre una cirugía laparoscópica tradicional versus una con apoyo de robots se presentan en la Figura 2.

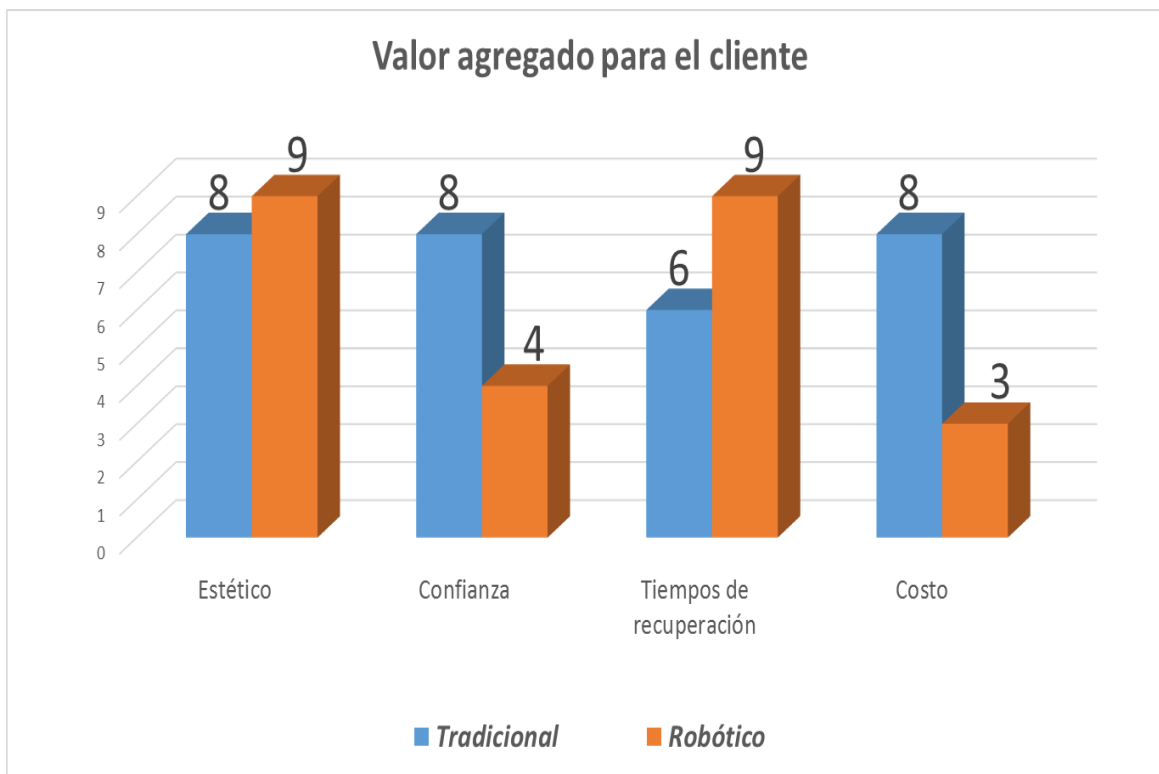


Figura 2. Valoración de rubros relevantes en cirugías en UK, donde 0 es muy malo y 10 muy bueno. (Fuente: *European Urology*, Elsevier).

Se puede concluir que el paciente acostumbrado a ser tratado por su médico humano no está muy seguro de quedar en manos de una máquina, esta percepción está cambiando en las nuevas generaciones de personas, donde convivir con las maquinas autónomas es algo muy cotidiano.

Capítulo 3 El problema

La administración de un hospital dedica buena parte de su esfuerzo al control de costos para mantener servicios de buena calidad. Un área de oportunidad siempre será eliminar los costos por actividades reiterativas y de esfuerzos no remunerables.

3.1 Posicionado de cámara y luz laparoscópica

En la cirugía mínimamente invasiva existe un concepto etiquetado para el posicionamiento manual de la cámara y luz laparoscópicas estimado hasta en un 25% del costo total de una intervención quirúrgica. Por otro lado, la precisión de posición de la cámara y luz laparoscópica se ve afectada por la destreza y estado físico y emocional del controlador humano, sumado a esto la reducción de espacios por la cantidad de participantes y el equipamiento, permitiendo así la oportunidad de desarrollo de métodos alternativos con nuevas tecnologías en esta área [8]. La intención de este trabajo es delegar a las máquinas las actividades reiterativas y de esfuerzo para permitir al humano crear valor dentro del proceso en los sistemas de salud.

3.1.1 Justificación

La masificación de instrumentos médicos inteligentes, se debe principalmente a la apertura de plataformas en el área de las tecnologías de la información y comunicaciones (TIC). Soportados en estas nuevas tecnologías se propone posicionar automáticamente la cámara y luz laparoscópica, por medio de un giroscopio instalado en un instrumento laparoscópico

convencional utilizado por el cirujano. Esto permitirá reducir el 25% de costo etiquetado en la actualidad para este rubro, según datos proveniente de cirujanos locales. Directamente se eliminan los cables y accesorios dedicados en la actualidad para la alimentación eléctrica, la señal de video y control que cuelgan sobre el cuerpo del paciente. Finalmente, el cirujano decide cuando y como posicionar su cámara y luz laparoscópica con sus instrumentos laparoscópicos convencionales.

3.1.2 Objetivos

Construir un prototipo robótico de 3DOF que permita posicionar la cámara y luz laparoscópica en sus movimientos panorámicos (pan), inclinación (tilt) y acercamiento (zoom), controlado por medio de comandos provenientes remotamente desde un manipulador maestro utilizado por el cirujano. Los comandos responden a la señal de posicionamiento espacial alrededor de los ejes x (pan), y (tilt) y z (zoom) del giroscopio MEMS. La morfología del brazo robótico contempla dos movimientos angulares pan y tilt, y uno de traslación para el zoom. La imagen de la cámara y los comandos de posicionamiento se transmiten por un medio inalámbrico a sus actuadores finales.

3.2 Identificador de vasos sanguíneos

Una de las principales complicaciones en la cirugía laparoscópica se presenta cuando el cirujano por error corta alguna arteria [9, 11], aun cuando las razones pueden ser muy diversas en este trabajo nos dedicaremos a encontrar un método para reducción de errores por identificación de la misma. En Estados Unidos de América se reportaron algunos datos del periodo 1990-2004 por la NPDB (National Practitioner Data Bank; de su acrónimo en

inglés) de errores médicos, 191804 casos de negligencias médicas donde el 67% fueron por cirujanos calificados, esto implica altas indemnizaciones por muerte o por mantener las secuelas secundarias generadas por estos errores; en este estudio manejamos el error de apreciación en un ambiente laparoscópico y no como una negligencia médica. Los cirujanos son entrenados para no cometer errores, esto no implica que esos errores no existan, mejor expresado no se registran y menos se publican; con lo cual, el tema de los datos estadísticos en todo el mundo queda en manos de los abogados que defienden los derechos de los pacientes afectados. Sin embargo, es de suma importancia contextualizar el escenario de trabajo para poder entender y posteriormente validar la propuesta de esta tesis en apoyar a los cirujanos o máquinas inteligentes en la reducción de errores.

3.2.1 Justificación

En México los cirujanos tradicionales (no laparoscópicos) se rigen bajo la norma NOM-026-SSA3-2012 [12], la cual establece el debido procedimiento para hospitales mexicanos, así como asignaturas clínicas de cirugías de programadas [13], tan robustas como es el caso de la Facultad de Medicina de la UNAM (Universidad Nacional Autónoma de México), estos además de definir el trabajo sobre una arteria asegura el debido proceso relacionado en una cirugía. Sin embargo el escenario real es poco alentador considerando, la sobrepoblación de cirugías pendientes, mala calidad del equipamiento en instalaciones, estrés de la actividad en sí, y errores de comunicación entre los participantes implica desarrollar métodos alternativos para evitar cortar por error una arteria. Un procedimiento muy común es buscar lenta y cuidadosamente la conexión fisiológica de la arteria en

cuestión, lo cual incrementa los tiempos, costos y estrés siendo el reto aún mayor en un ambiente mínimamente invasivo.

3.2.2 Objetivos

En este trabajo se presenta el desarrollo de un dispositivo inalámbrico que permite al cirujano discriminar entre una arteria o una vena, durante una cirugía laparoscópica dentro de la zona pélvica abdominal del paciente. El cirujano direcciona un haz de luz de longitud de onda específica desde la punta de su instrumento laparoscópico convencional sobre el tejido llamado túnica adventicia (capa externa) del vaso sanguíneos.

- 1.- Validar la longitud de onda más eficiente frente a la absorción lumínica sobre la hemoglobina y oxihemoglobina dentro de los vasos sanguíneos.
- 2.- Estimar las diferencias entre la componente AC de la señal pulsátil arterial y la señal DC de las venas
- 3.- Diseñar un sensor óptico reflexivo con longitud de onda específica para ser instalado en la punta de un instrumento laparoscópico convencional el cual transmite su respuesta en modo inalámbrico a un notificador remoto.

Capítulo 4 Marco teórico de automatización de cámara y luz laparoscópica

La investigación se soporta en una revisión de literatura científica de publicaciones, modelos de teorías y patentes.

4.1 Estado del arte

La búsqueda de información se centra en dispositivo, métodos y técnicas dentro del área médica e instrumentación, seleccionando los que aportar más elementos a la propuesta de este trabajo de investigación.

4.1.1 Automatización de cámara y luz laparoscópica

Hoy en día, el control de posición de la cámara y luz se logra mediante el uso de la visión, voz e interfaces mecánicas. Algunas soluciones para manipular esta trayectoria se presentan a continuación. *El asistente mecánico* con tres grados de libertad (PMAT) [14], donde un arnés mecánico se coloca sobre los hombros del cirujano, para direccionar la visual de la cámara. Otro sistema es el asistente de cámara robotizada (EndoAssist) [15], donde el cirujano mueve la cámara laparoscópica usando un casco equipado con un transmisor de diodo emisor de luz infrarroja (IR LED) direccionado a un receptor de LED (Light Emitting Diode) colocado en un monitor remoto. Este sistema permite cambiar el ángulo de una cámara colocada dentro de la cavidad pélvica de un paciente. Otros métodos, como el sistema endoscópico automatizado para la posición óptima (AESOP) [16] y el sistema KALAR [17], utilizan comandos de voz emitidos por el cirujano. Otra

alternativa utilizada es el acceso de un solo puerto (SPA) [18, 19]; consiste en hacer un orificio de 26 mm de diámetro por debajo del ombligo a través del cual se introduce una cámara independiente y luego se controla desde el exterior por campo electromagnético. Recientemente un robot quirúrgico mínimamente invasivo llamado plataforma de inserción de los efectores robotizados (IREP) [20, 21] construido con eslabones flexibles, se introducen para ayudar a manipular la trayectoria de la cámara y luz laparoscópica [22]. Finalmente, el camarógrafo robótico es un brazo robótico industrial, cuya punta final fue adaptada para proporcionar las imágenes de vídeo a medida que se mueve en la cavidad abdominal del paciente [23].

4.2 Modelos teóricos de solución

4.2.1 Control de cámara y luz laparoscópica

Se utiliza un sensor de posición con giroscopio tipo MEMS, cuyo origen de referencia en un sistema de coordenadas cartesianas, expresa la rotación alrededor de sus ejes en niveles de voltaje en el orden de milivolts (mV) en sus salidas analógicas o multiplexada en un bus de comunicación digital. Esta señal se conecta directamente a la entrada analógica del ADC y posteriormente se procesa con un algoritmo dentro del microcontrolador de lado del instrumento laparoscópico maestro. Una de las formas de validar el rendimiento de este sistema es medir directamente del lado del esclavo los grados de desplazamiento angular para los movimientos pan y tilt, y cotejarlos con los grados de la señal de referencia del giroscopio; otro método es a partir de la sensibilidad proporcionada por el fabricante del sensor en unidades de mV/°/seg. (milivolts/grados/segundo), compararla con el voltaje medido en la salida del ADC en función de su velocidad angular. Así, se introduce el

modelo del comportamiento cinemático del giroscopio para estimar la velocidad angular alrededor de los ejes x , y en grados por segundos ($^{\circ}/\text{seg.}$), partiendo de la Ec. (1) del modelo general al estimar una tasa de cambio:

$$TC = \frac{L_1 + L_0}{t_1 + t_0} \quad (1)$$

donde:

TC = Tasa de cambio

L_1 = Lectura Inicial

L_2 = Lectura final

t_1 = Tiempo inicial de lectura

t_2 = Tiempo final de lectura

Como se observa en la Figura 3, podemos descomponer la fuerza de inercia $\mathbf{F}_{yz}$, $y\mathbf{x}$.

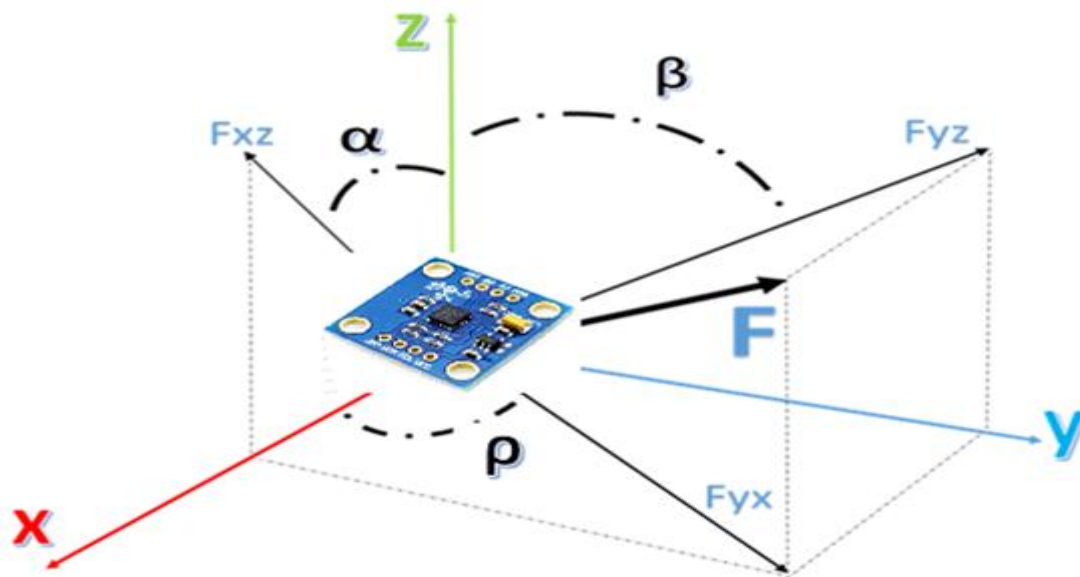


Figura 3. El giroscopio genera la señal de referencia alrededor de x, y, y z envía voltajes proporcionales en cada eje. (Fuente: Propia del autor).

Por el teorema de Pitágoras Ec. (2) tendremos para el plano x z:

$$F_{xz} = \sqrt{F_x^2 + F_z^2} \quad (2)$$

Y en la Ec. (3) para el plano y z

$$F_{yz} = \sqrt{F_y^2 + F_z^2} \quad (3)$$

Posteriormente expresaremos un ángulo de rotación de esta componente, de la siguiente forma:

α : es el ángulo entre la proyección F_{xz} y el eje F

β : es el ángulo entre la proyección F_{yz} y el eje F

Ahora estimaremos la tasa de cambio de los ángulos α, β en las siguientes Ecs. (4) y (5), respectivamente:

$$TC_{\alpha} = \frac{\frac{ADC_{XZ} \cdot V_{ref}}{1023 - V_{zero}}}{Sensibilidad} \quad (4)$$

y

$$TC_{\beta} = \frac{\frac{ADC_{yz} \cdot V_{ref}}{1023 - V_{zero}}}{Sensibilidad} \quad (5)$$

donde:

ADCxz = lectura inicial desde el giroscopio alrededor del eje y.

ADCyz = lectura inicial desde el giroscopio alrededor del eje x.

Vref = Voltaje asignado al ADC para las lecturas.

Vzero= Voltaje del giroscopio cuando no está sometido a ninguna rotación.

Sensibilidad, según fabricante es la variación de milivoltios (mV) por cada grado (°) por segundo (seg.) de rotación.

4.2.2 Control de posición de servomotores

La teoría de control de posicionamiento del servomotor utiliza señales de modulación de ancho de pulsos (pwm), con un nivel de voltaje constante de 5V (en este caso). El patrón de comportamiento se presenta en la Figura 4, donde se observa que los rangos para el desplazamiento de 0° a 180° en el servomotor, requiere de un ancho de pulso en un rango de 0.5ms a 2.5ms en periodos de 20ms.

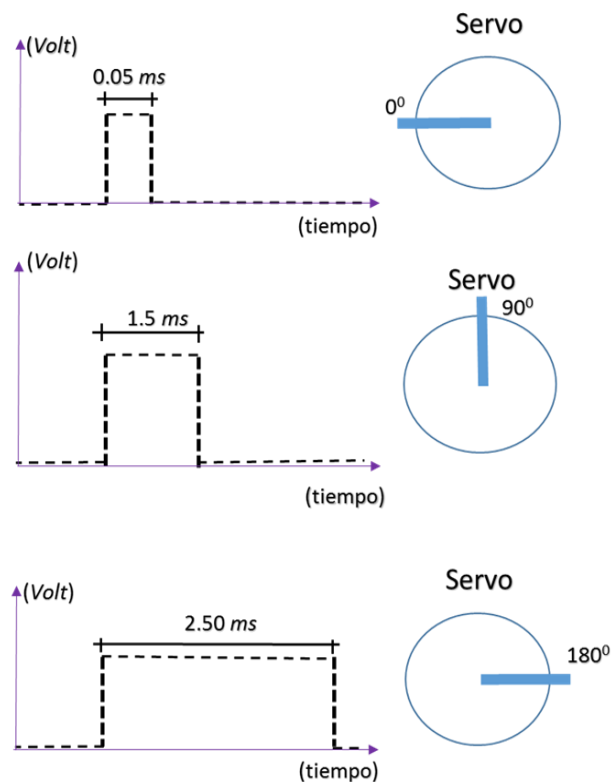


Figura 4. Control para el posicionamiento de un servomotor en un periodo de 20ms.
(Fuente: Propia del autor).

Análisis de modelo dinámico de brazo robótico

Dado que el manipulador de tres grados de libertad está representado por el movimiento rectilíneo $q_1 \in \mathbb{R}$ y dos movimientos angulares $q_2 \in \mathbb{R}$, $q_3 \in \mathbb{R}$, donde q_1 representa el zoom, q_2 es el desplazamiento de la inclinación y q_3 es la panorámica de desplazamiento; tal como se representa en la Figura 5 de acuerdo con el procedimiento de modelado de las ecuaciones de Lagrange de movimiento [24]. En primer lugar, vamos a calcular la energía cinética del manipulador que se da por:

$$k(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} [m_1 \dot{q}_1 + m_2 \dot{q}_2 + m_3 \dot{q}_3] \quad (6)$$

Además, el manipulador no se ve afectado por la gravedad, por lo tanto, la energía potencial es:

$$U(q) = 0 \quad (7)$$

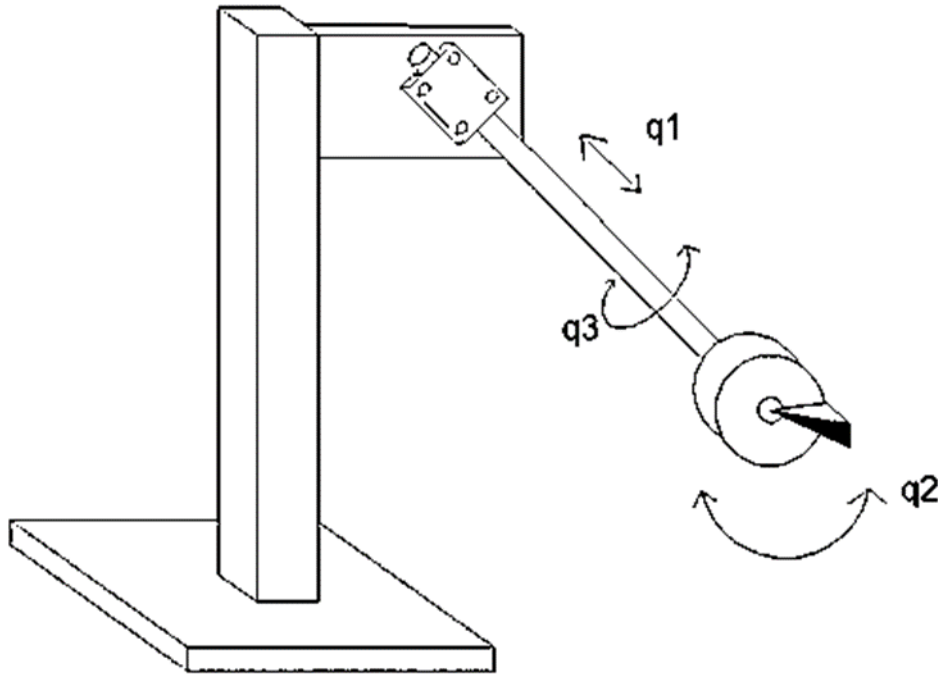


Figura 5. Manipulador esclavo: 3DOF Brazo robótico con cámara en el efector final. (Cortesía: Raúl Rascón Carmona).

A partir de las Ecs. (6) y (7) podemos calcular el lagrangiano de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} L(q, \dot{q}) &= K(q, \dot{q}) - U(q) \\ &= \frac{1}{2} [m_1 \dot{q}_1 + m_2 \dot{q}_2 + \dot{q}_3] \end{aligned} \quad (8)$$

así tendremos que:

$$\frac{\partial L}{\partial q_1} = \frac{\partial L}{\partial q_2} = \frac{\partial L}{\partial q_3} = 0$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = m_1 \dot{q}_1$$

$$\partial L / (\partial \dot{q}_2) = m_2 \dot{q}_2$$

$$\partial L / (\partial \dot{q}_3) = m_3 \dot{q}_3$$

$$d/dt [\partial L / (\partial \dot{q}_1)] = m_1 \ddot{q}_1$$

$$d/dt [\partial L / (\partial \dot{q}_2)] = m_1 \ddot{q}_2$$

$$d/dt [\partial L / (\partial \dot{q}_3)] = m_1 \ddot{q}_3$$

Las ecuaciones de Lagrange del movimiento para el manipulador están dadas por:

$$d/dt [\partial L (q, \dot{q}) / (\partial \dot{q})] - \partial L (q, \dot{q}) / \partial q = \tau \quad (9)$$

donde: $q = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T \in \mathbb{R}^3$ y la entrada de control es $\tau = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T \in \mathbb{R}^3$, o

$$\text{equivalente a: } d/dx [\partial L (q, \dot{q}) / (\partial \dot{q}_i)] - \partial L (q, \dot{q}) / (\partial q_i) = \tau_i, \quad i = 1, 2, 3. \quad (10)$$

El modelo dinámico del sistema en coordenadas del espacio articular es el siguiente:

$$d/dt \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ \tau/m \end{bmatrix} \quad (11)$$

con $q = [q_1, q_2, q_3]^T \in \mathbb{R}^3$, $\tau = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]^T \in \mathbb{R}^3$ y $[m_1, m_2, m_3]^T \in \mathbb{R}^3$,

tendremos un número infinito de puntos de equilibrio de la siguiente forma:

$$[q_1 \ q_2 \ q_3 \ \dot{q}_1 \ \dot{q}_2 \ \dot{q}_3]^T = [S_1 \ S_2 \ S_3 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

siendo $S_1 = q_1(0)$, $S_2 = q_2(0)$, $S_3 = q_3(0) \in \mathbb{R}$, la entrada de control $\tau \in \mathbb{R}^3$ está dado por el giroscopio y el medidor de deformación montado en el agarre laparoscópico.

4.2.3 Sistema de Adquisición de datos

En ambas investigaciones se utilizan sistemas DAQ con algunas diferencias particulares para cada aplicación. Para el caso del posicionamiento automático de cámara y luz

laparoscópica en la Figura 6 ilustra los primeros cuatro procesos que corresponden al manipulador maestro utilizado por el cirujano, el resto pertenece al receptor esclavo remoto.



Figura 6. Modelo completo de procesamiento de señales utilizado por el sistema de posicionamiento de cámara y luz laparoscópica. (Fuente: Propia del autor).

Frecuencia de muestreo del ADC manipulador transmisor

Para prevenir la degradación de resolución en las lecturas por velocidades superiores a 200kHz, la velocidad del reloj de 16MHz se reduce a 125kHz para lo cual el fabricante recomienda un factor de pre escala de 128, así se tendrá un reloj de 12kHz ($16 \text{ MHz} / 128$) con un convertidor de 13 ADC ciclos de reloj, esta nos proporcionará una frecuencia de muestreo de 9600Hz ($125\text{kHz} / 13$).

Resolución del ADC del manipulador maestro

La resolución representa el mínimo de partes en las cuales puede ser dividido el voltaje (en unidades de volts “V”) de referencia ($V_{\text{ref}} = 3.3\text{V}$) del sensor óptico reflexivo. El ATmega328 tiene 10bits, así la resolución será 3.23mV, esto es ($3.3\text{V} / 1024$), también llamada bit menos significativo (LSB).

Codificación del ADC manipulador maestro

Un rango de valores enteros entre 0 y 1023 representan la salida del voltaje del sensor óptico reflexivo. El ATmega326 proporciona 10 bits de resolución y es alimentado con un

voltaje referencia de 3.3V, así tendremos 3.29V ($LSB * 1023$) que será en teoría el máximo voltaje disponible, también puede ser expresado en términos del error 0.097% ($.00323V * 100 / 3.3V$).

4.3 Hipótesis

Los movimientos de pan, tilt y zoom de una cámara y su luz laparoscópica se pueden controlar por la señal de referencia pan, yaw y pitch provenientes de un giroscopio MEMS.

4.4 Limites

Para el posicionamiento automático de la cámara y luz laparoscópica se utiliza un modelo de control abierto. En teoría de control existen dos grandes modelos, el de lazo cerrado y lazo abierto, el primero guarda continuamente un protocolo de retroalimentación entre la entrada y la salida, mientras que el segundo solo utiliza la función de transferencia de diseño, y no informa en ningún momento del resultado final de la salida. Esta postura no lleva implícita el fracaso, por el contrario, los sistemas de lazo abierto además de bajo costo, requieren de un control relativamente sencillo.

Capítulo 5 Metodología de automatización de cámara y luz laparoscópica.

El método empírico está presente a lo largo de esta investigación, realizando experimentos de campo para la recolección de los datos y posteriormente desarrollar un análisis descriptivo sobre los mismos en capítulos posteriores. Los modelos teóricos descritos en el capítulo anterior se prueban en prototipos armados en laboratorio utilizando manuales de ingeniería, materiales y métodos que involucren la seguridad personal y de equipamiento.

5.1 Posicionamiento de la cámara y luz laparoscópica

La trayectoria de los movimientos de pan, tilt y zoom se realiza a partir de señales de referencia generadas por la orientación giroscopio con tecnología MEMS instalado sobre el instrumento laparoscópico maestro. Las salidas analógicas del giroscopio pan yaw y pitch se conectan directamente a las entradas analógicas de un microcontrolador, equipado con un convertidor analógico digital (ADC) con resolución de 10bits. Se diseña un algoritmo maestro para analizar los valores digitales provenientes del ADC y posteriormente convertirlos en grados de trayectoria angular para codificarlos, multiplexarlos y ser enviados por un bus de comunicación serial (SPI) hacia un módulo de radiofrecuencia (RF), para ser transmitido inalámbricamente direccionado al módulo receptor instalado en un brazo robótico esclavo 3DOF donde se demultiplexan, decodifican e interpretan en grados de posicionamiento angular para los movimientos pan, zoom y tilt utilizados para la

trayectoria de la cámara y luz laparoscópica. El sistema completo se muestra en la Figura 7.

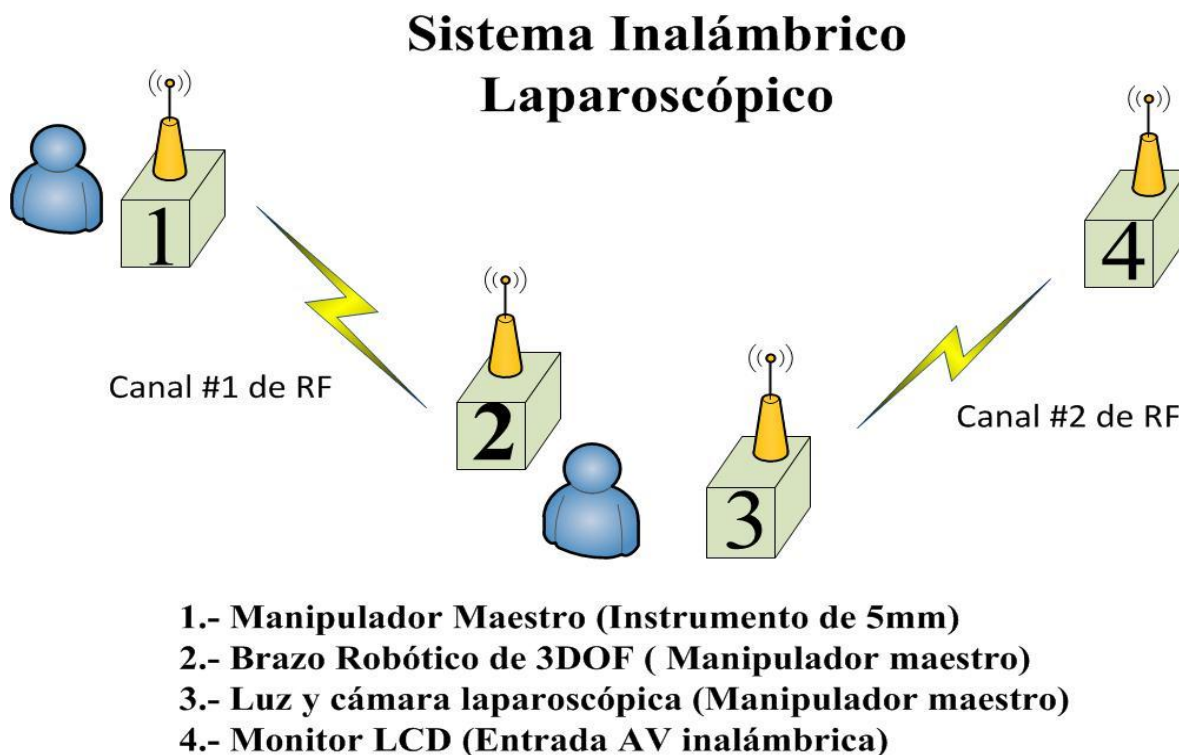


Figura 7. Sistema automático de posicionamiento de cámara y luz laparoscópica (*Fuente: Propia del autor*).

5.1.1 Método para generar señal de referencia

La señal de referencia se genera alrededor de x (pan), y (pitch) y z (yaw) en el giroscopio montado sobre un instrumento laparoscópico convencional. El cirujano decide cuándo iniciar o detener la trayectoria de la cámara y luz laparoscópica, al presionar con el pulgar un sensor resistivo de fuerza (FSR) instalado en el cuerpo del instrumento (tijera de 5mm de diámetro), estos elementos se ilustran en la Figura 8.

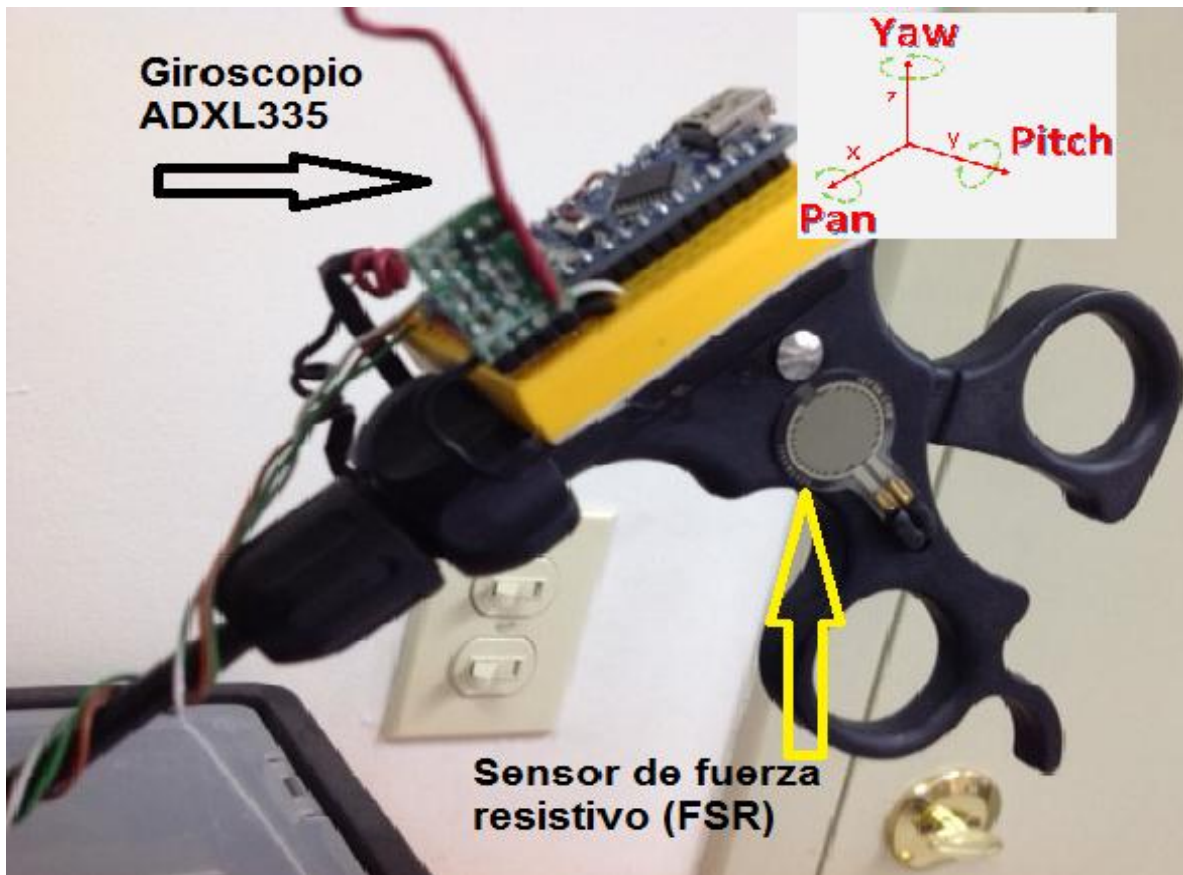


Figura 8. Manipulador maestro diseñado a partir de un instrumento laparoscópico convencional, el cual es rotado alrededor de los ejes x , y , z por el cirujano para guiar remotamente la cámara laparoscópica inalámbrica. (Fuente: Propia del autor).

5.1.2 Método para posicionar el brazo robótico esclavo

El cirujano, al utilizar el instrumento manipulador maestro, tendría un espacio de trabajo limitado, debido al movimiento natural de la muñeca de la mano respecto al orificio de 5mm en la zona epitelial del paciente. Por lo tanto, la rotación alrededor de las coordenadas x , y , z se restringe a un rango de 0° a 90° para cada eje. Los instrumentos laparoscópicos colocados sobre en el brazo robótico esclavo de 3DOF tienen un espacio de trabajo de 0° a 90° ($-\varphi$ a φ , $-\theta$ a θ) para movimiento pan y tilt y un desplazamiento lineal de

50mm para el movimiento de zoom (r) dentro de la zona pélvica abdominal del paciente como se representa en la Figura 9 derecha.

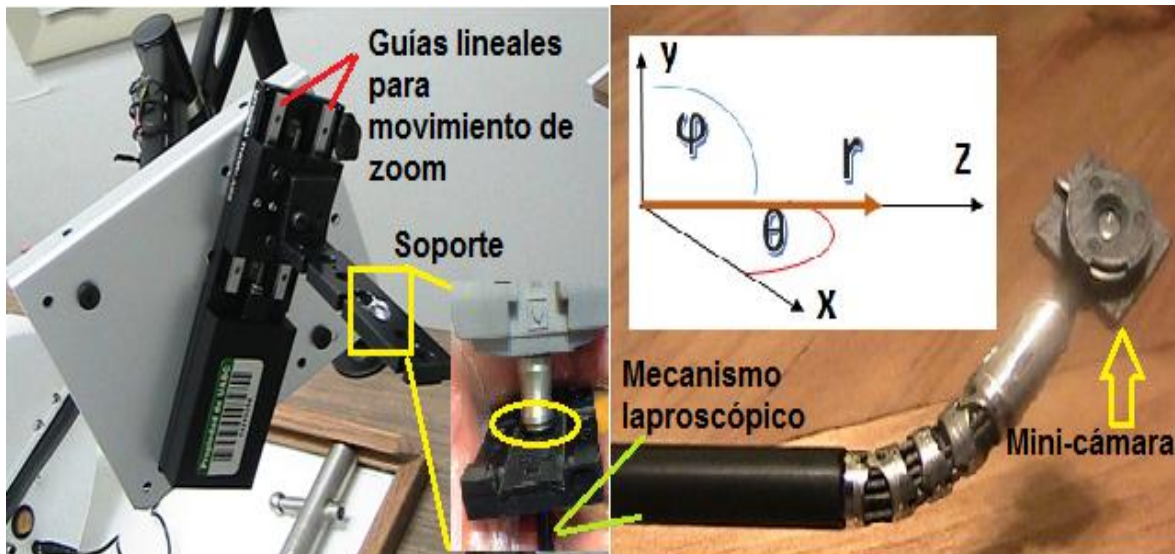


Figura 9. Brazo mecánico 3DOF (lado izquierdo). El sistema de coordenadas esféricas se introdujo para ilustrar mejor el movimiento de pan, tilt y zoom dentro del abdomen del paciente, no es necesaria ninguna conversión entre sistemas de coordenadas (lado derecho). (Fuente: Propia del autor).

5.1.3 Algoritmo de control de posición del sistema

En la figura 10 se ilustra el diagrama de flujo que representa el proceso para comunicar y controlar el mecanismo con 3DOF desde el instrumento laparoscópico maestro utilizado por el cirujano.

Sistema de control maestro / esclavo

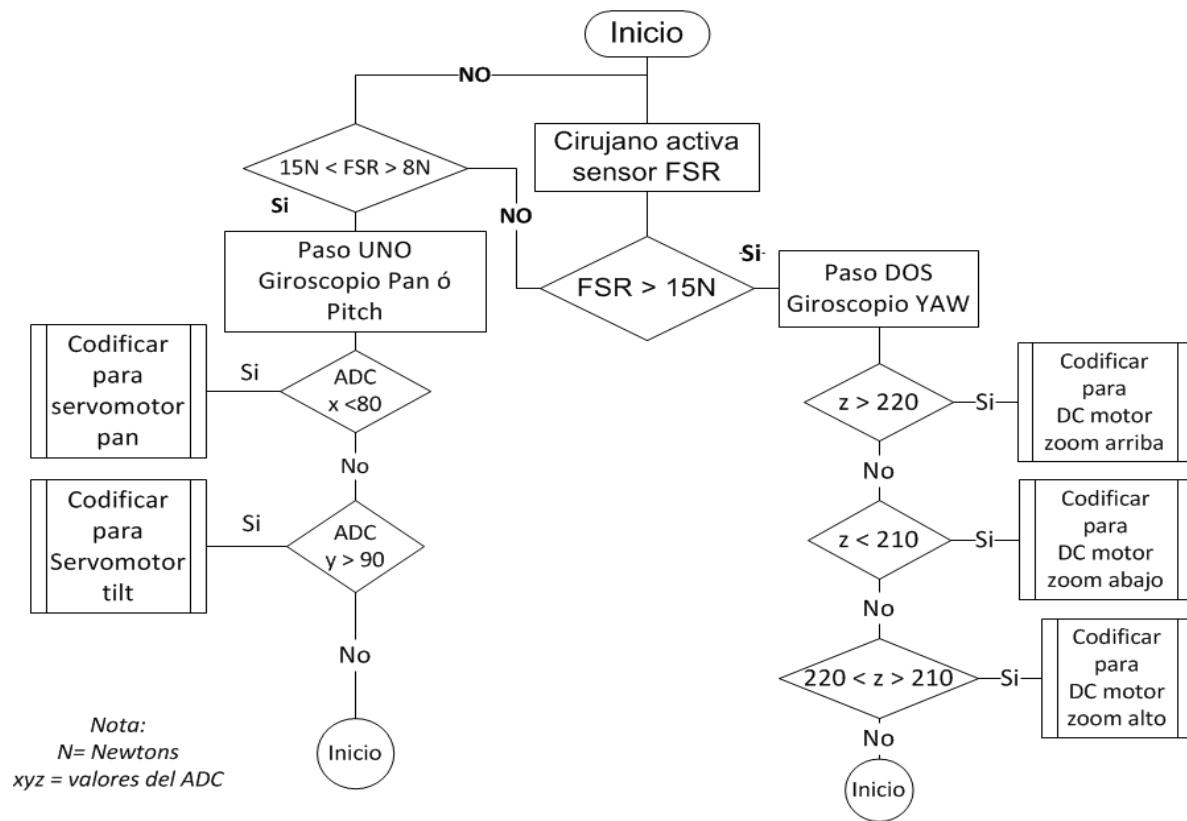


Figura 10. Diagrama de flujo de manipulación del proceso para posicionar la cámara y luz laparoscópica. (Fuente: Propia del autor).

Tabla 2. Sistema de movimiento rotacional sistema completo maestro/esclavo.

Maestro				Esclavo		
Dirección	Desplazamiento	Orientación	Posición	Position	Cámara	
(ejes)	(radianes)	(giro)	(grados)	ángulo	(grados)	(dirección)
x (roll)	q_2	derecha	0 a 45	Φ	0 a 45	pan a la derecha
x (roll)	$-q_2$	izquierda	0 a -45	$-\varphi$	0 a -45	pan a la izquierda
y (pitch)	q_3	derecha	0 a 45	θ	0 a 45	tilt a la derecha
y (pitch)	$-q_3$	izquierda	0 a -45	$-\theta$	0 a -45	tilt a la izquierda

Tabla 3. Sistema de coordenadas movimiento lineal maestro/esclavo

Manipulador				Esclavo		
Dirección	Desplazamiento	Orientación	Posición	Eje	Posición	Cámara
(eje)	(mm)	(giro)	(grados)		(mm)	(dirección)
z (yaw)	q_1	derecha	0 a 45	r	0 a 50	acercamiento
z (yaw)	$-q_1$	izquierda	0 a -45	r	50 a 0	alejamiento

5.2 Materiales

5.2.1 Modulo electrónico para la cámara y luz laparoscópica

La Figura 11, muestra los componentes electrónicos montados en una placa electrónica (protoboard) que son colocados sobre el instrumento laparoscópico (tijera monopolar desechable, hoja 17mm). La Figura 12 ilustra los componentes electrónicos del brazo robótico 3DOF. El sistema completo consta de un microcontrolador esclavo (modelo: ATmega2560, de Atmel, San Francisco, CA, EE.UU.), dos servomotores de 5Vdc (modelo:

SA-1283SG, de Savox, Salt Lake City, Utah, EE.UU.), un motor de 12Vdc (MTS50-Z8 *Motorized Translation Stage* hecho por Thorlabs Inc., Newton, Nueva Jersey, EE.UU.). Tercero, una minicámara inalámbrica con luz blanca (tipo: pin) instalada en la punta de un instrumento laparoscópico (tipo: tijera de aguja de 5mm modelo: Da Vinci 400117, instrumento *Endowrist, Intuitive Surgical*, Mount View, CA, EE. Por último, un monitor de cristal líquido (LCD) (modelo: 32 "HD plano TV FH4005 series 4, de Samsung, Suwon, Corea del Sur), con entrada de audio y video inalámbrico (AV IN) para la recepción de imágenes procedentes de la minicámara inalámbrica laparoscópica, las imágenes son transmitidas entre la cámara laparoscópica y el monitor LCD utilizando el canal 2 de radiofrecuencia (RF) a 2,4888GHz. El brazo robótico 3DOF (manipulador esclavo) y el instrumento laparoscópico (maestro manipulador) se comunican utilizando el estándar IEEE 802.15.4 por el canal 1 de RF a 2,677GHz.

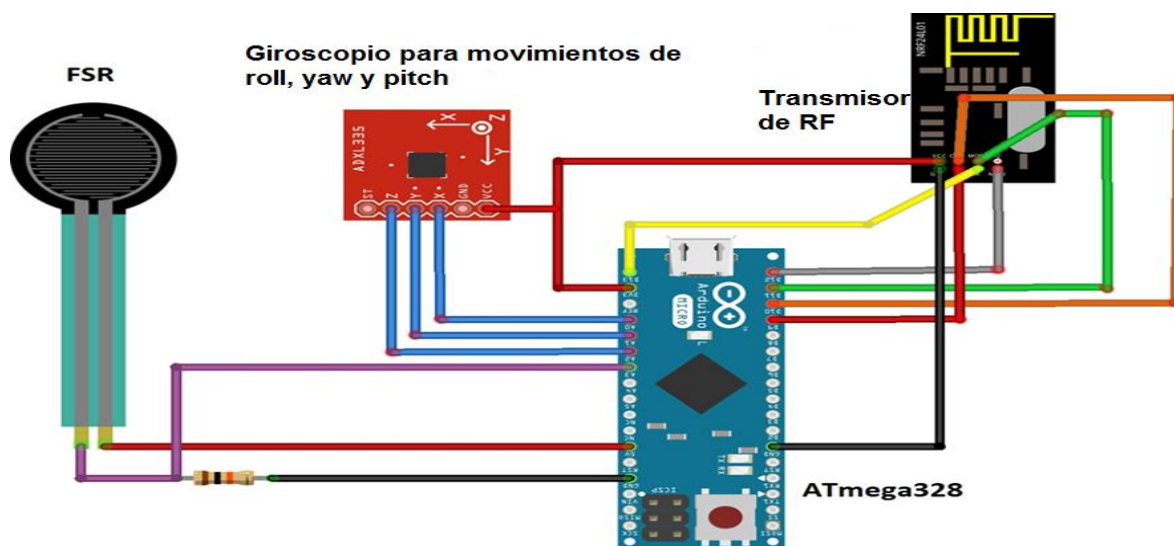


Figura 11. Diagrama eléctrico del manipulador maestro de posicionamiento. FSR sensor utilizado por el cirujano para iniciar el posicionamiento. El giroscopio genera las señales de referencia analizadas por el DAQ. El microcontrolador (ATmega328) contiene el ADC y el algoritmo. Finalmente el módulo RF envía por radiofrecuencia la trayectoria al Brazo robótico. (Fuente: Fuente propia del autor).

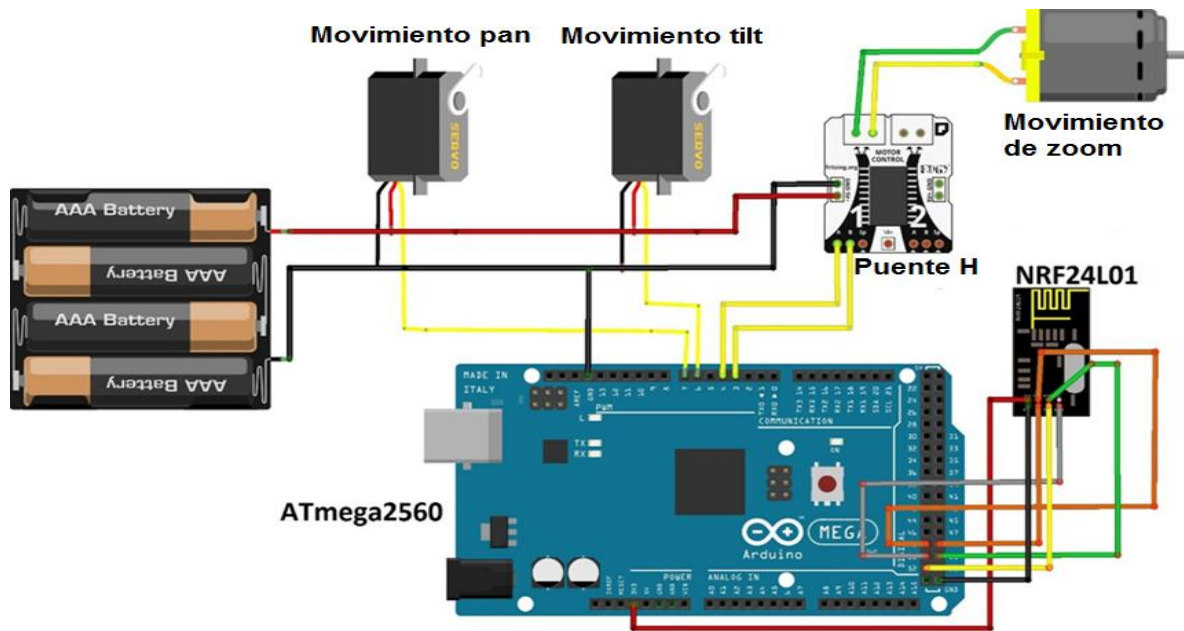


Figura 12. Diagrama eléctrico para el control del brazo robótico esclavo. El NRF24L01 recibe la trayectoria por radiofrecuencia, el microcontrolador contiene el algoritmo y control eléctrico, el H-bridge gestiona la funcionalidad del motor para el zoom, finalmente los servomotores realizan los movimientos de pan y tilt. (Fuente: Propia del autor).

Capítulo 6 Interpretación de resultados de automatización de cámara y luz laparoscópica

Los datos de los experimentos realizados con prototipos armados en laboratorio se cotejan con equipos que guardan una línea de trazabilidad confiable.

6.1 Posición de cámara y luz laparoscópica.

Para ilustrar la respuesta de los servomotores en los movimientos pan y tilt, conectamos la señal de pwm de ADC a un osciloscopio (Tektronix Mod. MSO4034, firmware ver 2.15). Los resultados experimentales son representativos de ambos desplazamientos angulares q_2 y q_3 , pero sólo uno (pan) fue reportado. Para el movimiento de zoom se utiliza la adquisición de datos con Matlab R2014.

6.1.1 Respuesta de servomotores a señal pwm

Analizando los resultados experimentales de seguimiento de referencia utilizando el servomotor Savox para movimiento panorámico q_2 o de inclinación q_3 , en la Figura 13 el voltaje proporcional de 1.4V en la salida del giroscopio (eje x) muestra valores de 0.6ms para el pwm, esto significa -13° para la posición del servomotor como se muestra en la Figura 14. En la Figura 15 tenemos 1.0ms de pwm para 1.7V en la salida x del giroscopio esto representa 13° para el servomotor de la Figura 13. Finalmente, para 1.5ms de pwm tenemos 1.98V en la salida del giroscopio como se muestra en la Figura 16 que representa 42° para la posición del servomotor de la Figura 13.

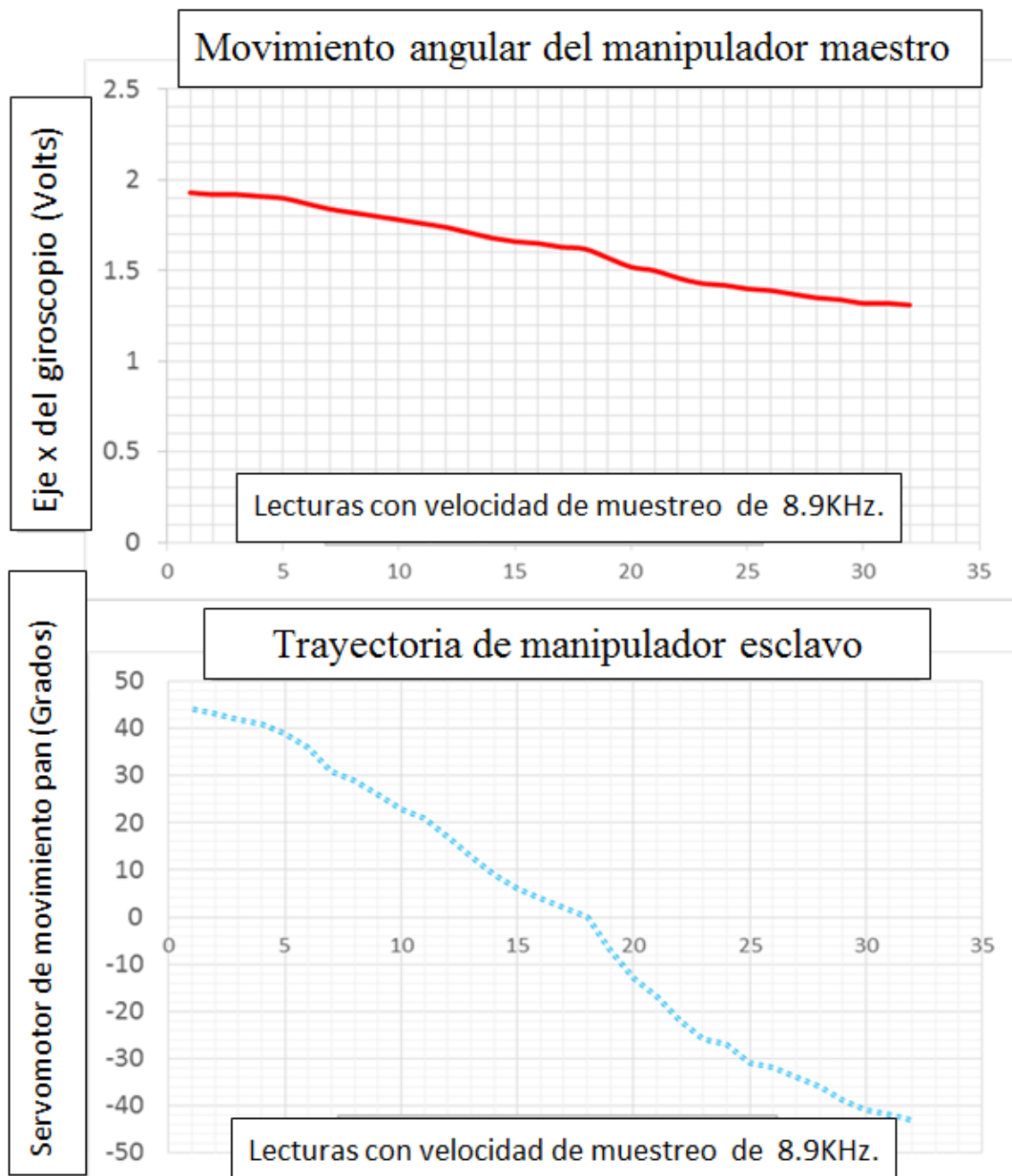


Figura 13. Respuesta de servomotores versus señales de referencia del giroscopio. (Fuente: Propia del autor).

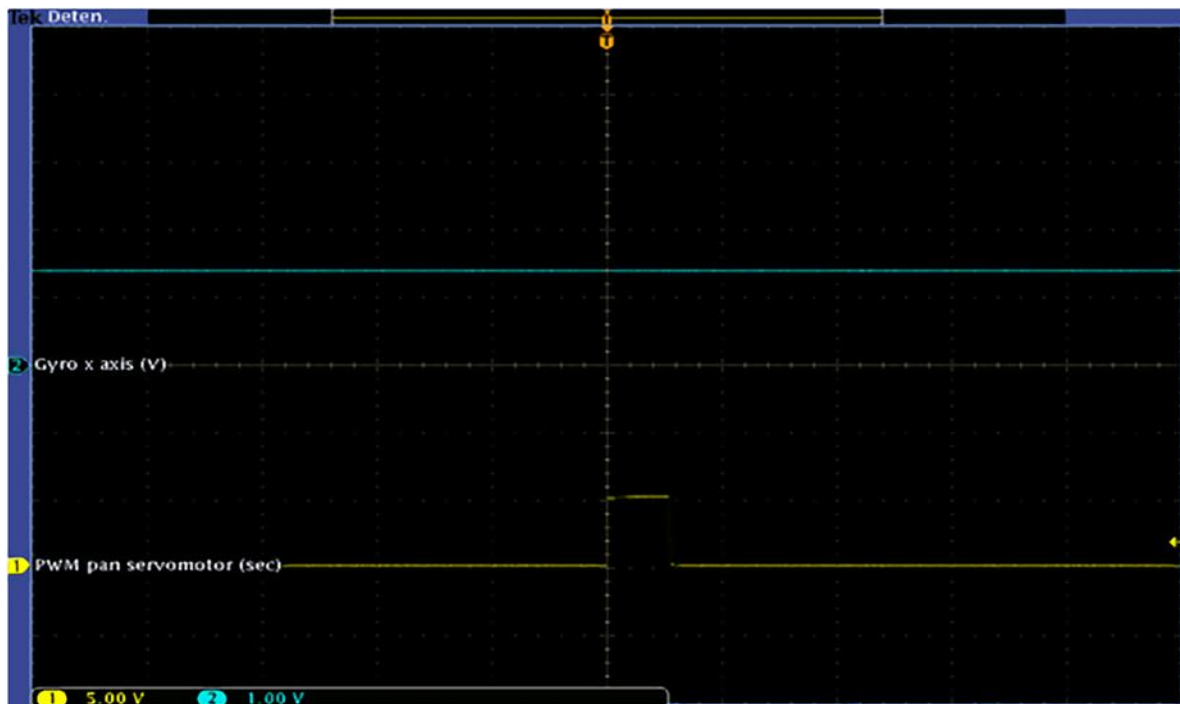


Figura 14. La línea superior color azul mide el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.4V), mientras que la línea inferior muestra el pwm (0.6ms) que se enviara al servomotor para una rotación angular de -13° . (Fuente: Propia del autor).



Figura 15. La línea superior color azul indica el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.0V), en la parte inferior se mide la señal pwm (1.0ms) para enviar al servomotor y ejecutar un movimiento angular de 13° . (Fuente: Propia del autor).

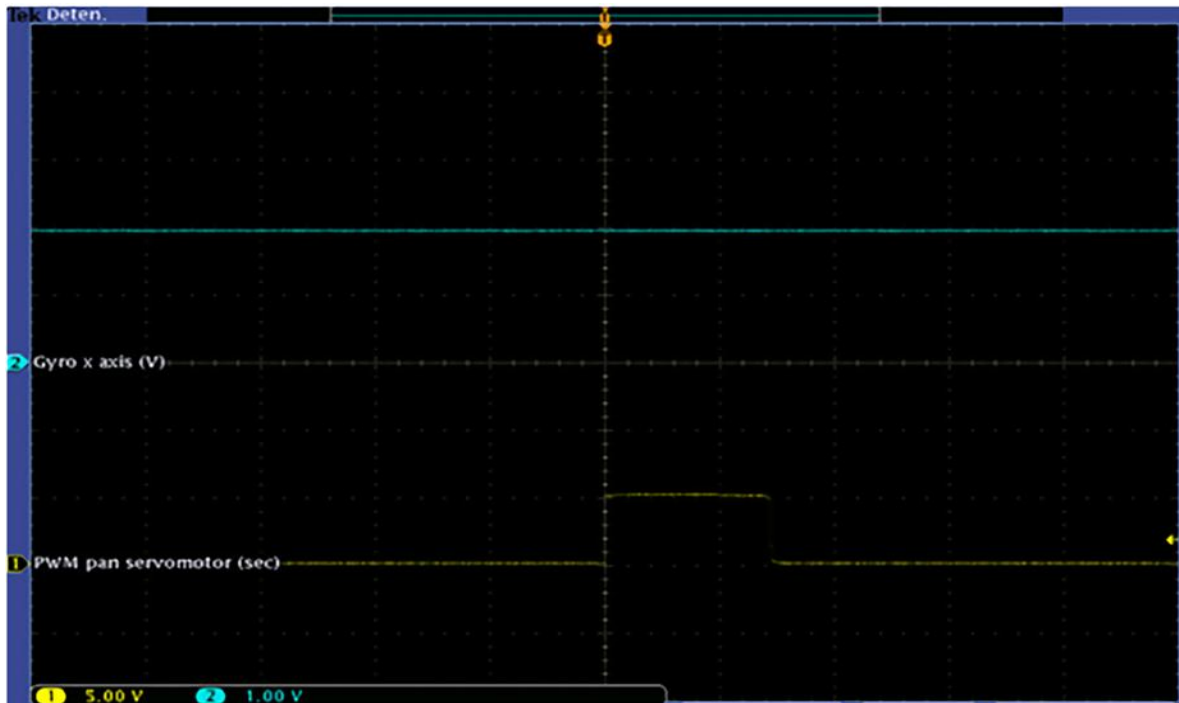


Figura 16. La línea superior indica el nivel de voltaje de la salida x del giroscopio (1.98V), mientras que en la parte inferior se mide el pwm (1.5ms) que es enviado al servomotor para un movimiento angular de 42°. (Fuente: Propia del autor).

6.1.2 Respuesta de motor DC a giroscopio

El registrador de datos captura la señal de voltaje alrededor del eje z. La Figura 17 ilustra la respuesta del movimiento zoom cuando la orientación del giroscopio es inferior a 75° el zoom se mueve hacia abajo (-5Volts), cuando el desplazamiento angular del giroscopio es superior a 125° el zoom se mueve hacia arriba (+5Volts), finalmente, si el giroscopio gira entre 76° y 124° el zoom del movimiento rectilíneo q_1 , se detiene.

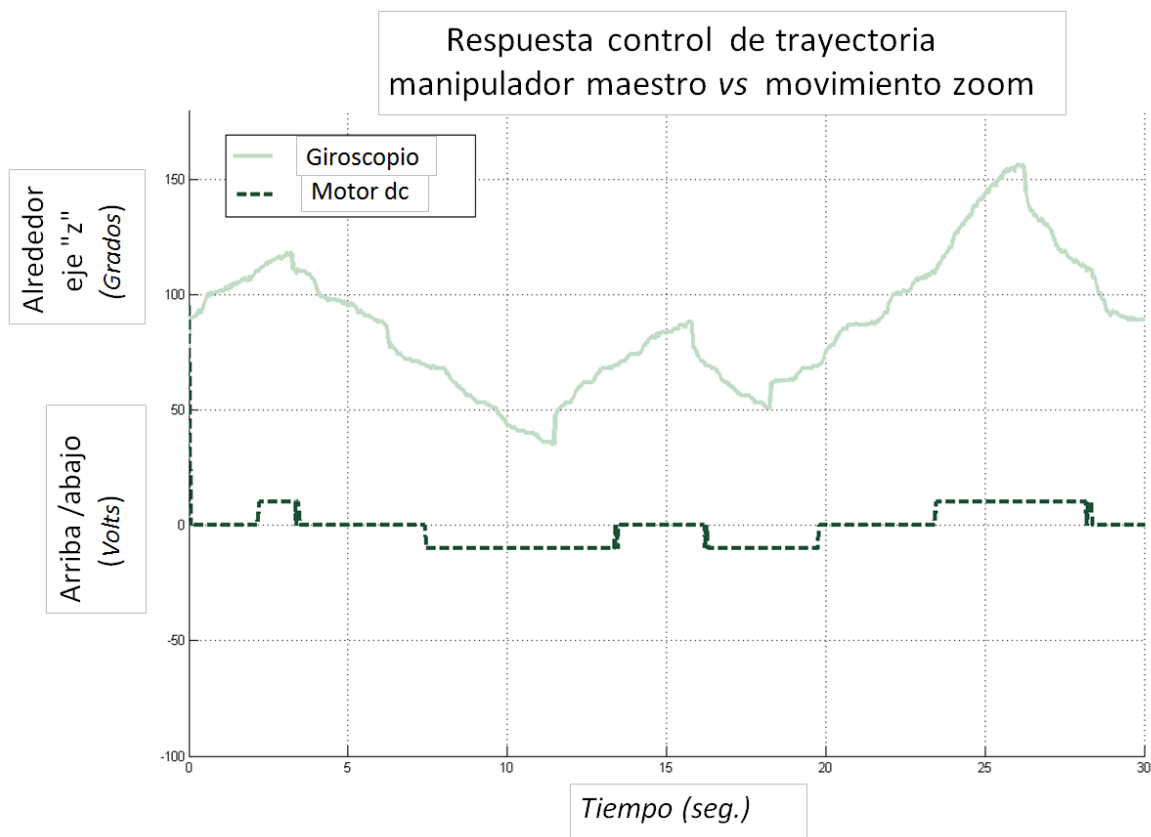


Figura 17. Registro de datos para el seguimiento de referencia mediante el motor lineal MTS50-Z8, que se utiliza para el movimiento de zoom q_1 . (Fuente: Propia del autor).

6.1.3 Trayectoria de movimientos pan tilt y zoom

El presente estudio demuestra que los movimientos para posición de una cámara laparoscópica y su fuente de luz (esclavo brazo 3DOF) dentro del abdomen de un paciente puede ser controlada por el cirujano con un instrumento laparoscópico (maestro manipulador). Una forma de validar la estabilidad del procedimiento es a partir de la sensibilidad del giroscopio proporcionada por el fabricante para este caso es $300\text{mV} / ^\circ / \text{s}$. Considerando que a menor sensibilidad obtendremos menor resolución, estimaremos con la Ec.16 el error absoluto, y en la Ec. 17 el error científico.

$$e = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - \bar{x}|}{N} \quad (16)$$

$$X = \bar{X} \pm e \quad (17)$$

donde:

x_i = Lecturas de sensibilidad (mV/°/s)

$\bar{X}$ = Promedio de lecturas.

N = Número de lecturas totales

X= Error expresado en forma científica

Los resultados de los experimentos muestran la viabilidad de utilizar un sensor FSR para seleccionar entre dos pasos diferentes, el primero para enviar información a los servomotores para la trayectoria de movimientos pan y tilt , y el segundo al motor de dc para la trayectoria del movimiento de zoom. Bajo el mismo tenor los experimentos observan un buen grado de precisión a lo largo del proceso desde la captura de la señal de referencia a través del medio de transmisión del sistema de radiofrecuencia con el módulo RF NRF24L01, hasta la respuesta de los actuadores electromecánicos (servomotores y motor dc) .

Capítulo 7 Marco teórico identificado de venas y arterias

Una de las principales diferencias entre una vena y una arteria estriba en una propiedad química de la proteína llamada hemoglobina contenida en la célula sanguínea denominada glóbulos rojos (eritrocitos). La función biológica de la hemoglobina es suministrar el oxígeno dentro del torrente sanguíneo. La oxigenación dentro del torrente sanguíneo se logra por una acción diferencial de presiones, a nivel fisiológico entre los órganos llamados alvéolos y los vasos sanguíneos durante el intercambio de gases; oxígeno (O_2) y dióxido de carbono (CO_2). La magnitud definida para la oxigenación de la hemoglobina es llamada porcentaje de saturación de oxígeno, siendo diferente para el flujo de sangre dentro de una vena y para el mismo flujo dentro de una arteria. Bajo el mismo tenor, el porcentaje de saturación de oxígeno produce un fenómeno físico capaz de reflejar, transmitir absorber o refractar una cantidad de energía luminosa. La medición de energía luminosa sobre la sangre venosa y arterial, nos permite presentar un método para la discriminación entre venas y arterias. El valor de una variable independiente permite una referencia de discriminación entre venas y arterias, midiendo así el nivel de éxito o fracaso de nuestra investigación. El estudio de investigación formal da inicio a partir de una búsqueda del estado del arte del tema en cuestión, para esto se estudian artículos de investigación científica, patentes y equipos que aporten datos útiles a este trabajo

7.1 Técnicas utilizadas

En Octubre del 2008 se publicó un trabajo llamado “*Enhance Surgical Imaging: Laparoscopic Vessel Identification and Assessment of Tissue Oxygenation.*” [25], en el cual se propone un método para identificar y monitorear la oxigenación vascular en tejido de los vasos sanguíneos en cirugías de nefrectomía sobre arterias renales múltiples. En la Figura 18 se muestra este singular sistema el cual requiere de algoritmos para procesamiento de imágenes, además de un sistema de visión con cámaras tipo 3CCD (3 Charge Coupled Devices), las cuales deben estar conectadas en todo momento al suministro de control y alimentación externo localizado a un costado del paciente.

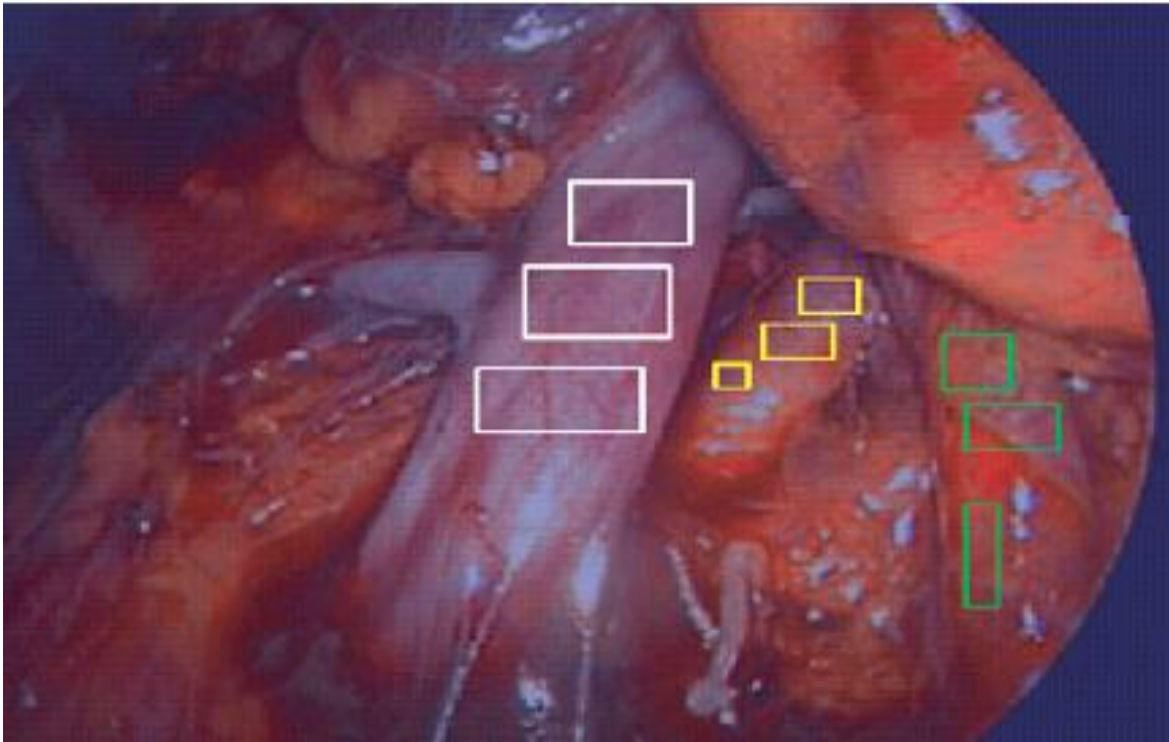


Figura 18. Discriminador de tejido de vasos sanguíneos con analizador de imágenes. (Fuente: *Journal of American College of Surgeons, Elsevier*).

En 1995 se registró en Estados Unidos de America la patente titulada “*Noninvasive system for characterizing tissue in vivo*” con el número de expediente US5807261A [26], presentando un sistema de análisis de tejido humano en general, en un ambiente mínimamente invasivo, el cual utiliza puntas intercambiables sobre un instrumento laparoscópico en función de la actividad a realizar, entre esas funciones está el análisis de tejido vascular. Este sistema está compuesto por tecnología de espectrometría y una base de datos, la cual registra toda la información requiriendo para ello de equipamiento externo tanto de alimentación, control y conectividad para la base de datos. Un diagrama de la patente se muestra en la Figura 19.

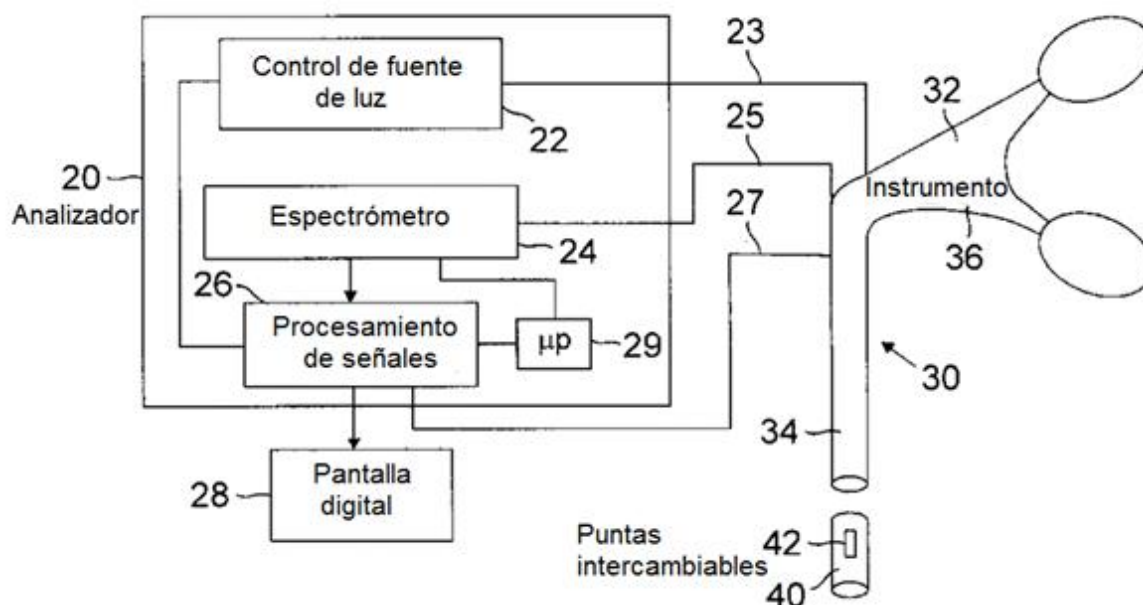


Figura 19. Análisis y recolección de tejido humano con espectrometría. (Fuente: Patent US5807262 A, USA patent).

Finalmente, están las aplicaciones de pulsioximetría apoyadas en la técnica no invasiva para estimar la frecuencia cardíaca y oxigenación del sistema circulatorio [27]; sin embargo, estas aplicaciones requieren de la emisión de dos longitudes de onda para generar

las lecturas que son evaluadas con un algoritmo de decisión. Por otro lado, estas tecnologías han dejado de lado las longitudes de onda de los 650nm la cual experimenta un excelente comportamiento frente a la absorción y transmisión lumínica de la hemoglobina y oxihemoglobina como se muestra en la Figura 20.

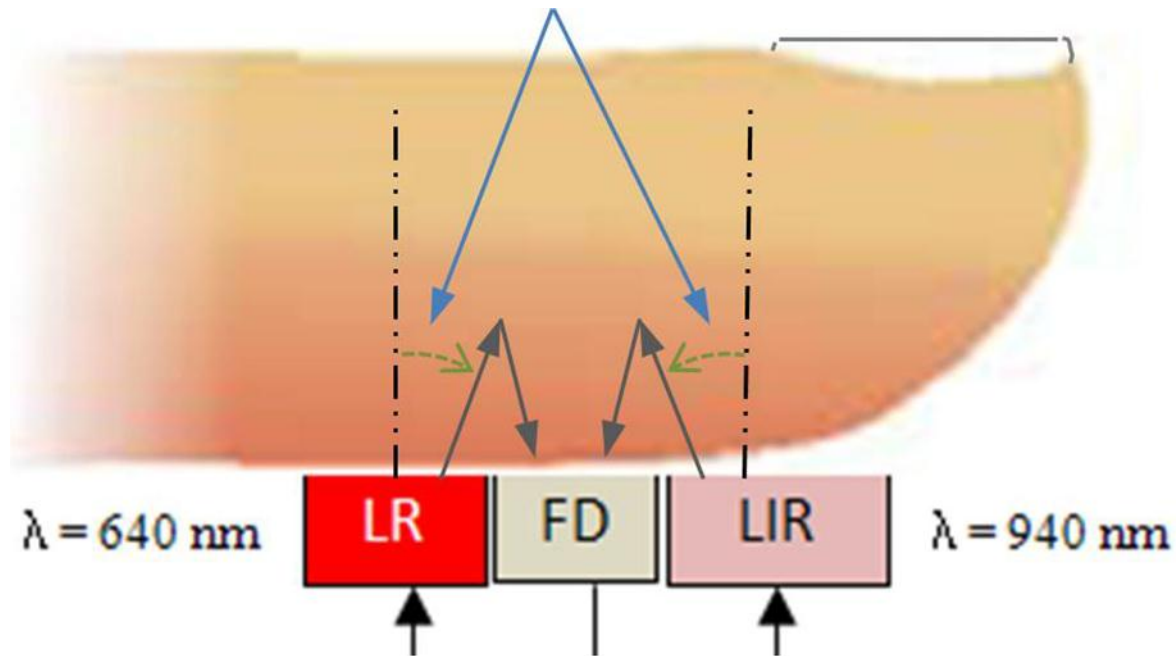


Figura 20. Pulsioxímetro de bioseñales en modo reflexivo, cuenta con dos fuentes de longitudes de onda diferentes LR y L/R, y un elemento receptor FD (fotodiodo) que capta la luz que se refleja desde el tejido. (Fuente: RUI de RA, DNI 03906126-J).

7.2 Técnicas propuestas

En esta sección se introduce dos técnicas de identificación, en primer lugar en base a la estructura bioquímica de la sangre en segundo en función de la fisiología del sistema circulatorio.

7.2.1 Modelo general de espectrofotometría UV-Visible

El nivel de absorción en la sangre venosa o arterial depende del porcentaje de enlaces saturados de oxígeno en las moléculas de hemoglobina. La complejidad de medir la

oxigenación en venas y arterias directamente, implica no solo analizar los efectos de absorción de la sangre sino también el control de la dispersión de la luz en ella por el plasma y la atenuación debida al tejido de la piel de la vena, efectos que se asumen controlados en las publicaciones de Larry Reynolds con óptica difusa [28] y modelos de Efectos de Scattering por Michael L. Polanyi [29]. En este trabajo aun cuando no se utiliza un método para medir la absorción o transmisión de un haz de luz a través de una solución, presentamos a manera de introducción algunos conceptos que sustentan la participación de un modelo a base de dispositivos optoelectrónicos. El método cuantitativo para medir absorbancia de una solución a partir del modelado de Beer [30], se presenta en la Ec. (12) como un modelo general.

$$A = -\log T = \log \frac{P_o}{P} = ebc \quad (12)$$

Este modelo sostiene que la concentración de una solución denominada analito con una absortividad e , se relaciona linealmente con el efecto de absorbancia de la misma, de esta manera con la Ec. (13) se presenta una estimación experimental para la transmitancia, que se concibe como la cantidad de luz de una fuente que finalmente atraviesa el analito.

$$T = \frac{P}{P_o} \quad (13)$$

donde P es de la potencia radiante de disolución y P_o es la potencia radiada sobre el disolvente como se muestra en la Figura 21.

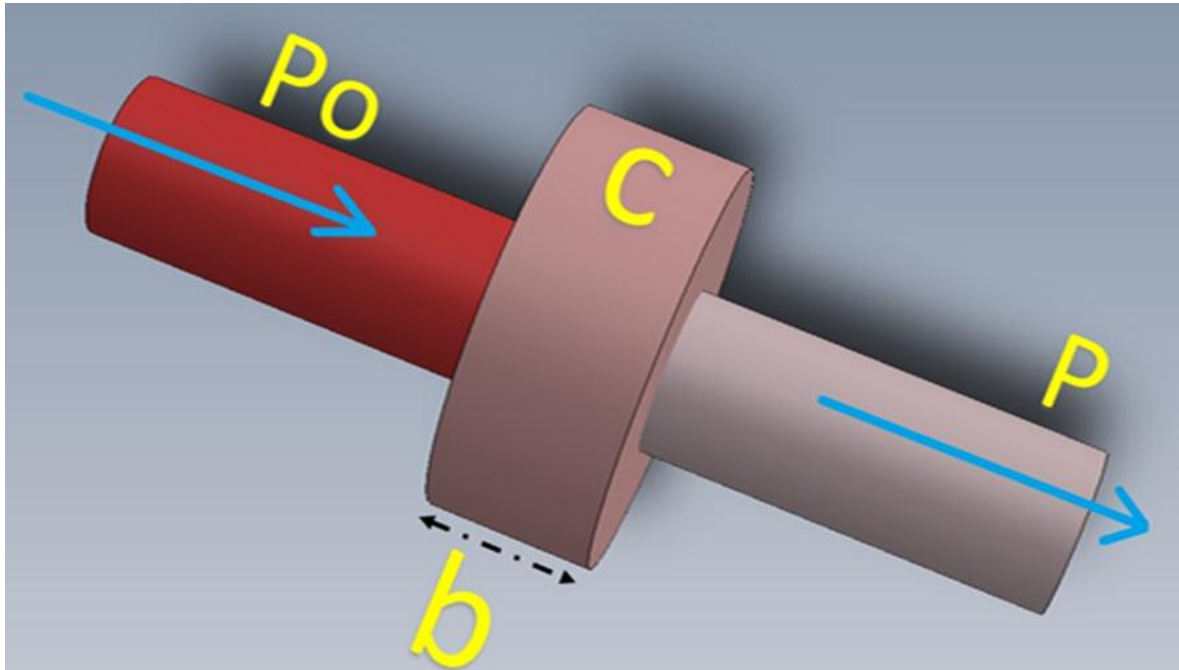


Figura 21. P_0 es la radiación incidente atenuada por una disolución c (moles/litros) a través de un recorrido b (cm), para transmitir una radiación de salida P . (Fuente: Propia del autor).

El método de hacer incidir un haz de luz sobre una disolución y tomar la lectura en el lado opuesto al de incidencia es llamado método de trasmisión. Un fenómeno que presenta la sangre completa es que sus propiedades químicas cambian entre una vena y una arteria, por lo cual la ley de Beer no es válida como tal para este tipo de aplicaciones, sin embargo el concepto de absorción lumínica se retoma para estimar la pigmentación del flujo sanguíneo en una vena y una arteria para su discriminación.

Método de absorción lumínica

Utilizando los resultados de publicaciones anteriores [31] sobre sangre oxigenada y no oxigenada, se presenta la técnica propuesta a partir de la diferencia entre la hemoglobina y la oxihemoglobina al ser radiadas con un barrido espectrométrico dentro del rango UV-

Visible presentan un patrón de curvas características como se muestra en la Figura 22. Específicamente con longitud de onda infrarroja (IR) en el rango de 800nm a los 950nm, se observa una absorción lumínica con una diferencia significativa en casi 4 veces más pequeña respecto de los rangos de 630nm a los 750nm.

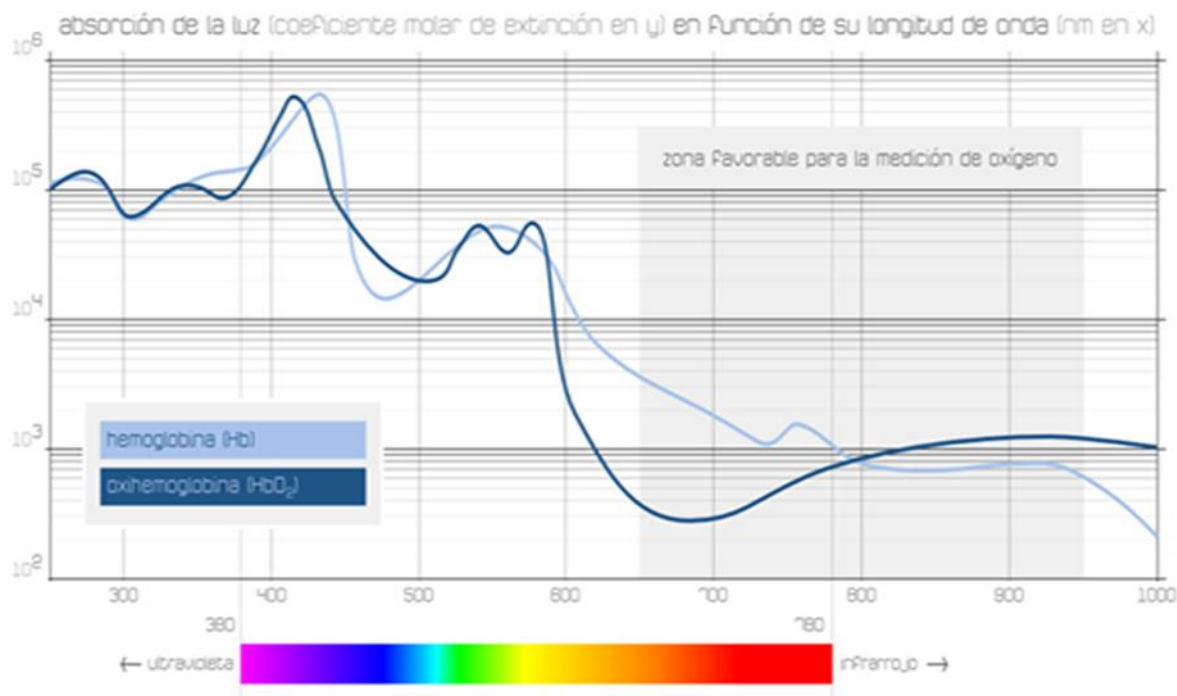


Figura 22. Graficas características de un barrido simultáneo con espectro de frecuencia sobre la sangre oxigenada y sangre no oxigenada. (Fuente: EMC-Anestesia-Reanimacion, Elsevier).

Utilizando un modelo estadístico basado en experimentos con muestras para sangre oxigenada (oxihemoglobina) y muestras para sangre desoxigenada (hemoglobina), se estima la variación de las lecturas provenientes del ADC respecto del de sus promedios, como se muestra en la Ec. (14).

$$s(x) = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2} \quad (14)$$

donde:

$s(x)$ = *es la desviación estándar muestral.*

n = *tamaño de la muestra.*

x_j = *muestras de lecturas del ADC.*

$\bar{x}$ = *es el promedio de las lecturas del ADC.*

Método de Componentes AC/DC

Se utiliza el método de Beer y Lambert singularente en este caso utilizando un sensor óptico reflexivo con longitud de onda específica, para estimar en tiempo real el comportamiento del espectro dinámico de la variación pulsátil o estática del volumen de sangre dentro de las venas o arterias [32, 33], debida a la diferencia de presión dentro del torrente sanguíneo originada por el ciclo de la diástole y sístole en el corazón, esto se ilustra en la Figura 23.

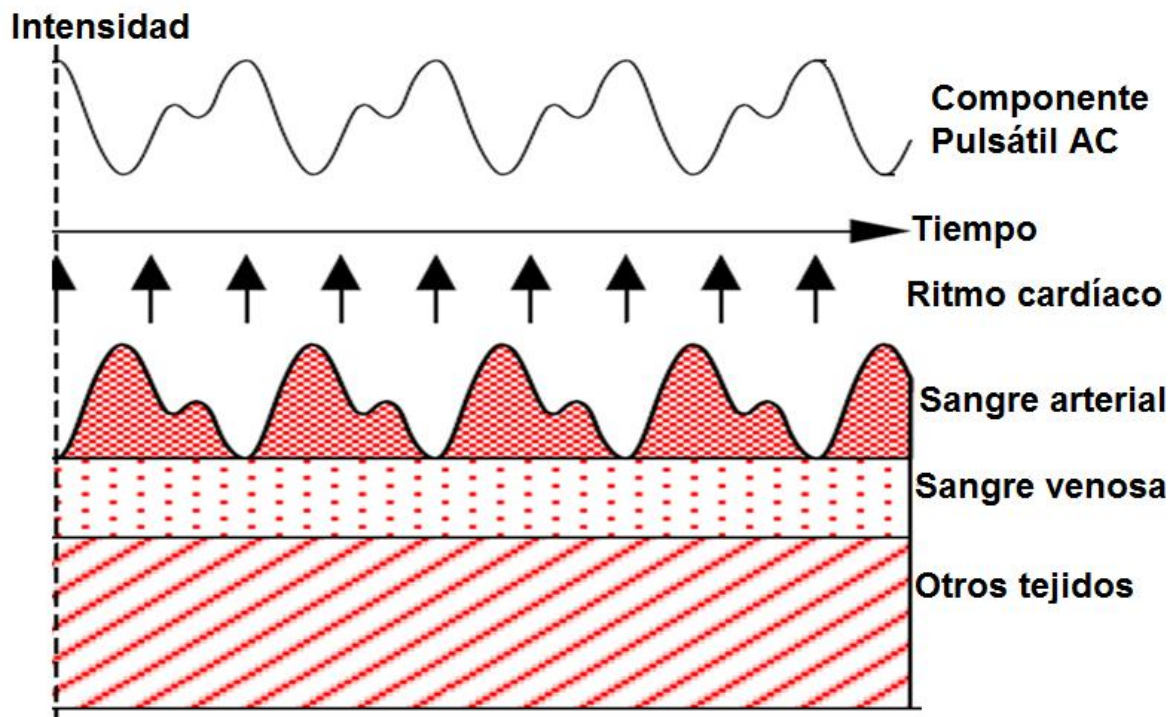


Figura 23. La intensidad de absorción lumínica por hueso, tejido y sangre venosa se denomina componente DC, y la intensidad de la señal pulsátil que circula por las arterias se le llama señal AC. (Fuente: Real Academia Nacional de Medicina, España, WorldCat).

En forma general, la componente de DC representa la intensidad de la absorción lumínica debida a huesos, piel, cartílagos, tejido de los vasos sanguíneos y todo aquel tejido expuesto a la luz incidente, mientras que en la componente de AC se presenta una variación en intensidad de absorción debida al incremento de volumen de sangre generado por un diferencial de presión entre la diástole y la sístole originada en el corazón. El tejido de los vasos sanguíneos al ser radiado con un haz de luz de longitud de onda específica, genera un patrón de señales características, que al ser cuantificadas se clasifican en señal de AC y señal de DC. La diferencia entre ellas depende de la intensidad de pulsación generada por el ritmo cardíaco. De esta manera, para el flujo de sangre dentro de la arteria se obtendrá

un comportamiento de tipo AC, mientras que para la sangre que fluye por las venas se genera un patrón de intensidad de DC. Ambas señales se ilustran en la Figura 24.

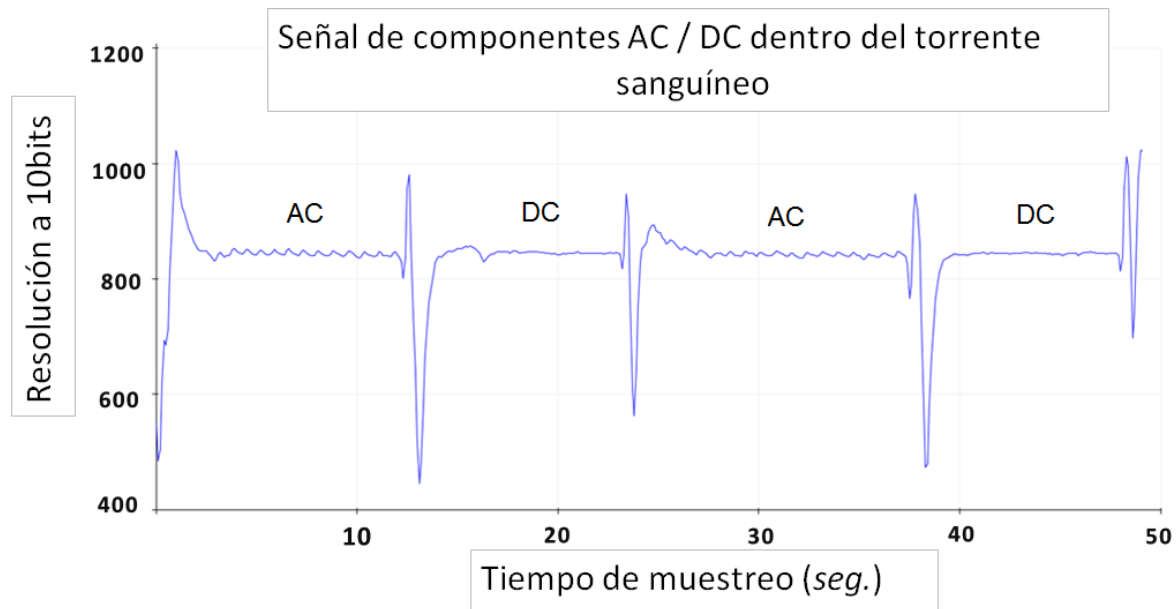


Figura 24. Captura de señal AC/DC de una muestra no invasiva sobre las arterias y venas radiales del brazo derecho, procesadas con un ADC donde la intensidad está cuantificada en 10bits de resolución y tiempo de muestreo de 80seg. (Fuente: Propia del autor).

7.2.2 Sistema de adquisicion de datos

El sistema DAQ utilizado para el procesamiento y tratamiento de la señal para la discriminación entre venas y arterias se muestra en la Figura 25. El sensor óptico reflexivo está diseñado para trabajar con longitud de onda correspondiente al color naranja, el amplificador opera con una ganancia de $G=20$, el ADC recibe la señal del amplificador para codificarla en señal discreta a 10bits de resolución, para finalmente ser enviada a la aplicación Matlab ver.2014 para su análisis.

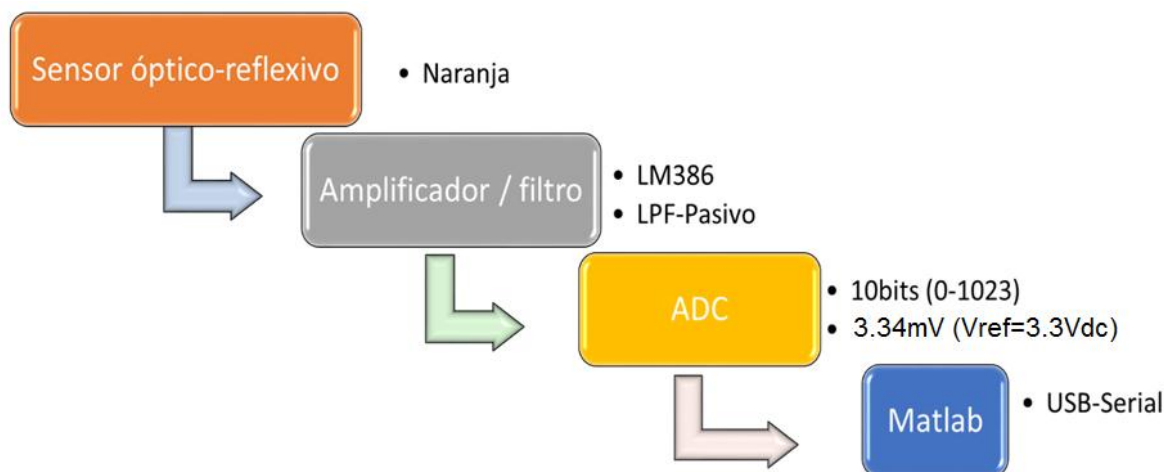


Figura 25. Modelo de procesamiento de señal utilizado por el identificador de vasos sanguíneos. (Fuente: Propia del autor).

7.3 Hipótesis

La discriminación entre una vena y una arteria, en una intervención laparoscópica, se puede lograr por dos metodos independientes; Utilizando un dispositivos óptico reflexivos de bajo costo detectando el nivel de absorbancia lumínica en la hemoglobina y la oxihemoglobina, y otro por la evaluación de la señal pulsátil AC/DC medida en durante corto periodo de tiempo.

7.4 Limites

El identificado de venas y arterias, en el espectro radioeléctrico dentro del rango ultravioleta visible (UV-Visible) está perfectamente definido en función de sus longitudes de onda, sin embargo, en nuestro caso no se consideró la variable que asegura las longitudes de onda de los dispositivos emisores y soluciones químicas referidas a patrones estándares de longitud de onda. Así las calibraciones fueron aproximaciones de longitudes

de onda en función de la respuesta por métodos empíricos, y cotejados con resultados de investigaciones previas por otros autores.

Capítulo 8 Metodología de identificado de venas y arterias

En esta sección se define una variable de trabajo que llamamos variable dependiente considerada para guardar el rango de valores resultado de los experimentos. Una segunda variable llamada independiente que guarda la diferencia entre sus vasos sanguíneos en la zona pélvica abdominal de un paciente fisiológicamente estabilizado.

8.1 Justificación de la variable independiente

El flujo sanguíneo dentro de las venas guarda un presión parcial de oxígeno (PaO_2) de 40mmHg y presión parcial de dióxido de carbono (PaCO_2) de 46mmHg, mientras que dentro del alvéolo en promedio se tiene una presión por oxigenación (PO_2) de 90mmHg y presión por existencia de dióxido de carbono (PCO_2) de 40mmHg, de esta manera el enriquecimiento de oxígeno del flujo sanguíneo dentro de las venas se realiza con la función fisiológica de intercambio de gases a través de las paredes del alvéolo y las de las venas y de los vasos capilares. Los eritrocitos (glóbulos rojos) dentro del flujo sanguíneo se oxigenan en una proporción aproximada de 87 veces más que el flujo sanguíneo en sí. Posteriormente el flujo sanguíneo oxigenado por diferencial de presión entre PO_2 y PaO_2 es direccionado hacia las arterias como se muestra en la Figura 26.

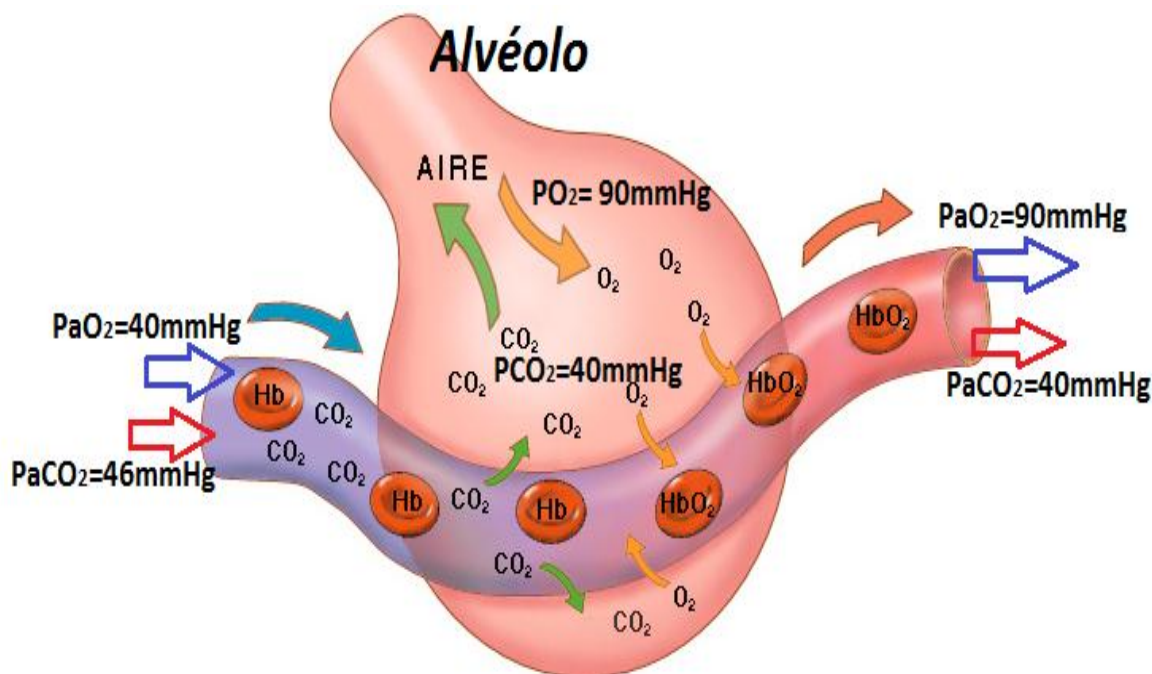


Figura 26. Proceso fisiológico de intercambio de gases de venas y arterias. (Fuente: modificada por el autor).

De esta manera tendremos un valor específico de porcentaje de saturación de oxígeno para cada valor de presiones parciales de oxígeno (PaO_2) correspondiente al flujo sanguíneo en venas y un valor específico de porcentaje de saturación de oxígeno para presión parcial de oxígeno (PaO_2) correspondiente al flujo sanguíneo dentro de las arterias. La saturación de oxígeno aproximada para un flujo sanguíneo en arterias es 98% y para el flujo sanguíneo venoso es de 78%, como se muestra en la Figura 27, y la diferencia entre ambas tiene un rango de separación de 20.4 % $\{(78/98 - 1) * 100\}$. La variable independiente toma este valor el cual utilizaremos como referencia de viabilidad en la discriminación de venas y arterias será.

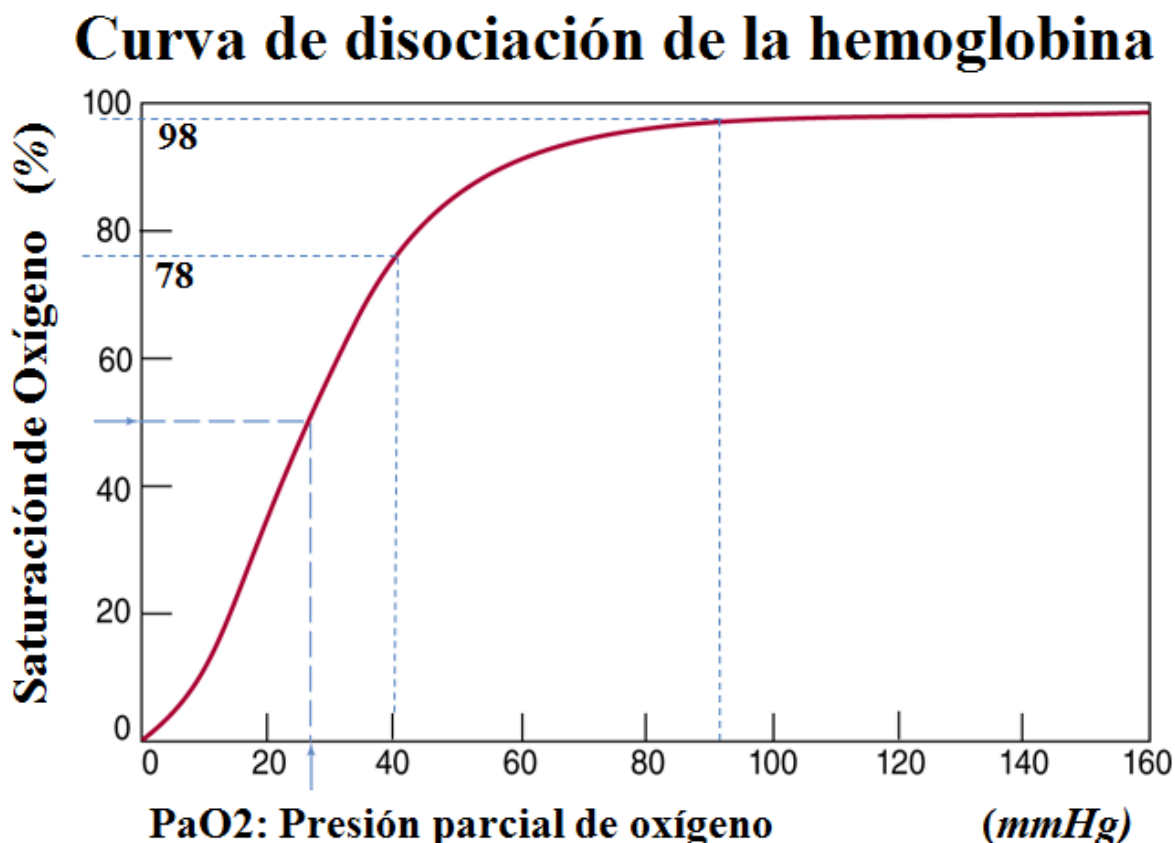


Figura 27. Curva característica que permite estimar la oxigenación de los eritrocitos dentro de un flujo sanguíneo, en función de su presión parcial de oxigenación dentro del flujo sanguíneo (*Fuente: Propia del autor*).

8.2 Lecturas y selección de las muestras

8.2.1 Experimento de campo con absorción lumínica in vitro

Se lleva a cabo dentro del laboratorio clínico del Hospital General de Mexicali, en el estado de Baja California en México. Las muestras son tomadas por personal calificado del hospital. Se seleccionan 10 pacientes con ayuno de 12 horas y edades promedio de 35 años. Sus patologías no están relacionadas con problemas en glóbulos rojos como pudieran ser anemia, aplasia medular, drepanocitosis entre otras. 5 pacientes proporcionan sangre completa de su brazo izquierdo, para análisis en general, otros 5 pacientes diferentes

proporcionan sangre completa arterial de la zona radial para gasometría. Todas las muestras se trabajan durante los próximos 20 minutos inmediatos. Cada muestra de sangre se coloca dentro de un tubo de 3ml y posteriormente se introduce uno a uno al interior de una cámara hermética a la luz ambiental, donde se incide un haz de luz correspondiente a cuatro longitudes de onda diferente durante un tiempo de 5seg. El sensor óptico reflexivo está conectado al ADC, el resultado de lectura es el promedio aritmético de cada muestra de cada paciente durante los 5seg.

8.2.2 Experimento por absorción lumínica in vivo

Los experimentos se realizaron en la ciudad de Mexicali dentro del Hospital Veterinario de Pequeñas Especies de la Universidad Autónoma de Baja California (UABC), con apoyo de su personal calificado, y con los protocolos que rigen esta institución para realizar este tipo de actividad en apoyo a sus estudiantes en las prácticas de campo correspondientes. Se selecciona un paciente canino macho de 5 años en promedio clínicamente sano. En una operación de cirugía abierta en la zona pélvica abdominal con signos vitales; Respiración 54 respiraciones/min, pulso 45 pulsos/min, SPO2 75, utilizando un monitor multiparametros marca Biocare, modelo iM15. Se seleccionan dos arterias, una de 3 mm y otra de 5mm de diámetro, también se seleccionaron dos venas una de 3mm y otra de 4mm de diámetro. Se incide cuatro longitudes de onda sobre el tejido túnica adventicia con diferentes sensores ópticos reflexivos durante un tiempo de muestreo de 5seg. Los datos analizados son el promedio leídos por el ADC para cada longitud de onda sobre los cuatro vasos sanguíneos durante los 5seg.

8.2.3 Experimento con señales AC/DC en zona radial

En laboratorio de Instituto de Ingeniería de la UABC campus Mexicali se seleccionan un paciente sano con signos vitales; Pulso 114 p/min, temperatura 36.1 °C, presión arterial 130/75 mmHg, respiración 20 respiraciones/min utilizando un pulsímetro marca suaoky. Se les coloca el sensor óptico reflexivo sobre tejido epitelial de la zona radial en su brazo derecho, se incide la luz de color naranja en dirección de venas y arterias externamente disponibles. Se toma lecturas con el sensor óptico reflexivo el cual primeramente está conectado a un circuito electrónico para tratamiento de la señal y posteriormente se introduce a la etapa de ADC. Las muestras son tomadas con una vena y una arteria durante un periodo de 50seg.

8.2.4 Experimento con señales AC/DC en vivo

Se desarrolla dentro del Hospital Veterinario de Pequeñas Especies de la UABC, en una operación abierta en la zona pélvica abdominal con un ejemplar canino macho de aproximadamente 4 años por personal calificado del hospital. Se seleccionan tres venas con 1.34, 2.05, 7.17mm de diámetro exterior, y tres arteria con 1.32, 2.15, 7.56mm de diámetro exterior. Se coloca el sensor directamente sobre el tejido túnica adventicia durante un tiempo de 5seg. Los datos registrados son el promedio de cada muestra procesada por el ADC.

8.3 Modelo de utilidad para la identificación

Se presentan los instrumentos que dan soporte a la obtención de datos como resultado de una investigación de campo que si bien es empírica, forja los elementos que soportan un

análisis descriptivo posteriormente en la identificación (discriminación) entre una vena y una arteria en seres humanos dentro de un ambiente mínimamente invasivo.

8.3.1 Instrumento laparoscópico identificador

En la Figura 28 se ilustra las partes principales que intervienen en la construcción del instrumento laparoscópico convencional modificado para esta función.

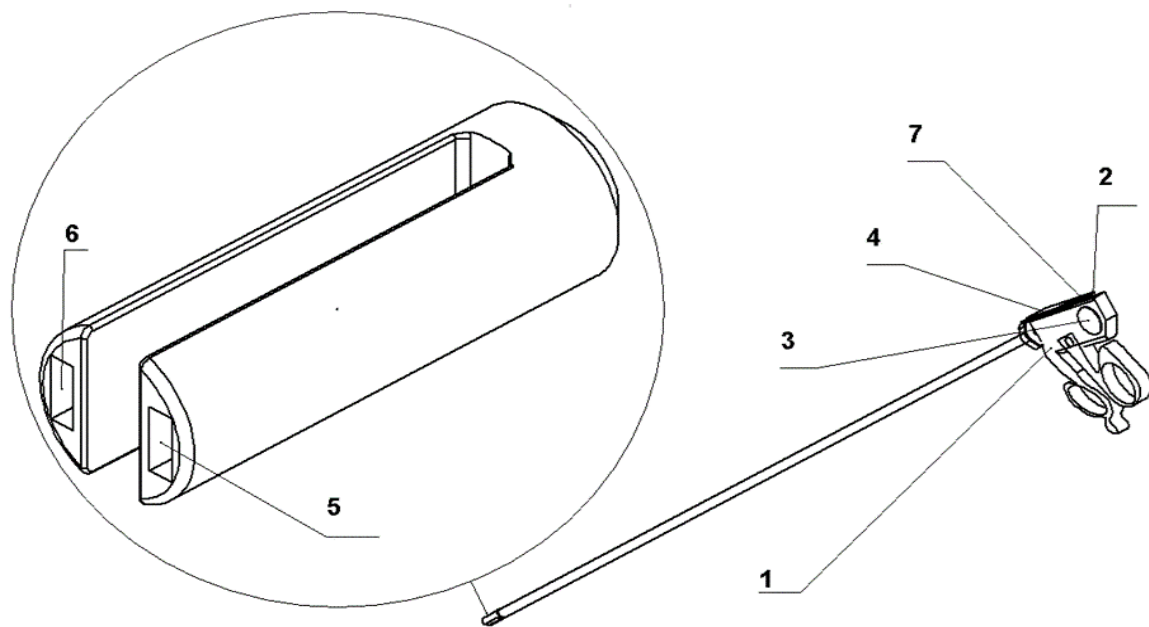


Figura 28. Partes principales del instrumento laparoscópico identificador de vasos sanguíneos. (Fuente: Propia del autor).

Utilizando un dispositivo óptico reflexivo en la punta de un instrumento laparoscópico convencional aplicando el método de absorción lumínica, el cirujano procede a insertar el instrumento laparoscópico identificador por los puertos laparoscópicos en la zona pélvica abdominal del paciente, inicialmente el instrumento laparoscópico inalámbrico (1), una vez que el cirujano decide iniciar la discriminación de algún vaso sanguíneo, coloca su pulgar o

dedo índice sobre el sensor resistivo de fuerza (3), y sin soltarlo posiciona la punta del instrumento laparoscópico (1) que tiene instalado el led emisor naranja (5) hasta quedar perpendicularmente con la superficie del vaso sanguíneo en cuestión, en ese momento parte de la luz color naranja emitida se refleja sobre la foto resistencia (6) que está instalada paralelamente al led emisor naranja (6) una cantidad de luz proveniente del resultado de la absorbancia de la hemoglobina en la sangre dentro del vaso en cuestión, la luz es capturada y transducida en un potencial continuo por la fotoresistencia (6) del sensor óptico reflexivo, el voltaje continuo es enviado hacia una entrada analógica del microcontrolador transmisor (4), donde un algoritmo propietario en C ejecutado dentro del microcontrolador transmisor (4) se encarga de evaluar la información procesada por su convertidor analógico digital y transmitir el resultado al módulo inalámbrico transmisor (7) a través del puerto serial periférico. Se ilustra este procedimiento en el diagrama de flujo de la Figura 29.

8.3.2 Instrumento de monitoreo de resultados

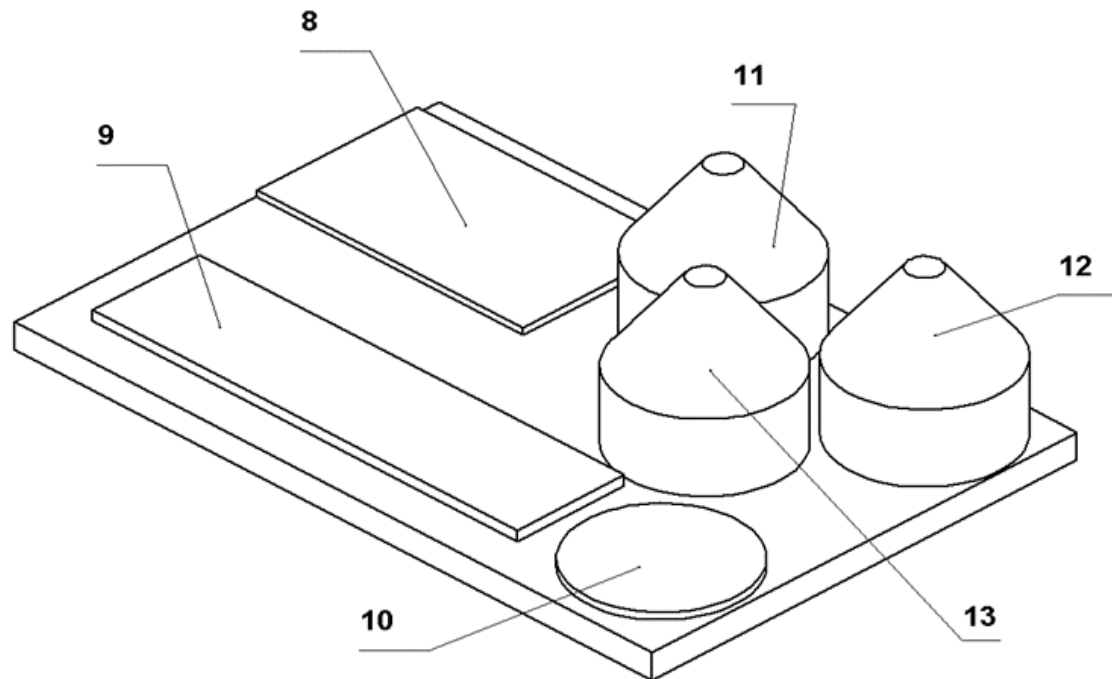


Figura 29. Partes principales del notificador remoto esclavo. (Fuente: Propia del autor).

La segunda parte del proceso se realiza en el módulo receptor inalámbrico (8) el cual recibe la señal de radiofrecuencia y la pasa al microcontrolador receptor (9) a través del puerto serial periférico de comunicaciones, la información es procesada por el algoritmo propietario en lenguaje de alto nivel C, dentro del microcontrolador receptor (9) el cual en respuesta a la presencia de una vena, activa al mismo tiempo una salida digital del microcontrolador receptor (9) para el led rojo (11) y una salida pwm hacia la sirena (10) a frecuencia baja, en caso de presencia de una arteria el microcontrolador receptor (9) activa una salida digital para el led azul (12) y una salida pwm para la sirena (10) a frecuencia alta. Finalmente, si no hay identificación definida solo se activa una salida digital para el led verde (13), el proceso concluye una vez que el cirujano decide por cuenta propia no continuar con la discriminación de vasos sanguíneos para lo cual deberá remover (soltar) su

dedo pulgar o índice del sensor resistivo de fuerza (3) colocado en el instrumento laparoscópico transmisor (1).

8.3.3 Procedimiento del sistema identificador de vasos sanguíneos

El algoritmo de proceso de operación del instrumento laparoscópico identificador se representa en la Figura 30, y el notificador en la Figura 31.

Identificador laparoscópico inalámbrico

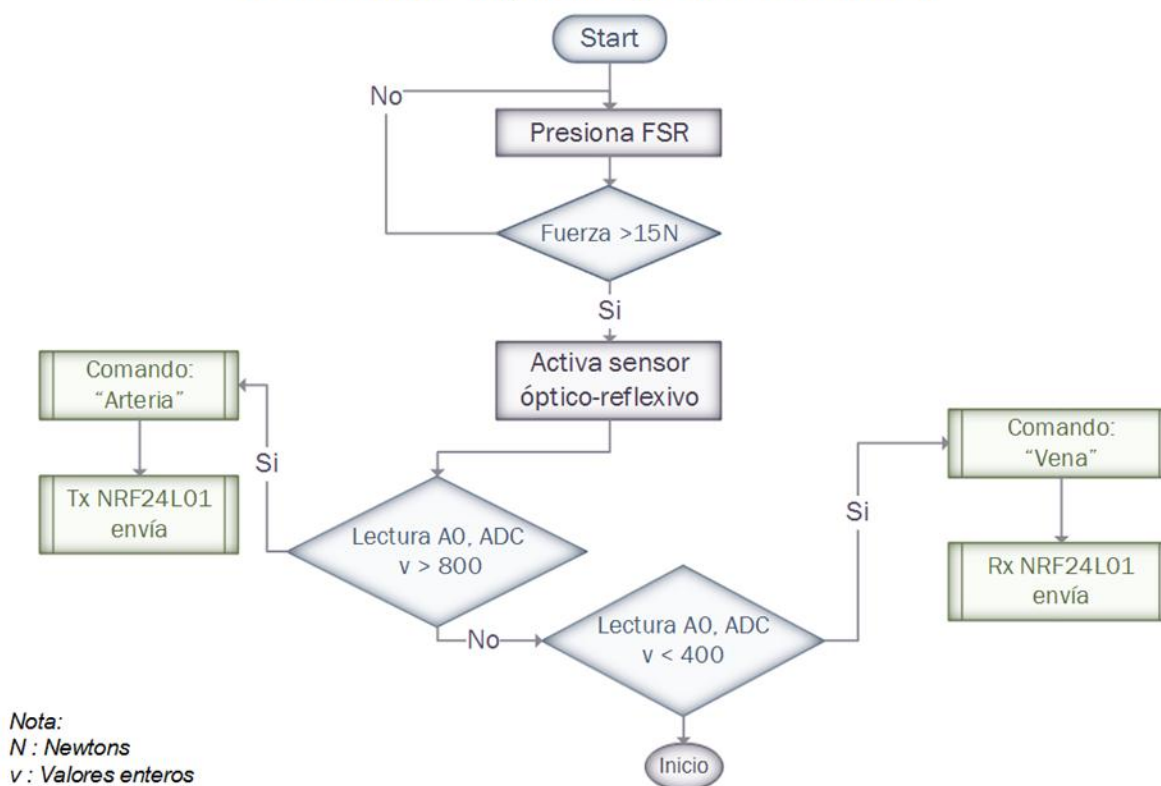


Figura 30. Algoritmo de control identificador maestro. (Fuente: Propia del autor).

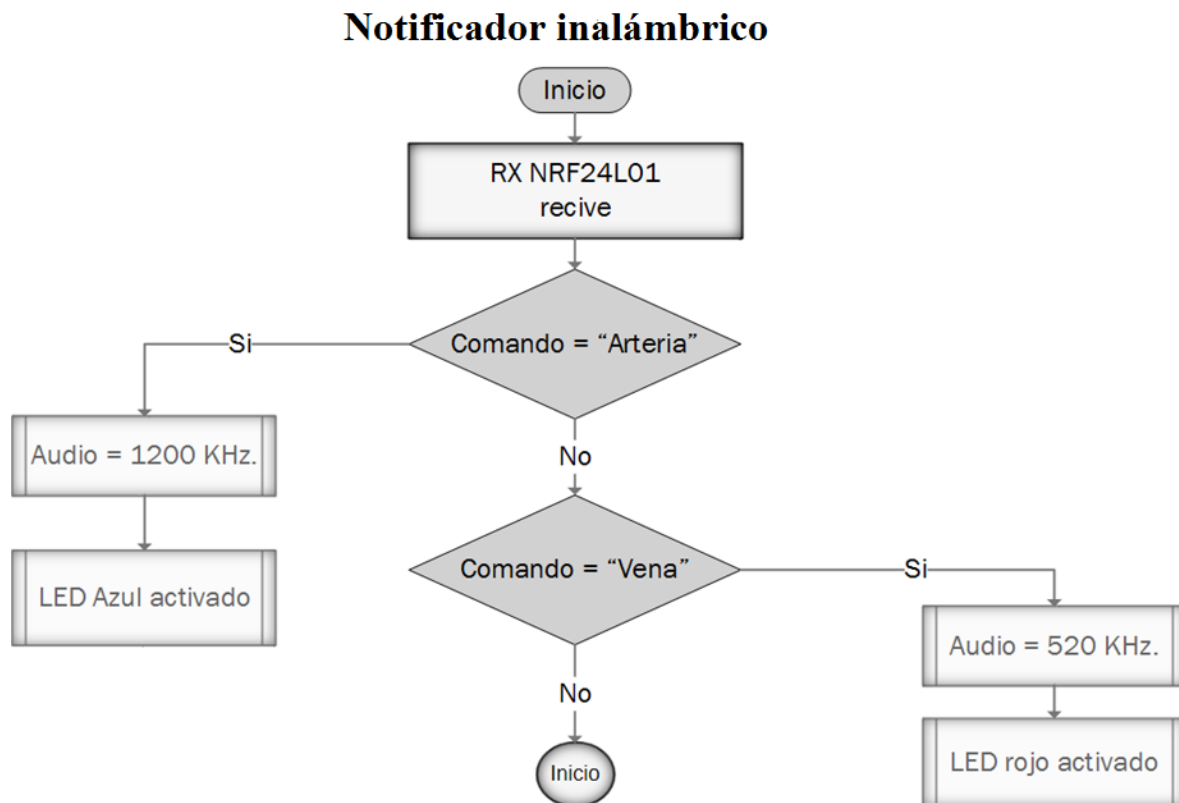


Figura 31. Algoritmo de control de notificador remoto esclavo. (Fuente: Propia del autor).

8.4 Materiales

8.4.1 Modulo electrónico de identificación

En la Figura 32 se muestra el circuito de control instalado sobre el instrumento laparoscópico identificador utilizado por el cirujano, estos elemento se ensamblan en una placa electrónica (protoboard). El sensor óptico reflexivo está colocado en la punta del instrumento laparoscópico convencional, la punta debe ser posicionada perpendicularmente sobre la túnica adventicia de la vena o arteria.

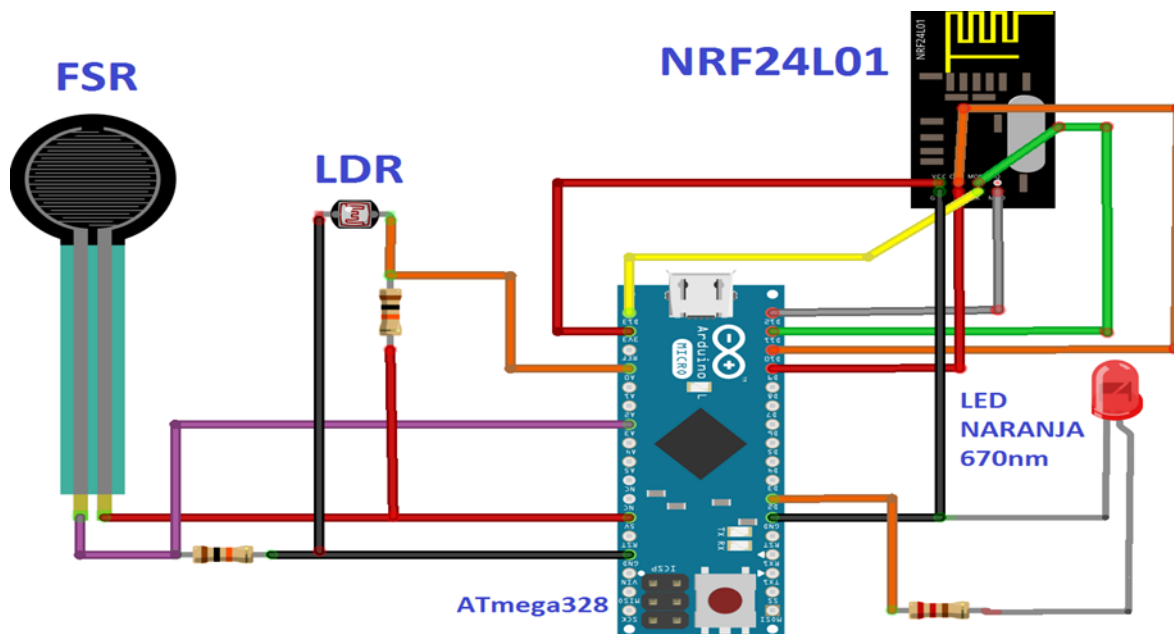


Figura 32. Identificador maestro. FSR accionado por el cirujano para dar inicio a las actividades de identificación, LDR (Light Dependent Resistor) captura la cantidad de luz reflejada desde la hemoglobina y oxihemoglobina, LED incide la luz naranja sobre los vasos sanguíneos, el ATmega328 contiene el ADC y aloja el algoritmo de identificación, NRF24L01 envía los comandos de decisión al módulo notificador remoto. (Fuente: Propia del autor).

8.4.2 Módulo electrónico de recepción

En la Figura 33 se ilustra el módulo de control diseñado para el receptor inalámbrico instalado a 10m de distancia del instrumento identificador. Los elementos electrónicos se insertan en una placa electrónica (protoboard). La función principal de este dispositivo es notificar de forma audible y visible a todo personal de cirugía, el resultado de la discriminación entre vasos sanguíneos.

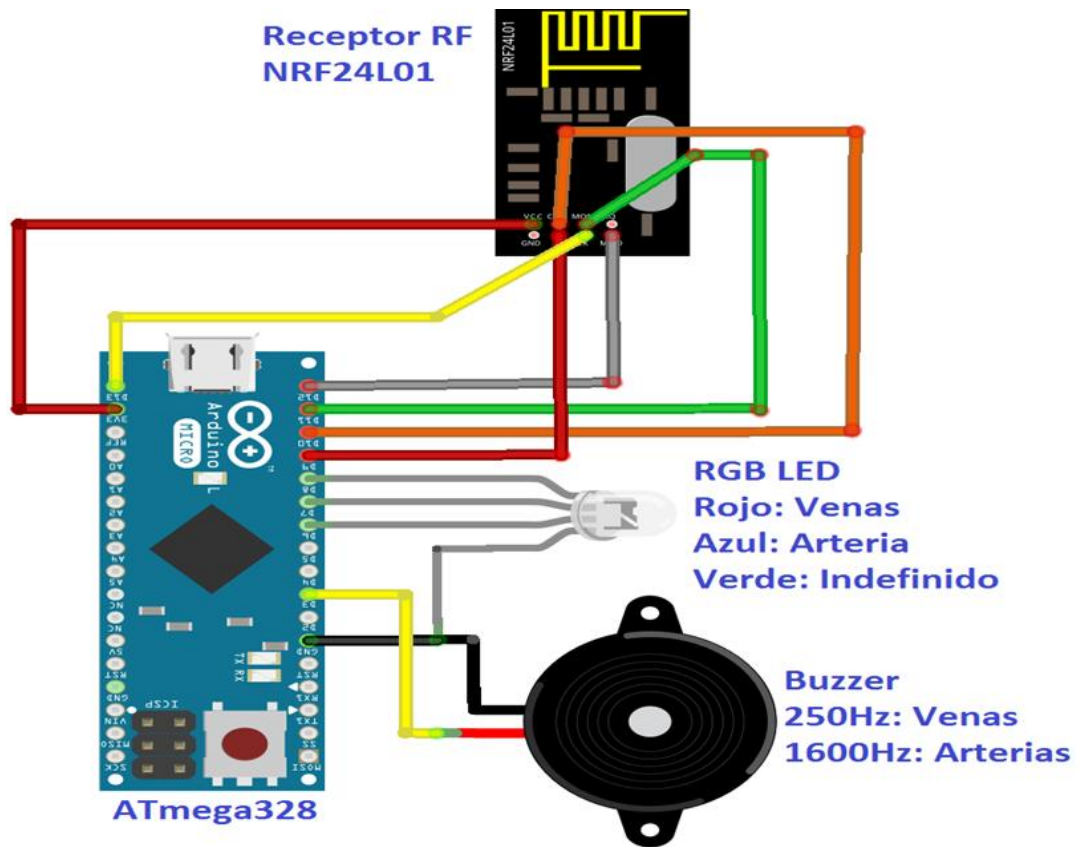


Figura 33. Notificador remoto inalámbrico. NRF24L01 recibe los comandos de decisión provenientes del manipulador maestro, ATmega328 aloja el algoritmo de control eléctrico, Buzzer (mini altavoz) notifica de forma audible al equipo de ciruja, mientras que RGB LED lo hace visualmente. (Fuente: Propia del autor).

Capítulo 9 Interpretación de resultados del identificador de venas y arterias

9.1 Experimentos de campo con sensor óptico reflexivo

Los experimentos de campo se realizaron en dos escenarios, dentro de un laboratorio clínico en un hospital local con muestras en tubos para análisis clínicos, y otro en un hospital veterinario de la localidad en una cirugía abierta en un paciente macho canino

9.1.1 Espectrofotométrico

In vitro

La tendencia de los datos obtenidos en experimentos realizados en el laboratorio clínico del Hospital General de Mexicali con muestras de sangre completa, demuestra en buena medida la viabilidad de identificar la diferencia entre una vena y una arteria con un dispositivo semiconductor tipo óptico reflexivo incidiendo un haz de luz con longitudes de onda (λ = longitud de onda) en 620nm (amarillo) y 670nm (anaranjado). Las muestras de sangre completa se tomaron de pacientes enviados para análisis de gasometría arterial y venosa, la sangre se coloca en tubos de 3ml y se introduce dentro de una cámara oscura para evitar en lo posible la contaminación de luz ambiental. La figura 34 se muestra los resultados de los experimentos con luz amarilla con rango de separación entre sangre venosa y arterial de 17.95 valores, mientras que con luz naranja existen hasta 139.25 valores como se lo muestra la Figura 35.

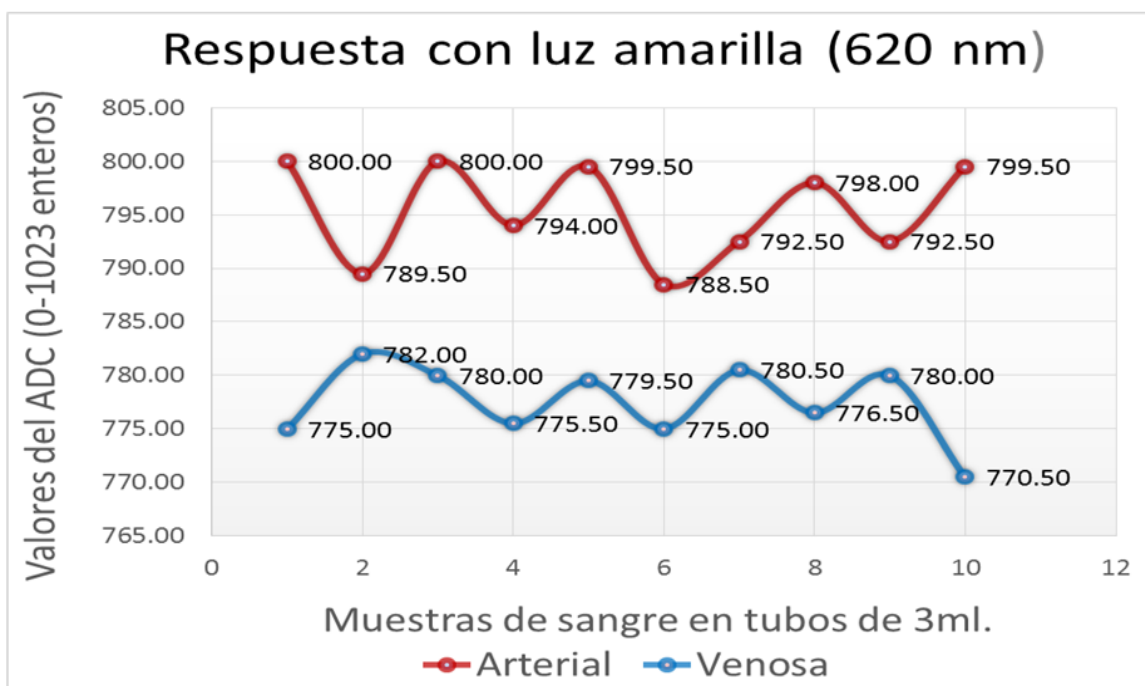


Figura 34. Muestras de sangre completa en tubos de 3ml, expuestas a un sensor tipo óptico reflexivo, incidiendo haz de luz amarilla. (Fuente: Propia del autor).

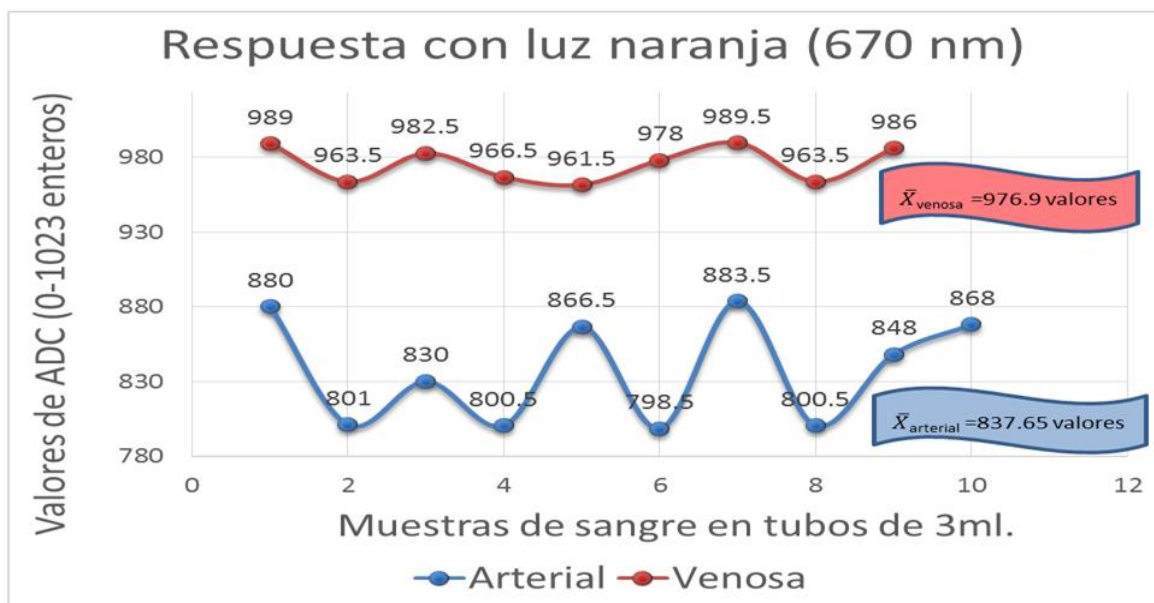


Figura 35. Muestras de sangre completa en tubos de 3ml, expuestas a un sensor tipo óptico reflexivo, incidiendo un haz de luz naranja. (Fuente: Propia del autor).

Se confirma con éxito que la luz que se refleja sobre una muestra de mayor densidad proporciona una mayor refracción sobre el LDR, mientras que las de menor densidad de la muestra se tiene una refracción menor, así la efectividad de luz radiada con $\lambda=670\text{nm}$ obtiene un margen de diferencia del 14.4% ($837/976 -1$) entre los promedios de datos de sangre venosa (hemoglobina) y arterial (oxihemoglobina).

In vivo

En una cirugía tradicional (no laparoscópica) *in vivo*, bajo la Norma Oficial Mexicana NOM-062-ZOO-199, con un ejemplar canino de macho de 5 años. Se toman lecturas directamente sobre venas y arterias con tiempo de muestreo de 5seg. El primer experimento utiliza un sensor óptico reflexivo con una longitud de onda (λ) de 620nm (color amarillo). El rango relativo se calcula dentro del algoritmo para las lecturas del ADC con la Ec. (15).

$$Rango_{relativo} = Max(\Delta_{R1}) - Min(\Delta_{R2}) \quad (15)$$

dónde: R_1 es el rango de lecturas del ADC para venas y R_2 para los valores de las arterias. Esta estimación estipula que los valores de las lecturas deben estar contenidos en 100% alrededor de la media de los mismos. Utilizando un análisis estadístico descriptivo estimamos la dispersión de las lecturas, en la Figura 36 se observa la desviación de 28.91 a partir de lecturas tratadas por el ADC, del lado derecho representa las lecturas sobre arterias y del lado izquierdo los datos de lecturas correspondientes a la venas. Además el promedio ronda los 36.5 estima una buena separación de los datos con la métrica de coeficiente de variación de hasta 5.88%.

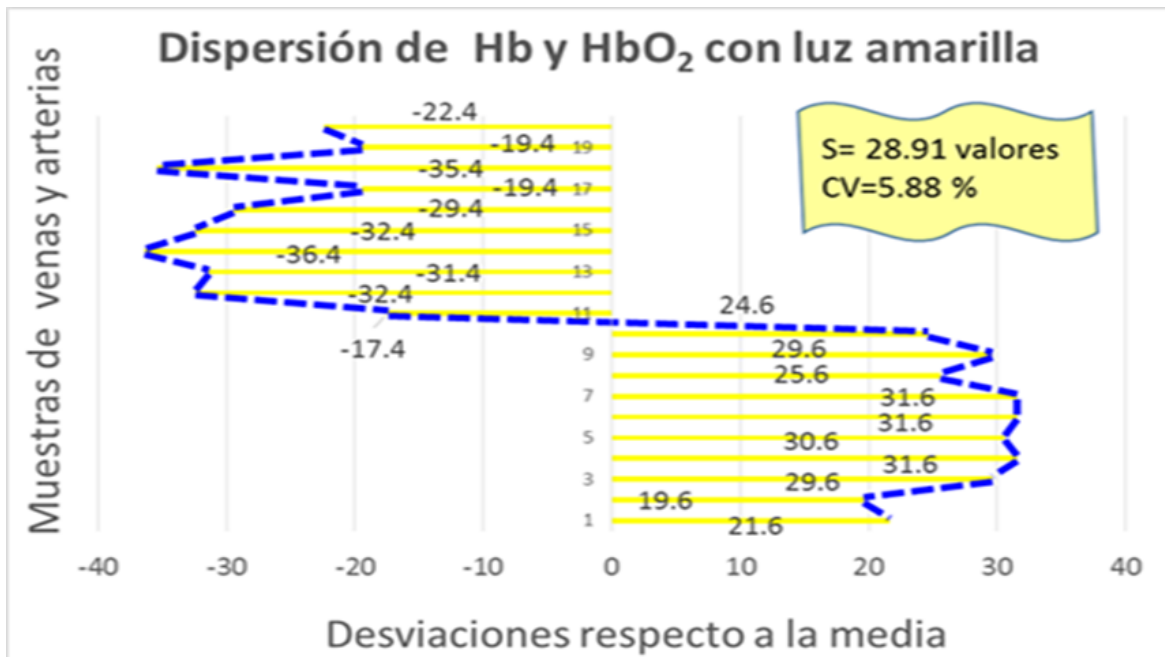


Figura 36. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo con haz de luz amarilla, incidiendo directamente sobre las venas y arterias. (Fuente: Propia del autor).

Profundizando más en la formalidad de los datos en la Figura 37 se aprecia una desviación 42.43 valores, con un coeficiente de variación de 7.31% lo cual indica que los datos están en promedio más dispersos respecto a su media ($\bar{X}$)



Figura 37. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo con emisión con haz de luz color naranja incidiendo directamente sobre venas y arterias. (Fuente: Propia del autor).

En la Figura 38 los datos no mantienen una distribución simétrica alrededor de la media de los valores del ADC pues existen lecturas cruzando, y bajo estas características la medición del rango no proporciona información fiable. Se observa una desviación estándar y coeficiente en 48.90% y 9.0% debido al margen de amplitud de algunas lecturas, sin embargo hay frecuentes cruces de lecturas entre muestras lo cual no es deseable para nuestra aplicación.

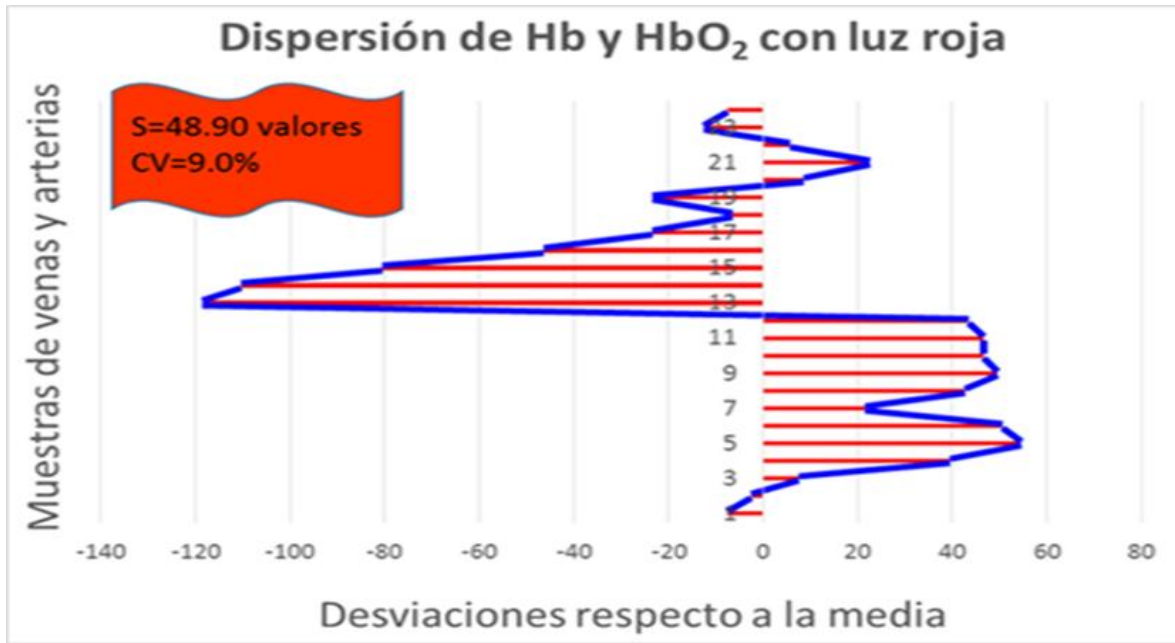


Figura 38. Valores de ADC para lecturas de sensor óptico reflexivo con emisión con haz de luz roja, incidiendo directamente sobre venas y arterias. (Fuente: Propia del autor).

Para $\lambda=900\text{nm}$ en la Figura 39 se observa que no existe diferencia entre las dos muestras, al ser el valor que arroja el ADC no heterogéneos. Demostrando que el éxito de este experimento está confirmado al ser la longitud de onda de 620nm (color naranja) la que tiene la mayor dispersión y distribución entre los datos de las lecturas de las muestras con una desviación estándar de hasta $S= 42.43$.

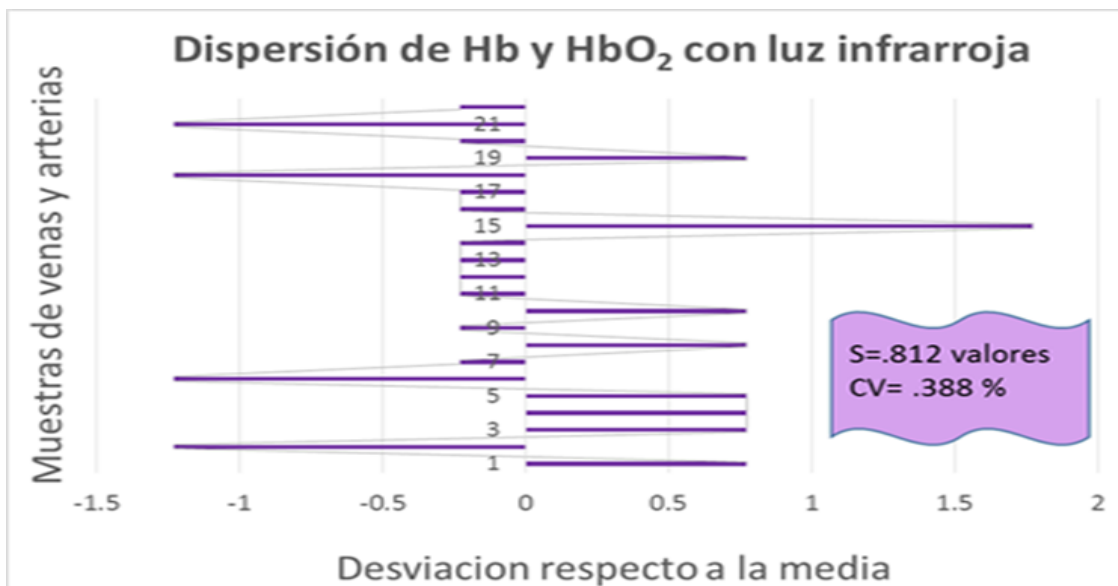


Figura 39. Valores de ADC para lecturas con sensor óptico emitiendo haz de luz infrarroja, incidiendo directamente sobre venas y arterias. (Fuente: Propia del autor).

Finalmente, los resultados arrojados por el experimento en vivo sobre venas y arteria nos permiten confirmar que el método puede trabajar hasta con un 47.7% ($52 \text{ valores} * 100/109$) de eficiencia

9.1.2 Pulsoespectrofotométrico

Se realizan dos experimentos de campo para evaluar el comportamiento del sensor óptico reflexivo en presencia de diferentes capas de tejido. Un método no invasivo a partir de lecturas sobre la piel en dirección de la arteria en la zona radial del brazo derecho, y un segundo método, de tipo invasivo colocando el sensor directamente sobre los vasos sanguíneos en la zona pélvica abdominal de un paciente canino macho.

En zona radial

En el brazo derecho de un paciente sano se posiciona durante 10seg. El sensor óptico reflexivo colocado sobre el tejido epitelial direccionando la luz sobre los vasos sanguíneos en la zona radial del brazo derecho como se muestra en la Figura 40.

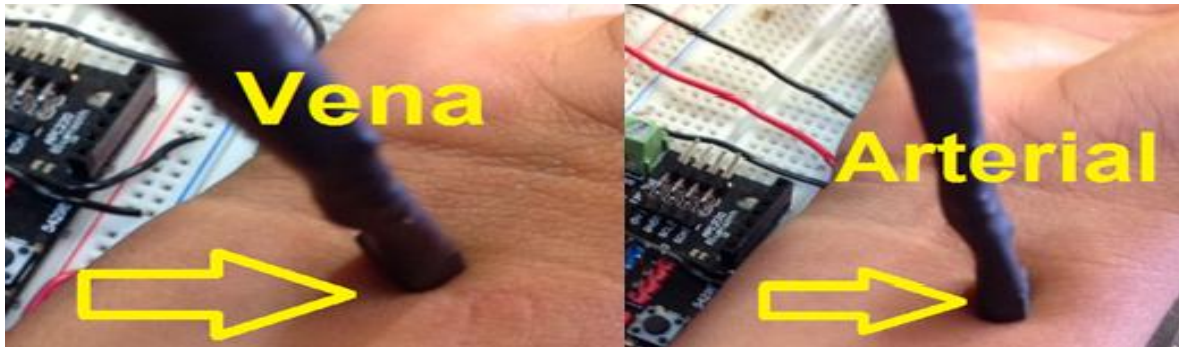


Figura 40. Levantamiento de lecturas por método no invasivo con sensor óptico reflexivo, para muestras sobre el tejido epitelial en dirección de venas radiales (ilustración izquierda), y arterias radiales (ilustración derecha). (Fuente: Propia del autor).

El sistema DAQ analiza la lectura a partir de la transformada rápida de Fourier (FFT) se observa que existe una componente con espectro de baja frecuencia como se muestra en la Figura 41 la cual es considerada como ruido, esto al esperar una componente por debajo de los 0.45Hz debida al ritmo cardiaco de 100PPM (Pulsos Por Minuto).

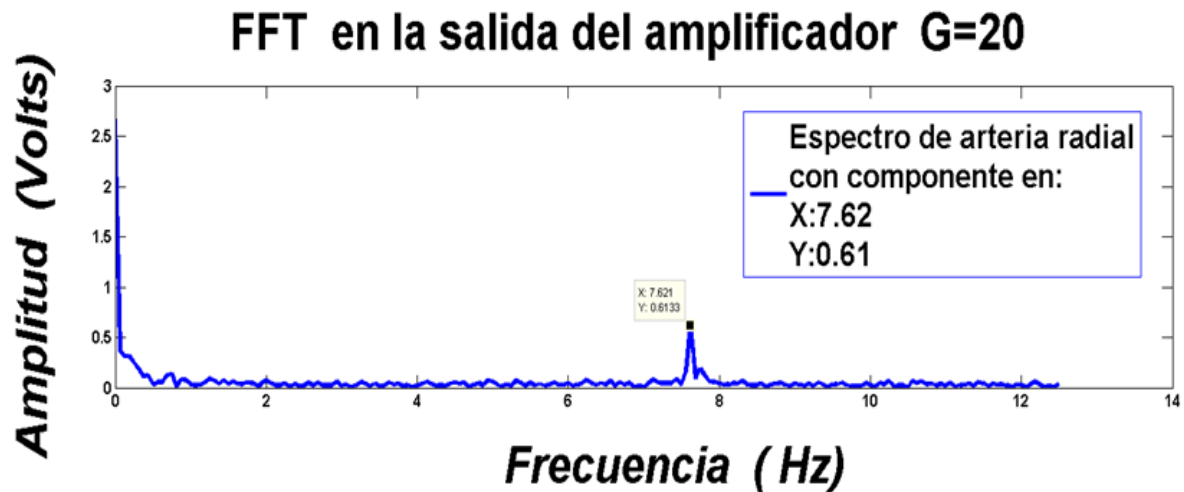


Figura 41. Análisis de espectro de frecuencia de señales correspondiente a muestras de arterias radiales. (Fuente: Propia del autor)

Por esta razón se considera modificar el filtro pasa bajas (LPF) de 16Hz a un filtro pasivo LPF de 6Hz. Logrando con esto eliminar la componente considerada como ruido para nuestro sistema y cuyo resultado se muestra en la Figura 42.

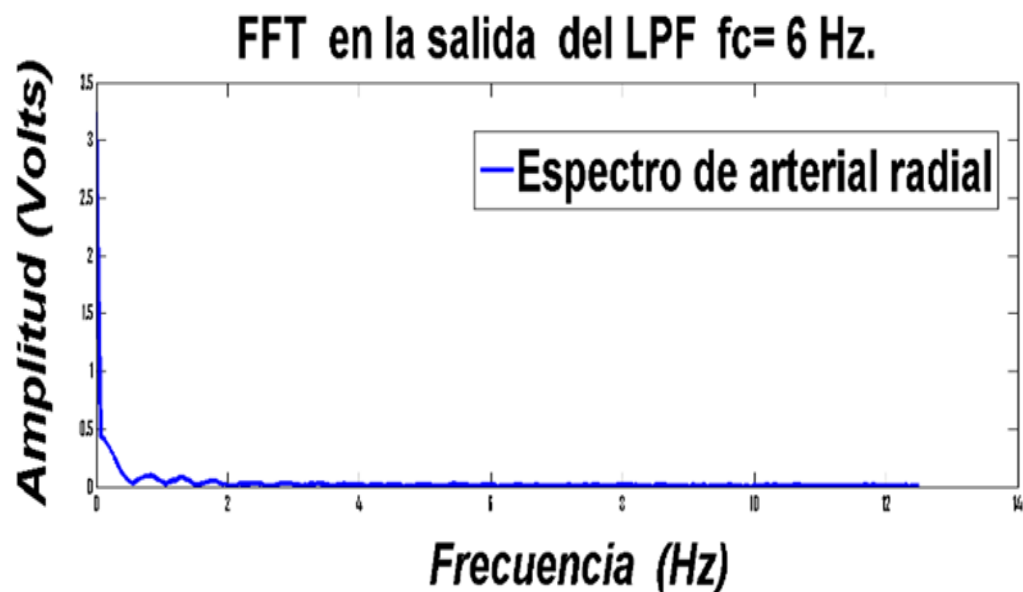


Figura 42. Análisis de espectro de frecuencia de señales correspondientes a muestras de arteria radial filtradas con un segundo LPF. (Fuente: Propia del autor).

Finalmente se observa el tratamiento final de la señal en la Figura 43 donde la componente de AC se evalúa en función del voltaje de referencia de 3.3Volts. Se aprecia una notable mejora desde el punto de lectura a la salida del primer LPF de 16Hz hasta la salida nuevamente amplificada con una ganancia de $G=20$.

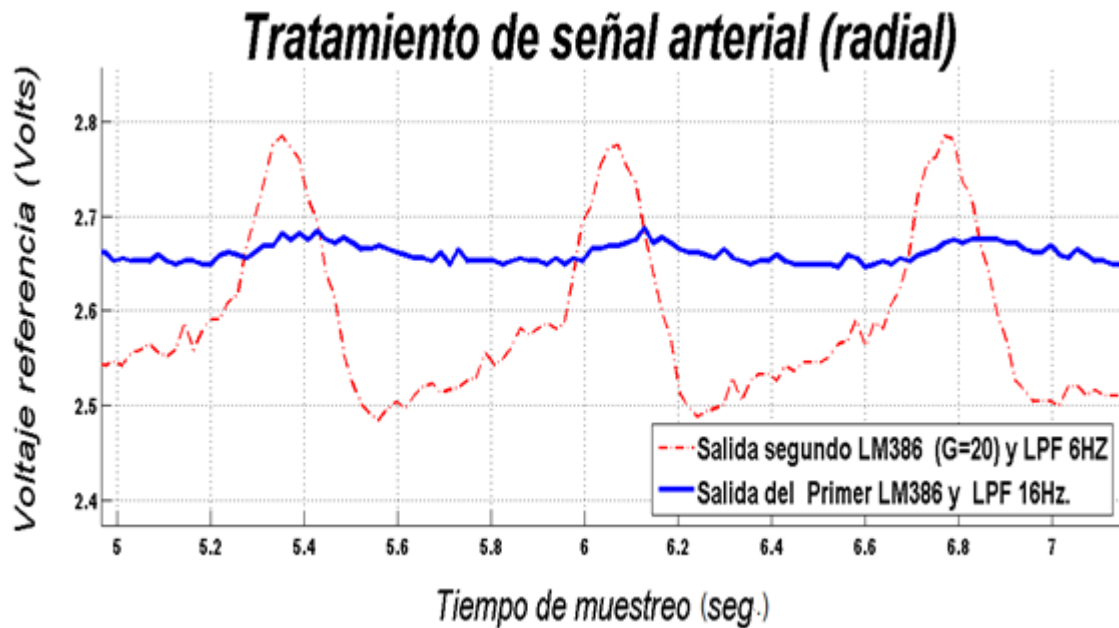


Figura 43. Lectura de tratamiento de señal utilizando el sensor óptico reflexivo amplificado con ganancia de $G=20$, comparada con señal filtrada hasta 6Hz. (Fuente: Propia del autor).

In vivo

Se toman lecturas con el sistema modificado DAQ, pero ahora en una cirugía abierta en la zona pélvica abdominal de un paciente canino macho de 5 años. Se posiciona el sensor óptico reflexivo directamente sobre el tejido de la túnica adventicia de los vasos sanguíneos. En la Figura 44 se aprecia la respuesta en el tiempo de la lectura sobre las muestras en venas, la cual se comporta invariamente en el tiempo respecto de su amplitud.

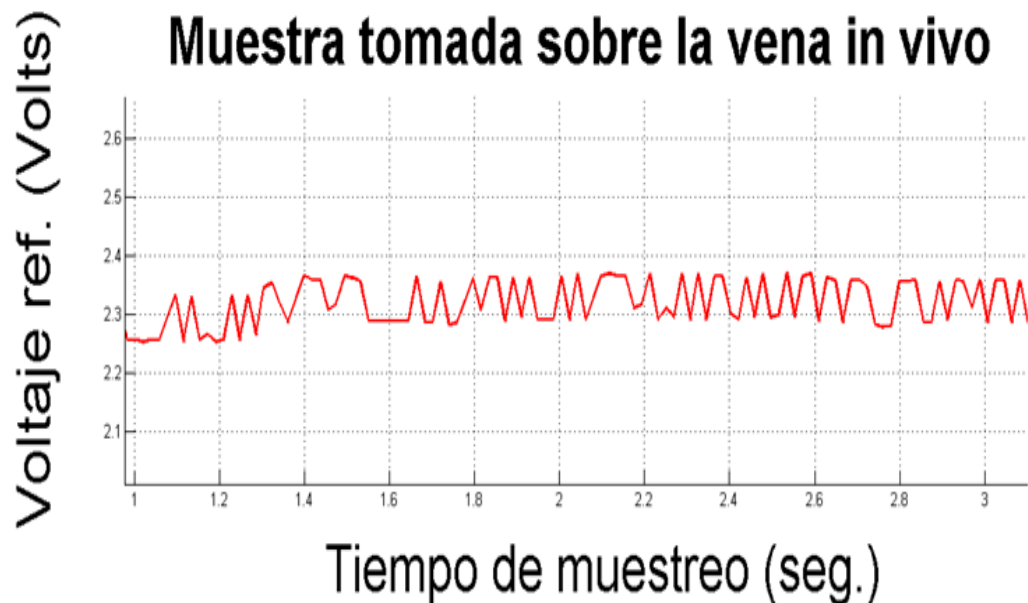


Figura 44. Lectura de sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido de la túnica adventicia de la vena. (Fuente: Propia del autor).

Bajo el mismo tenor en la Figura 45 podemos observar como las lecturas de las muestras tomadas sobre las arterias presentan un comportamiento variable en el tiempo respecto de su amplitud de voltaje.



Figura 45. Lectura de sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido de la túnica adventicia de la arterial. (Fuente: Propia del autor).

9.2 Discusión

9.2.1 Absorbancia lumínica

La teoría de solución para la discriminación entre venas y arterias, parte del comportamiento bioquímico de absorción lumínica en la hemoglobina y oxihemoglobina en la sangre del torrente sanguíneo humano. La tecnología de optoelectrónicos aporta los elementos para la decisión en función del rango de longitud de onda utilizado. La fiabilidad de los dispositivos utilizados fue estimada a lo largo de experimentos empírico analítico para validar los resultados. En la Figura 46 se presenta un dispositivos optoelectrónicos automático para generar un barrido UV-Visible a tres soluciones de coloración visual $\lambda = 550nm$, $\lambda = 600nm$, y finalmente $\lambda = 750nm$.

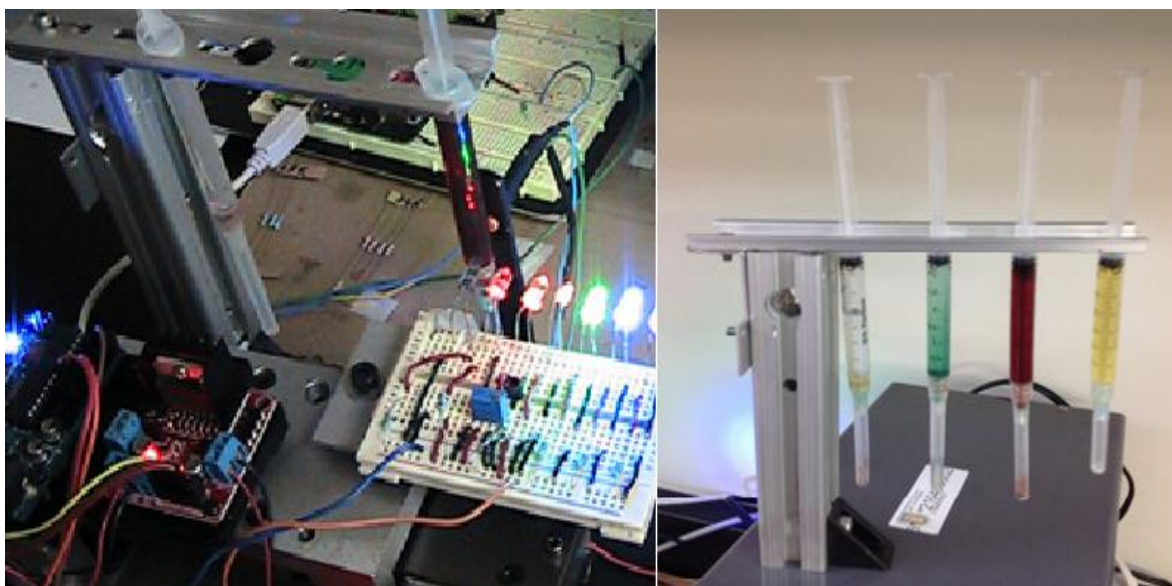


Figura 46. Construcción dispositivo de barrido espectro fotométrico de bajo costo UV-Visible con transductor fotoresistor. (lado izquierdo), muestras de soluciones con longitudes de onda visuales en verde, amarillo y rojo (lado derecho). (Fuente: Propia del autor).

En la figura 47 se aprecia la absorción lumínica medida por la fotoresistencia del sensor óptico reflexivo la mayor absorción lumínica se presenta cuando se incide un haz de luz de longitud de onda $\lambda \approx 550\text{nm}$ (con leds económicos), con haz de luz de $\lambda \approx 600\text{nm}$ en la Figura 48, y con haz de luz de $\lambda \approx 750\text{nm}$ en la Figura 49.

Barrido espectral a solución $\lambda = 550\text{nm}$ (verde)

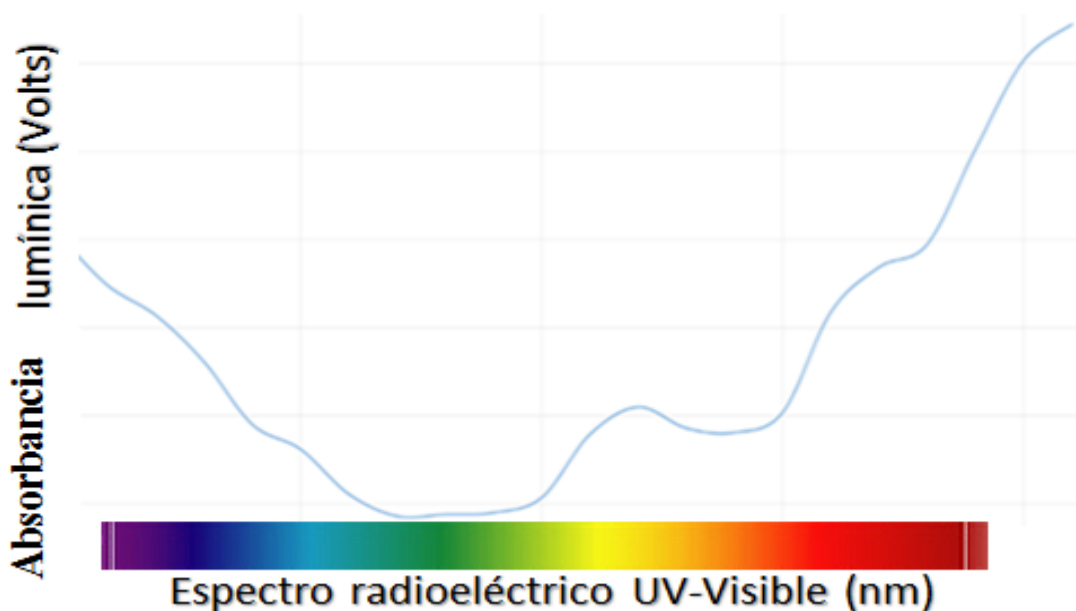


Figura 47. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono verde. (Fuente: Propia del autor).

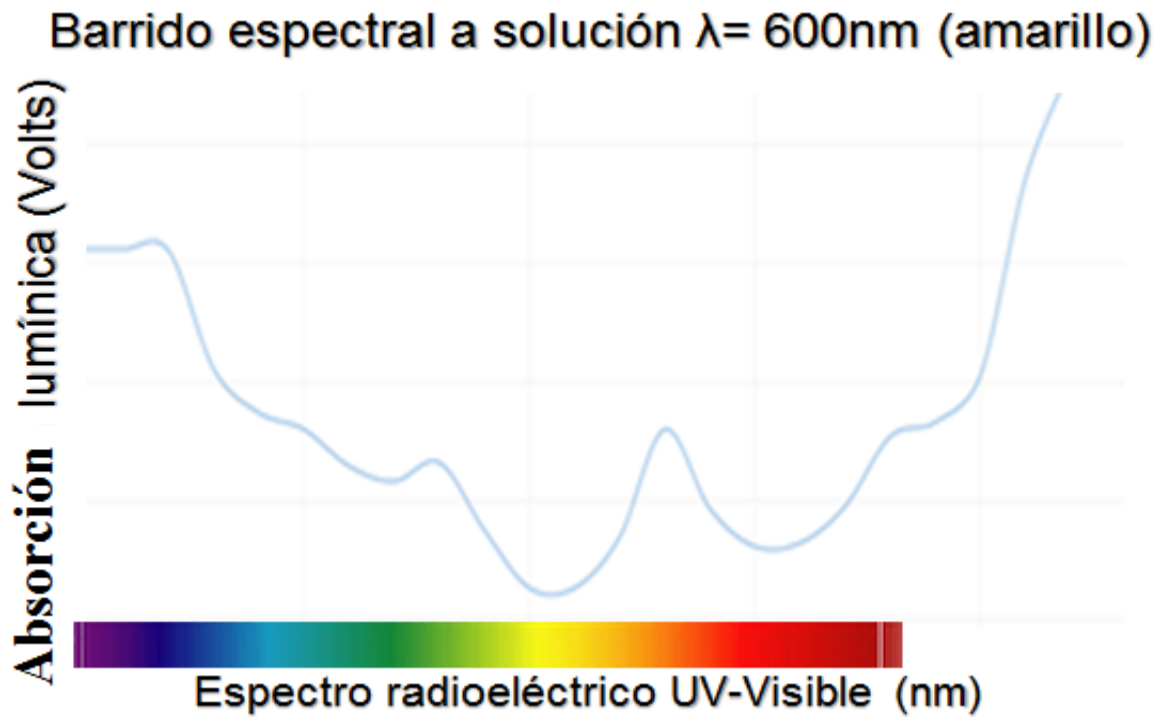


Figura 48. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono amarillo. (Fuente: Propia del autor).

Barrido espectral a solución $\lambda = 750\text{nm}$ (rojo)

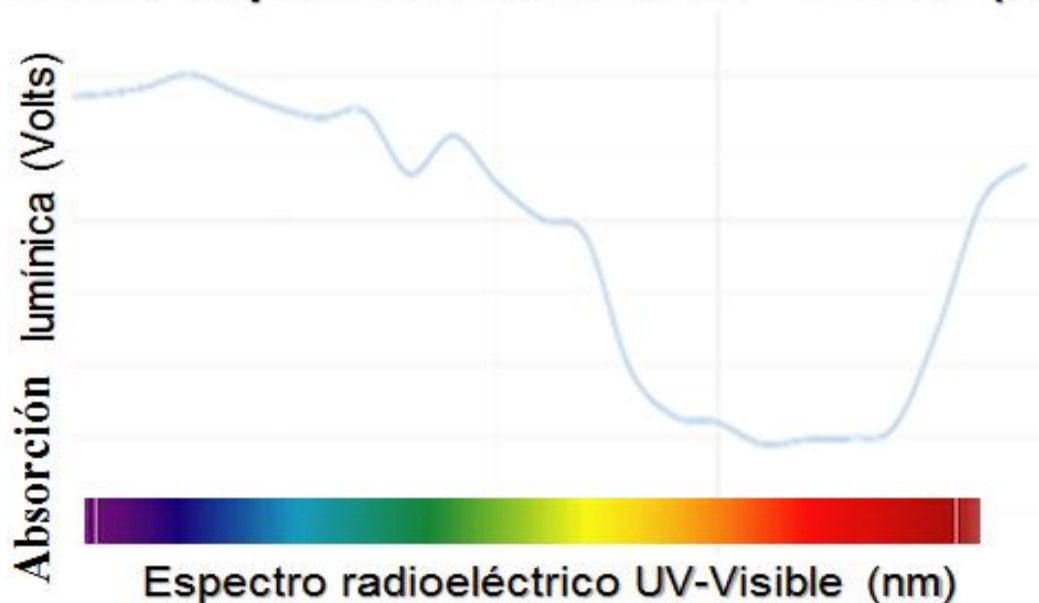


Figura 49. Señal de cantidad de luz transmitida sobre la fotoresistencia y procesada posteriormente por el sistema DAQ, correspondiente a la solución de tono rojo. (Fuente: Propia del autor).

Se incide un haz de luz directamente sobre las venas y arterias capturando en la fotoresistencia integrada al sensor óptico reflexivo, una porción de luz reflejada desde la hemoglobina y oxihemoglobina dentro de los vasos sanguíneos. Se observa que existe un rango de variación en función de la absorbancia lumínica la cual depende de la cantidad de oxígeno contenida en la sangre, así se logra un instrumento (sensor óptico reflexivo) experimentalmente confiable para la captura de datos, y posteriormente con el sistema DAQ tratar los rangos de separación de valores de las lecturas sobre las venas y las arterias. Finalmente se diseña un protocolo que ayude al cirujano a discriminar entre una vena y una arteria de forma automática en un ambiente mínimamente invasivo.

9.2.2 Pulsoespectrofotométrico in vivo

Con base en los resultados obtenidos se presenta un método de evaluación para definir cuándo se está en presencia de una vena o de una arteria. Es importante considerar que se opera en un escenario con una señal de baja frecuencia con componentes en 0.45Hz. En la Figura 50 se muestra las lecturas sobre los vasos sanguíneos en función de los niveles de voltaje de referencia a 3.3V utilizados por el ADC, con utilización en promedio 84.98% para las arterias y 78.55% para las venas. Si se considera discriminar en función de los promedios de las muestras tendríamos que asegurar los rangos específicos de este escenario lo cual no es conveniente para esta aplicación.

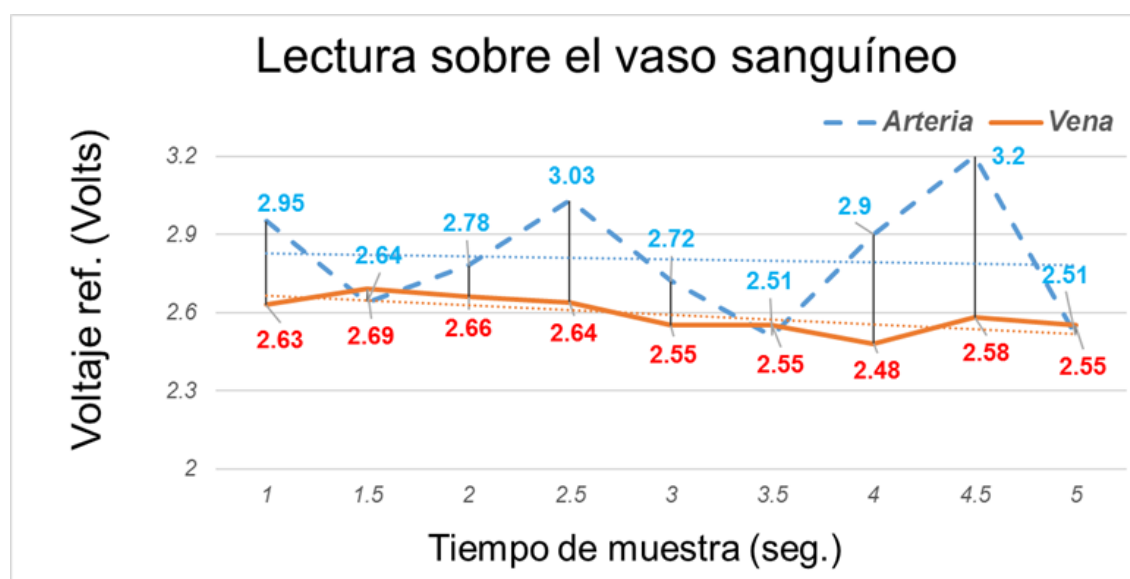


Figura 50. Lectura con niveles de voltaje por el ADC correspondiente a muestras con sensor óptico reflexivo incidiendo directamente sobre el tejido adventicio de la arterial. (Fuente: Propia del autor).

De la misma manera se considera estimar la variabilidad de los datos que representan las lecturas sobre venas y arterias a partir de los valores de cuantización arrojados por el

convertidos analógico digital (ADC) de nuestro sistema DAQ. En la Figura 51 se ilustra el periodo de muestreo y los niveles en unidades de bits de resolución.

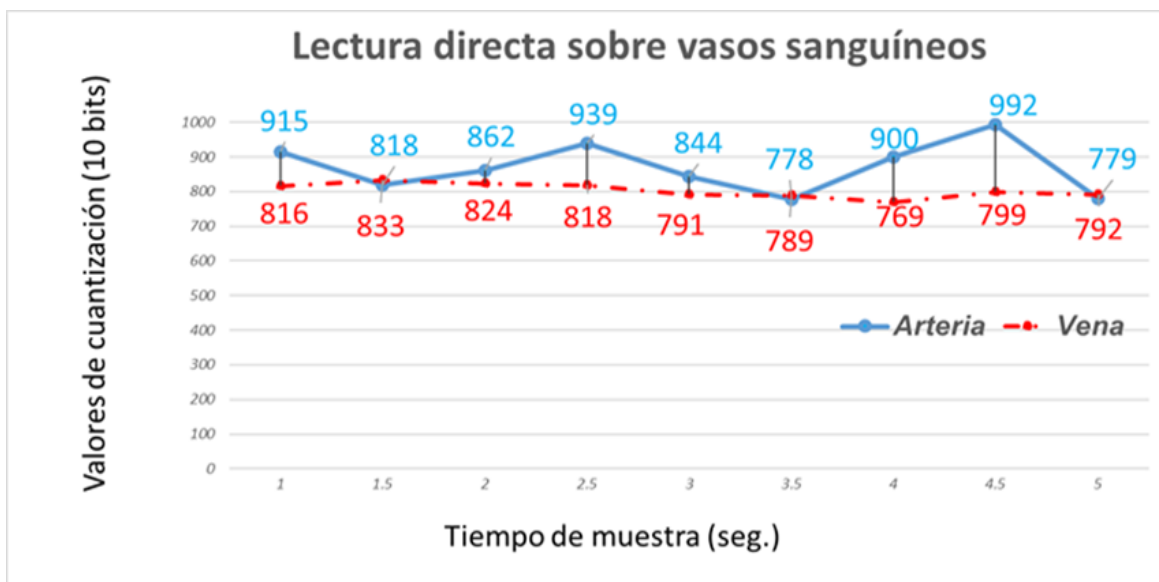


Figura 51. Valores de lecturas con muestras tomadas por método invasivo utilizando el sensor óptico reflexivo y digitalizándolas posteriormente por el ADC. (Fuente: Propia del autor).

En función de los experimentos con las componentes de AC/DC, se confirma que existe un rango de 800 a 900 valores disponibles para garantizar la discriminación entre una vena y una arteria a partir de la lectura con un sensor óptico reflexivo de longitud de onda 650nm. Singularmente los registros de lecturas superiores en venas cuantifican un promedio de 822.75 valores, si consideramos que las lecturas que representan el rizo del pulso de la señal de AC se registra para valores arriba de 915 valores el promedio de estas lecturas arroja 936, de esta manera tendremos 12.14% asignado a nuestra variable dependiente.

Capítulo 10 Conclusiones

En este trabajo se demuestra que un cirujano puede modificar la trayectoria de una cámara laparoscópica y su fuente de luz utilizando un instrumento laparoscópico convencional equipado con un giroscopio tipo MEMS. El cirujano decide cuándo modificar la trayectoria (panorámica, inclinación y zoom) de la cámara laparoscópica al mover angularmente su instrumento laparoscópico sobre sus propios ejes. Un sistema de lazo abierto no puede corregir los errores que podrían generarse, ni compensar las perturbaciones que afectan al sistema, sin embargo, algunas ventajas de usar este tipo de control son su simplicidad de implementación y bajo coste.

Con base en los resultados obtenidos por el método de absorción lumínica se confirma un buen grado de éxito de la técnica propuesta. El cirujano puede discriminar entre una vena y una arteria en un ambiente mínimamente invasivo utilizando dispositivos optoelectrónicos de bajo costo, por medio del método de absorción lumínica con un rango de separación cuantificado en una desviación estándar de 42.43 entre una vena y una arteria, con un porcentaje de separación entre los promedio de las lecturas de las muestras in vivo de 12.9 % con longitud de naranja de BBB, y por el método de componentes AC/DC con pulsoespectrofotométrico con porcentaje de los promedios de las lecturas de las muestras in vivo de 12.14 %. Conociendo que el HbO₂ dentro de los eritrocitos dentro del flujo sanguíneo puede llegar a oxidarse hasta un 20.01% respecto a la Hb el éxito de estas técnicas son alentadoras. Sin embargo, es importante ampliar la investigación sobre la mejora que se apoya en la reducción del efecto de Scattering, los ángulos de refracción y

desarrollar un láser con cajas cuánticas de materiales binarios como HeNe (Helio Neon) para operación a una $\lambda = 670\text{nm}$ dedicada a esta aplicación específica. Finalmente, la radiación generada por los dispositivos inalámbricos utilizados en este trabajo están definida dentro de parámetros internacionales utilizados en equipamiento médico [34], sin embargo se debe trabajar conjuntamente con la normatividad local NOM-121- SCT1-2009 para cuidar la coexistencia y seguridad de comunicaciones entre equipos ICM (Industriales, Científicos y Médicos) de nuestro país con el fin de proteger prioritariamente al paciente, cuerpo médico y dispositivos de trabajo. De esta manera, y gracias a los resultados de esta investigación estamos en posición de aportar elementos que permitan a los cirujanos poner a disposición de sus pacientes, alternativas en métodos de trabajo los que se verán reflejados de inmediato en reducción de estrés, tiempo de recuperación, daños colaterales y costos.

Bibliografía

- [1] Yoshida, M., Furukawa, T., Morikawa, Y., Kitagawa, Y., & Kitajima, M. The developments and achievements of endoscopic surgery, robotic surgery and function-preserving surgery. *Japanese journal of clinical oncology*, 40(9), 863-869, 2010.
- [2] Davis, C. J., & Filipi, C. J. A history of endoscopic surgery. In *Principles of Laparoscopic Surgery*, Springer New York, pp. 3-20, 1995.
- [3] Čapek, K. *RUR (Rossum's universal robots): a fantastic melodrama*. Doubleday, 1995.
- [4] Najarian, S., Fallahnezhad, M., & Afshari, E. Advances in medical robotic systems with specific applications in surgery—A review. *Journal of medical engineering & technology*, 35(1), 19-33, 2011.
- [5] Haber, G. P., White, M. A., Autorino, R., Escobar, P. F., Kroh, M. D., Chalikonda, S. & Stein, R. J. Novel robotic da Vinci instruments for laparoendoscopic single-site surgery. *Urology*, 76(6), 1279-1282, 2010.
- [6] Close, A., Robertson, C., Rushton, S., Shirley, M., Vale, L., Ramsay, C., & Pickard, R. Comparative cost-effectiveness of robot-assisted and standard laparoscopic prostatectomy as alternatives to open radical prostatectomy for treatment of men with localised prostate cancer: a health technology assessment from the perspective of the UK National Health Service. *European urology*, 64(3), 361-369, 2013

- [7] Jacopo Buzzi, Cecilia Gatti, Giancarlo Ferrigno, Elena De Momi, "Analysis of Joint and Hand Impedance During Teleoperation and Free-Hand Task Execution", *Robotics and Automation Letters IEEE*, vol. 2, pp. 1733-1739 ISSN 2377-3766, 2017.
- [8] Kavoussi, L. R., Moore, R. G., Adams, J. B., & Partin, A. W. Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. *The Journal of urology*, 154(6), 2134-2136, 1995.
- [9] Reaource4Surgical accidents.com. (2012) Severe Artery during Surgery. San Diego, CA, U.S. Recuperado de <http://www.resource4surgicalaccidents.com/severedartery.html>
- [10] Propublica. (2013). How Many Die from Medical Mistakes in U.S. Hospitals. Chicago,U.S. Journalism in the Public Interest. Recuperado de <https://www.propublica.org/article/how-many-die-from-medical-mistakes-in-us-hospitals>
- [11] Silver, C., Hyman, D. A., Black, B. S., & Paik, M. Policy Limits, Payouts and Blood Money: Medical Malpractice Settlements in the Shadow of Insurance. *UC Irvine L. Rev.*, 5, 559, 2015.
- [12] De Integración, S., & del Sector Salud, D. NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-026-SSA3-2012, PARA LA PRACTICA DE LA CIRUGIA MAYOR AMBULATORIA PREFACIO.
- [13] Graue-Wiechers, E. La enseñanza de la cirugía en la UNAM y algunos conceptos educativos. *Cir Cir*, 79(1), 66-76, 2011.
- [14] Mishra RK, Lorias D, Minor a, Comparison of PMAT Camera holder with human camera holder. *World Journal of Laparoscopic Surgery*; 1(2):1-5, 2008.
- [15] Wagner A, Varkarakis M, Link E, Sullivan W, Su L: Comparison of surgical performance during laparoscopic radical prostatectomy of two robotic camera holders, EndoAssist and AESOP: A pilot study, *Urology* 68. Elsevier Inc. 68(1): 70-74, 2006

- [16] Pugin F, Bucher P, Morel P: History of robotic surgery: from AESOP and Zeus to da Vinci: Journal of visceral surgery. Elsevier Inc., 148(5):3-8, 2011.
- [17] Kim, Jonathan, et al. "Compact camera assistant robot for minimally invasive surgery: KaLAR." Intelligent Robots and Systems. Proceedings of the International Conference on (IEEE). p. 2587-2592, 2004.
- [18] Benjamin S. Terry*, Zachary C. Mills, Jonathan A. Schoen, and Mark E. Rentschler: Single-Port-Access surgery with a Novel Magnet Camera System. Biomedical Engineering on (IEEE), 59(4):1187-1193, 2012.
- [19] Terry, Benjamin S., et al. "Single-port-access surgery with a novel magnet camera system." Biomedical Engineering, IEEE, 59(4):1187-1193, 2012.
- [20] Terry, Benjamin S., et al. "Single-port-access surgery with a novel magnet camera system." Biomedical Engineering, IEEE, 59(4):1187-1193, 2012.
- [21] Bajo, Andrea, et al. "Integration and preliminary evaluation of an insertable robotic effectors platform for single port access surgery." Robotics and Automation (ICRA) Proceedings of the International Conference on (IEEE), p. 3381-3387, 2012.
- [22] Andrea Bajo, et al. "Integration and Preliminary Evaluation of an Insertable Robotic Effectors Platform for Single Port Access Surgery." Robotics and Automation (ICRA) Proceedings of the International Conference on (IEEE), p. 3381-2287, 2012.
- [23] Hurteau, R., et al. "Laparoscopic surgery assisted by a robotic cameraman: concept and experimental results." Robotics and Automation. Proceedings of the International Conference on (IEEE), p. 2286-2289, 1994.
- [24] Wells, D. A. D. A. Teoría y problemas de dinámica de Lagrange: con un estudio de ecuaciones del movimiento de Euler principios y ecuaciones de Hamilton. Serie de compendios Schaum, 1972.

- [25] Crane, N. J., McHone, B., Hawksworth, J., Pearl, J. P., Denobile, J., Tadaki, D., ... & Elster, E. A. Enhanced surgical imaging: laparoscopic vessel identification and assessment of tissue oxygenation, *Journal of the American College of Surgeons*, 206(6), 1159-1166, 2008.
- [26] Benaron, D. A., Goldberger, D. S., Goodman, D. E., & Smith, R. S., U.S. Patent No. 5,807,261. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1998.
- [27] Puñal Bargueño, J. M. mHolter: Prototipo Basado en Microcontrolador para Recogida de Datos Clínicos, 2014.
- [28] Reynolds, L., Johnson, C., & Ishimaru, A. Diffuse reflectance from a finite blood medium: applications to the modeling of fiber optic catheters. *Applied Optics*, 15(9), 2059-2067, 1976.
- [29] Polanyi, M. L., & Hehir, R. M. In vivo oximeter with fast dynamic response. *Review of Scientific Instruments*, 33(10), 1050-1054, 1962.
- [30] Brinkman, R., & Cost, W. S., Continuous observation on the percentage oxygen , 1949.
- [31] Grape, S., Gronchi, F., Ravussin, P., Steiner, L., & Kern, C. Monitorización del oxígeno y del dióxido de carbono en anestesia y en cuidados intensivos. *EMC-Anestesia-reanimación*, 38(1), 1-10, 2012.
- [32] Pérez, D. E. El Transporte de Oxígeno por la Hemoglobina y su Patología, Real Academia Nacional de Medicina, 1986.
- [33] Claros, M., Rodríguez, J. J., & Soto, R., Balance control of a biped robot in the coronal plane using foot sole CoP trajectories. In *Control & Automation (ICCA)*, 11th IEEE International Conference, p. 661-666, 2014.

- [34] Callaway, E., Gorday, P., Hester, L., Gutierrez, J. A., Naeve, M., Heile, B., & Bahl V., Home networking with IEEE 802.15. 4: a developing standard for low-rate wireless personal area networks. *IEEE Communications magazine*, 40(8), 70-77, 2002.

Anexos

Anexo 1

Vocabulario

Alvéolo: Concavidad semiesférica situada al final de los bronquios, en la que se realiza el intercambio de oxígeno con la sangre

Analito: Componente de interés analítico de una muestra

Anastomosis tubular: Conexión quirúrgica entre vasos sanguíneos

Anemia: Disminución anormal de los glóbulos rojos

Aplasia medular: Desaparición total o parcial de las células normales dentro de la medula ósea.

Bypass coronario: Reemplazo de trozo sanguíneo en la arteria coronaria.

Bypass gástrico: Reducción del tamaño del estómago

Cirugía espinal: Estabilización de columna vertebral por la unión de ellas

Cirugía de rodillas: Utilización de cámara insertando un tubo.

Cirugía oncológica cervical: Cirugía para el cáncer de cervix

Cirugía oncológica oral y de faringe: Cirugía de cáncer en la cavidad bucal

Colecistectomía: Operación quirúrgica para extirpar la vesícula biliar

Drepanocitosis: Enfermedad que afecta la hemoglobina

Disolución: Disolver una solución en un líquido

Gasometría: Análisis químico que consiste en la medición de gases

Histerectomía: Cirugía que consiste en extirpar el útero total o parcialmente

Miotomía: Acceso intramuscular para reducir el exceso de contracción muscular

Morfología: Partes biológicas que tratan de la forma de los seres vivos

Multiplexar: Combinación de varias entradas.

Nefrectomía: Operación para extirpar total o parcialmente un riñón

Neuronavegación: Sistema de localización anatómica en tiempo real

Epitelial: Tejido que protege las superficies externas de los organismos.

Esofagectomía: Cirugía que extirpa alguna parte del esófago

Plasma: Múltiples sustancias disueltas en 90% de agua

Prostatectomía: Cirugía para extirpar parcialmente o tal la próstata

Radiocirugía: Ionización selectiva de los tejidos

Reconstrucción uretral: Cirugía para remover cuerpos extraños en la uretra

Reparación valvular: Implantación percutánea de la válvula aortica

Reseccion ovárica: Extirpación quirúrgica de uno o varios quistes en el ovario

Sangre completa: Plasma glóbulos blancos rojos y plaquetas

Tiroidectomía: Remoción parcial o totalmente la glándula tiroides

Transductor: Dispositivo que trasforma o convierte manifestación de energía en otra diferente

Túnica adventicia: Capa de tejido exterior de un vaso sanguíneo

Anexo 2



Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3g$ Accelerometer ADXL335

FEATURES

- 3-axis sensing
- Small, low profile package
4 mm $\times$ 4 mm $\times$ 1.45 mm LFCSP
- Low power : 350 μ A (typical)
- Single-supply operation: 1.8 V to 3.6 V
- 10,000 g shock survival
- Excellent temperature stability
- BW adjustment with a single capacitor per axis
- RoHS/WEEE lead-free compliant

APPLICATIONS

- Cost sensitive, low power, motion- and tilt-sensing applications
- Mobile devices
- Gaming systems
- Disk drive protection
- Image stabilization
- Sports and health devices

GENERAL DESCRIPTION

The ADXL335 is a small, thin, low power, complete 3-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs. The product measures acceleration with a minimum full-scale range of $\pm 3g$. It can measure the static acceleration of gravity in tilt-sensing applications, as well as dynamic acceleration resulting from motion, shock, or vibration.

The user selects the bandwidth of the accelerometer using the C_X , C_Y , and C_Z capacitors at the X_{OUT} , Y_{OUT} , and Z_{OUT} pins. Bandwidths can be selected to suit the application, with a range of 0.5 Hz to 1600 Hz for the X and Y axes, and a range of 0.5 Hz to 550 Hz for the Z axis.

The ADXL335 is available in a small, low profile, 4 mm $\times$ 4 mm $\times$ 1.45 mm, 16-lead, plastic lead frame chip scale package (LFCSP_LQ).

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

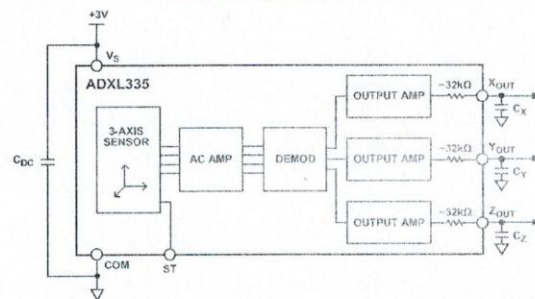


Figure 1.

Rev. 0

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700
Fax: 781.461.3113

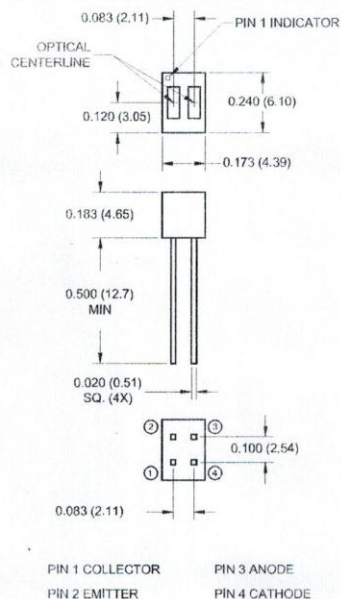
www.analog.com
©2009 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

Anexo 3

FAIRCHILD
SEMICONDUCTOR

QRD1113/1114 REFLECTIVE OBJECT SENSOR

PACKAGE DIMENSIONS



NOTES:

1. Dimensions for all drawings are in inches (millimeters).
2. Tolerance of $\pm .010$ (.25) on all non-nominal dimensions unless otherwise specified.
3. Pins 2 and 4 typically .050" shorter than pins 1 and 3.
4. Dimensions controlled at housing surface.

FEATURES

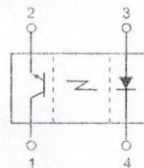
- Phototransistor Output
- No contact surface sensing
- Unfocused for sensing diffused surfaces
- Compact Package
- Daylight filter on sensor



NOTES (Applies to Max Ratings and Characteristics Tables.)

1. Derate power dissipation linearly 1.33 mW/°C above 25°C.
2. RMA flux is recommended.
3. Methanol or isopropyl alcohols are recommended as cleaning agents.
4. Soldering iron 1/16" (1.6mm) from housing.
5. As long as leads are not under any spring tension.
6. D is the distance from the sensor face to the reflective surface.
7. Cross talk (I_{CX}) is the collector current measured with the indicator current on the input diode and with no reflective surface.
8. Measured using an Eastman Kodak neutral white test card with 90% diffused reflecting as a reflective surface.

SCHEMATIC

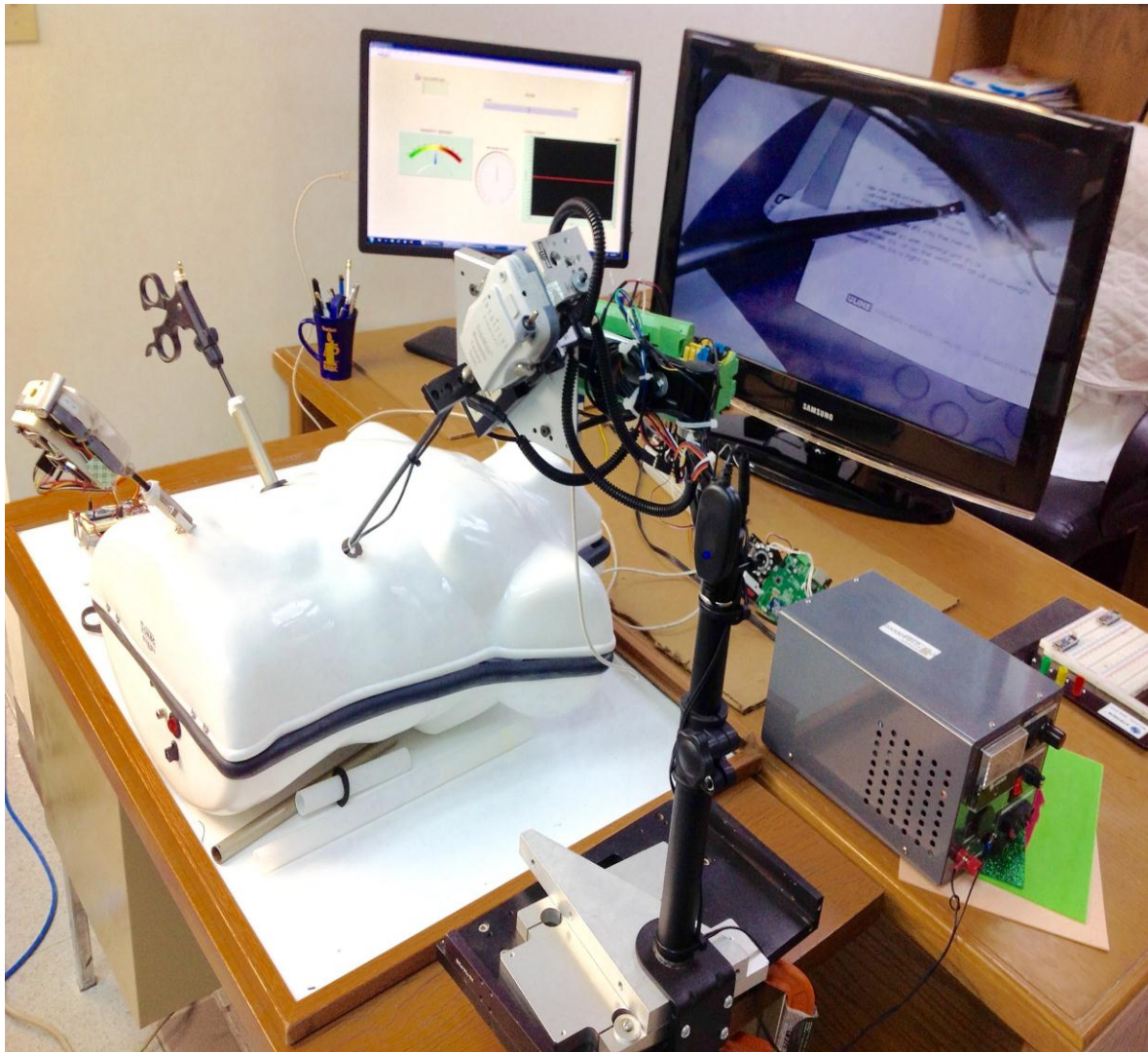


ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Rating	Units
Operating Temperature	T_{OPR}	-40 to +85	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature	T_{STG}	-40 to +85	$^\circ\text{C}$
Lead Temperature (Solder Iron) ^(2,3)	T_{SOL-I}	240 for 5 sec	$^\circ\text{C}$
Lead Temperature (Solder Flow) ^(2,3)	T_{SOL-F}	260 for 10 sec	$^\circ\text{C}$
EMITTER			
Continuous Forward Current	I_F	50	mA
Reverse Voltage	V_R	5	V
Power Dissipation ⁽¹⁾	P_D	100	mW
SENSOR			
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	30	V
Emitter-Collector Voltage	V_{ECO}		V
Power Dissipation ⁽¹⁾	P_D	100	mW

Anexo 4

Prototipo de automatización de cámara y luz laparoscópico. (Fuente: Propia del autor).



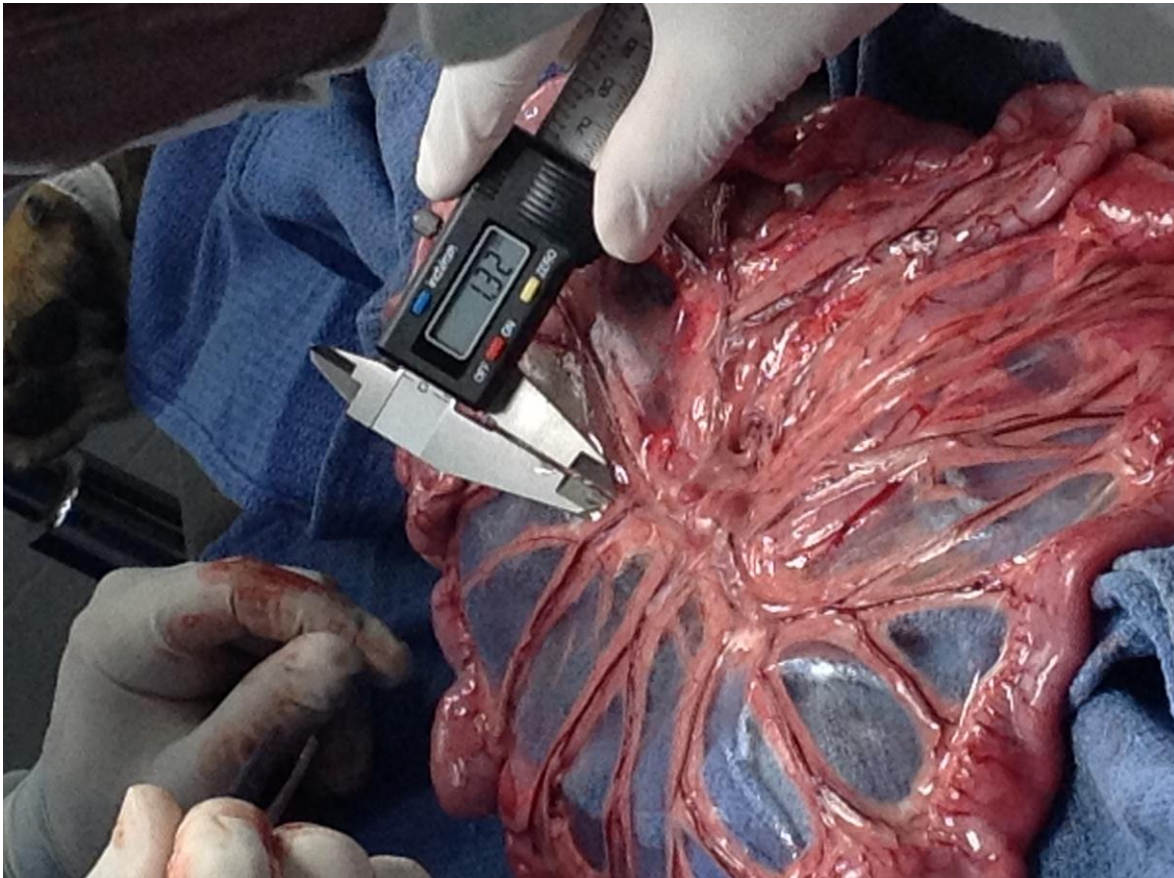
Anexo 5

Instalación de sensor óptico reflexivo (QRD1114), en punta la instrumento laparoscópico de 5mm. (*Fuente: Propia del autor*).



Anexo 6

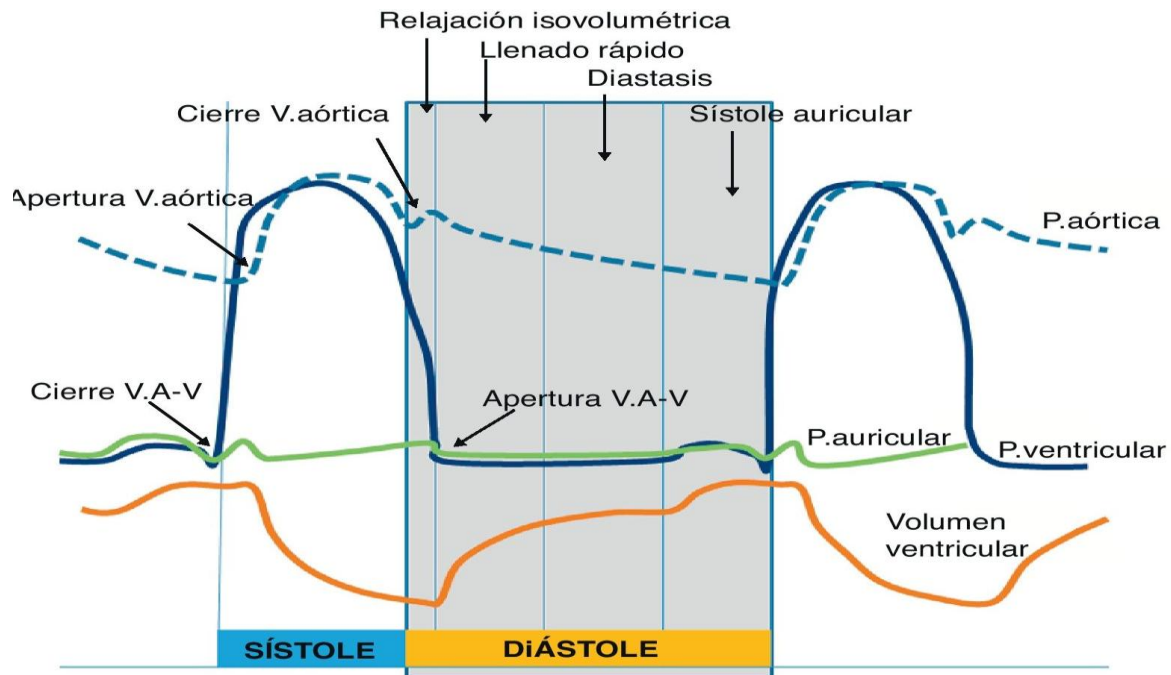
Forma de medir el diámetro externo del vaso sanguíneo para muestras. (Fuente: Propia del autor).



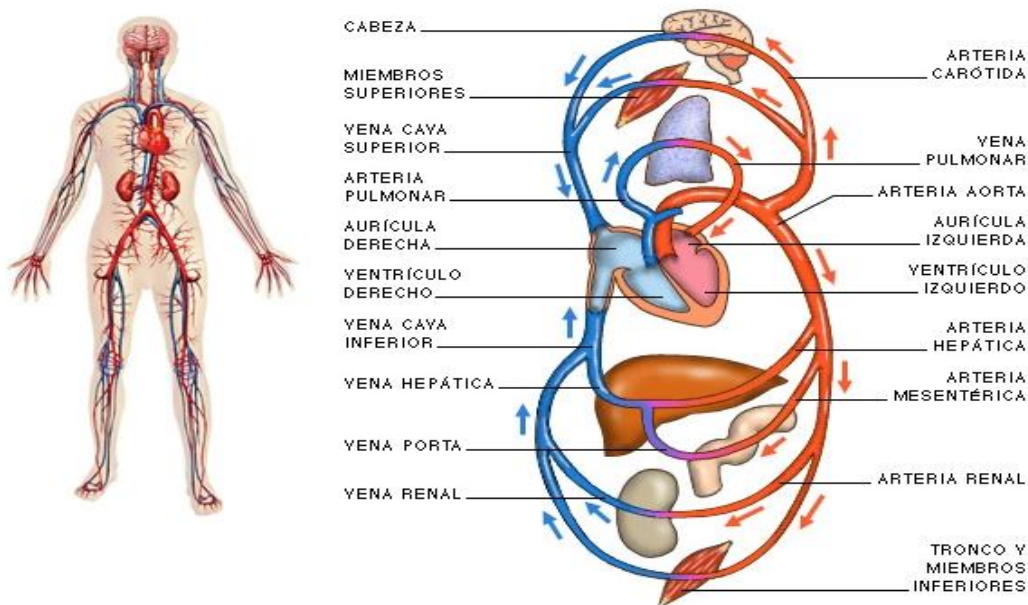
Anexo 7

Proceso de ritmo cardíaco que dan origen a las señales AC/DC.

(Programa educativo conectando neuronas. <https://www.portaleducativo.net/quinto-basico/13/Sistema-circulatorio>)



Sistema circulatorio donde se realiza el intercambio de sustancias y gases. (Programa educativo conectando neuronas. <https://www.portaleducativo.net/quinto-basico/13/Sistema-circulatorio>)



Anexo 8

Área de trabajo en cirugía abierta en Hospital de Pequeñas Especies UABC. (*Fuente: Propia del autor*).

