



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

INFORME

**ACTIVIDADES PROFESIONALES EN EL INSTITUTO NACIONAL
DE CARDIOLOGÍA
“IGNACIO CHÁVEZ”**

MODALIDAD DE TITULACIÓN

“EXPERIENCIA PROFESIONAL”

PRESENTA:

VERÓNICA RODRÍGUEZ CORTÉS

**PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

ASESOR: Dr. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

Ing. TOMÁS EFRAÍN SÁNCHEZ PÉREZ



MÉXICO D.F

MAYO 2015

Facultad de Ingeniería
División de Ingeniería Mecánica e Industrial

ÍNDICE

Agradecimientos.....	2
Introducción.....	3
Capítulo 1.- Descripción del Instituto.....	6
1.1. Objetivo.....	6
1.2. Misión.....	7
1.3. Visión.....	7
1.4. Organigrama.....	7
Capítulo 2. Ingeniero Mecatrónico dentro del Instituto Nacional de Cardiología.....	8
Capítulo 3. Antecedentes.....	9
Capítulo 4. Participación del alumno en el Instituto.....	13
4.1. Instrumentación para el control de un sistema térmico para Probador de válvulas cardiacas.....	13
4.2. Instrumentación virtual para el control de un sistema para corte de tejido biológico por láser CO ₂	20
Conclusiones.....	30
Bibliografía.....	32

Agradecimientos

Es hora de escribir lo infinitamente agradecida que estoy con la vida, con la familia y amigos que Dios me ha dado, pues su ayuda y compañía incondicional me ha ayudado a lo largo de mi formación como ingeniera mecatrónica.

Por otra parte debo dar las gracias al Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez”, específicamente al Departamento de Biotécnica Aplicada por permitirme desarrollarme como profesionalista, poniendo en práctica todos los conocimientos que adquirí en la licenciatura. Quiero dar las gracias específicamente al Ing. Tomás Efraín y a Arturo Martínez por la dedicación, y asesoramiento que prestaron a mi trabajo, siempre enseñándome algo nuevo, discutiendo y validando siempre nuevas ideas para realizar los proyectos de la mejor manera, siempre añadiendo ante todo respeto y armonía al grupo de trabajo.

Sin duda alguna a mis profesores que contribuyeron al asesoramiento para que este trabajo pudiera presentarse, en general a todas aquellas personas que de manera directa e indirecta a lo largo de mi estancia en la Facultad de Ingeniería, me ayudaron y me vieron caer y crecer en todo momento.

Introducción

El presente reporte tiene como finalidad lograr el proceso de titulación por la modalidad de experiencia profesional como ingeniera mecatrónica, haciendo la presentación de trabajos en el área de Instrumentación Electrónica dentro del departamento de Biotécnica Aplicada en el Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez” INCICH.

Mi labor dentro del grupo de investigación ha sido fundamental para el desarrollo de nuevas tecnologías que contribuyan a la mejora del proceso de atención médica en el área cardiovascular.

La participación del ingeniero mecatrónico en el desarrollo de nuevas tecnologías ha sido un pilar fundamental, siendo el complemento necesario para la resolución de problemas que demanda el área médica, poniendo en práctica todos los conocimientos adquiridos en la licenciatura desde la parte mecánica, electrónica, materiales, control e incluso áreas como es el caso de conceptos básicos de fisiología; para poder comunicar y traducir los problemas médicos a la parte de ingeniería, la participación del ingeniero mecatrónico dentro del departamento conforma un grupo multidisciplinario de investigación y desarrollo.

El desarrollo tecnológico en el área biomédica, requiere sin duda alguna la participación de un grupo multidisciplinario, dentro del cual la Instrumentación Electrónica es el área encargada del sensado y procesamiento de la información proveniente de variables físicas para realizar el monitoreo y control de procesos.

En la actualidad, el desarrollo de nuevas ideas para equipos biomédicos es limitado y en la mayoría de los casos el desarrollo se basa en productos evolucionados dando como resultado un nuevo modelo de un equipo ya existente, es por ello que mi labor dentro del grupo de investigación es esencial ya que el ingeniero mecatrónico tiene la capacidad de relacionarse con las diversas áreas del diseño, haciendo la integración de conocimientos de mecánica así como electrónica.

En el Departamento de Biotécnica Aplicada del INCICH se han desarrollado, entre otros, un probador de válvulas cardíacas así como un sistema para corte de tejido biológico por láser CO₂. El monitoreo y control de las variables que intervienen en ambos procesos es de vital importancia para garantizar la seguridad principalmente en el usuario, así como la del propio equipo.

En el proyecto realizado del probador de válvulas cardiacas, además de toda la complejidad del monitoreo de variables, se debe contar con un sistema que monitoree la temperatura del sistema para que se ajuste a las normas que así lo demandan como es el caso de la norma ISO 5840 para implantes cardiovasculares - válvulas cardiacas.

En los siguientes capítulos se explica a detalle los procesos que se llevaron a cabo para lograr la instrumentación de los dos sistemas: monitoreo y control de la temperatura en un probador de válvulas cardiacas e Instrumentación y control de un sistema para corte Láser CO₂ de tejido biológico.

El presente reporte está realizado conforme a los términos convenidos por el Instituto Nacional de Cardiología, debido a la política de uso de la información que un contrato demanda manifestando la no revelación de información confidencial del Instituto por irrelevante que le pudiere parecer, con la finalidad de proteger, resguardar, evitar fugas de información.

Capítulo 1

Descripción del Instituto

Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez” es un organismo público descentralizado que tiene como objetivo la investigación científica en el campo de la salud, la formación y capacitación de recursos humanos calificados y la prestación de servicios de atención médica de alta especialidad de los padecimientos cardiovasculares.



Figura 1.- Logotipo del INCICH

1.1 OBJETIVO

El objetivo general de la Dirección General del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, es promover la excelencia en los procesos de Investigación, Asistencia Médica, Enseñanza y Administración, mediante el fortalecimiento de la cultura de la investigación, docencia, calidad, compromiso social y administración efectiva, en concordancia con la misión y visión institucionales.

*Director General
Dr. Marco A. Martínez Ríos*

1.2 MISIÓN

"El compromiso del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, es proporcionar atención cardiovascular de alta especialidad con calidad a la población, preferentemente a la que carece de seguridad social; asimismo, desarrolla investigación de vanguardia y forma especialistas en cardiología y ramas afines. El cumplimiento de estas funciones ha sido un instrumento de ayuda social y humana que pugna por la prevención de las cardiopatías y ayuda a la rehabilitación integral de los enfermos."

*Director General
Dr. Marco A. Martínez Ríos*

1.3 VISIÓN

"Continuar como una Institución de liderazgo nacional en el campo de la cardiología, con respeto y presencia internacional, siendo un modelo de organización pública que canalice con oportunidad y eficiencia los recursos disponibles para garantizar el cumplimiento de los objetivos institucionales, lo que nos facilitará evolucionar al ritmo de los cambios vertiginosos del entorno internacional."

*Director General
Dr. Marco A. Martínez Ríos*

1.4 ORGANIGRAMA



Figura 2.- Organigrama INCICH

Capítulo 2

Ingeniero Mecatrónico dentro del Instituto Nacional de Cardiología

El rol que desempeñé en INCICH fue como Integrante de Proyecto en el área de Control e Instrumentación Electrónica. Las tareas que realicé se basaron principalmente en la implementación de instrumentación virtual empleando software de National Instruments específicamente Labview en un par de proyectos, el primero de ellos haciendo el monitoreo y control de temperatura en un probador de válvulas cardíacas, así como la Instrumentación y control de disparo para un sistema de corte de tejido biológico por Láser CO₂.

El personal para desempeñar las actividades como ingeniero mecatrónico, deberá contar con las capacidades técnicas y científicas para desenvolverse en el área de investigación en proyectos tecnológicos que conlleven a la mejora de la calidad de servicios en atención médica. Por lo anterior las labores que me fueron encomendadas fueron en la aplicación de conocimientos para llevar a cabo los proyectos antes mencionados que sin duda alguna fueron de gran responsabilidad ya que la mayoría de los proyectos que se realizan tienen la finalidad de ser llevados a la práctica, para satisfacer las necesidades del personal médico.

Aunado a todo lo descrito anteriormente, el personal para desenvolverse en las actividades dentro del departamento deberá contar con la capacidad para traducir las necesidades en lenguaje médico a un lenguaje de ingeniería, sin perder de vista que se trata de un grupo multidisciplinario para hacer investigación y desarrollo tecnológico.

Capítulo 3

Antecedentes

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo, se estima que cada año mueren más personas por alguna enfermedad cardiovascular que por otra causa. Se calcula que en el año 2008 murieron 17.3 millones de personas a causa de una ECV lo cual representa un 30% de todas las muertes registradas en el mundo.

Se calcula que en 2030 morirán cerca de 23,3 millones de personas por ECV, sobre todo por cardiopatías, y se prevé que sigan siendo la principal causa de muerte. [2]

Un dato relevante es que se estima que en México se requiere de 45 mil operaciones cardíacas al año, de las cuales una tercera parte serían valvulares, por lo que el proceso de manufactura y validación de válvulas cardíacas es vital.

Las válvulas que se manufacturan en el Instituto Nacional de Cardiología son a partir de tejido biológico, básicamente pericardio bovino, una etapa del proceso de manufactura de las válvulas consiste en el corte manual del tejido, y es por ello que en este trabajo se presenta el desarrollo del control e instrumentación virtual para un sistema láser CO₂ para corte de pericardio que permita automatizar el proceso de corte, y que pueda permitir estandarizar las características de las válvulas.



Figura 3.- Prototipo de bioprótesis cardíaca de pericardio del INCICH

Una vez que se finaliza el proceso de fabricación de las válvulas cardiacas, éstas deben ser sometidas a una prueba de validación de funcionamiento. Para validar su funcionamiento en el Departamento de Biotécnica Aplicada se ha desarrollado un probador de válvulas cardiacas a partir del diseño original del grupo de investigación del mismo departamento.

Dentro de este probador además de verificar datos como gradientes de presión, área valvular, entre otros datos, el sistema debe cumplir con la norma ISO 5840 que establece que la temperatura en entorno operativo sustituto deberá estar en un rango de 34 °C a 42 °C.

IS/ISO 5840 : 2005



Table 1 — Heart valve substitute operational environment

Parameter	Description
Surrounding medium:	Human heart/Human blood
Temperature:	34 °C to 42 °C

Figura 4.- ISO 5840 Norma establece rango de temperatura en un entorno operativo sustituto para válvulas cardiacas.

Resonador láser C02

Láser es el acrónimo de “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”. Es un dispositivo que consta de una cavidad óptica, con espejos en los extremos, llena de un material como cristal, vidrio, líquido, gas o colorante. Un dispositivo que produce un haz intenso de luz con las propiedades únicas de coherencia, colimación y mono cromaticidad.

El láser de Dióxido de Carbono (C02), es un láser de gas que contiene moléculas de C02 como medio activo; es uno de los láseres más eficientes y poderosos que operan en la región infrarroja a longitudes de onda de 10.6um y 9.6um.

Elementos fundamentales para el funcionamiento del láser.

- a) Medio o material láser (medio activo).
- b) Resonador óptico.
- c) Fuente de excitación.

- a) El medio activo o material láser en este caso es Dióxido de Carbono.
- b) Resonador óptico.

Un resonador óptico es el equivalente a un circuito electrónico resonante: confina y almacena luz (energía) a ciertas frecuencias de resonancia.

Un láser de gas se caracteriza por tener como medio activo un gas atómico, iónico o molecular con el conjunto idóneo de niveles de energía. La estructura del nivel de energía de un gas de baja densidad se aproxima a la de un átomo aislado con transiciones entre niveles individuales o quizá en algunos grupos de niveles muy próximos entre sí. El medio está cerrado en un tubo cilíndrico sellado en cada extremo por un espejo a fin de formar la cavidad óptica. El bombeo se lleva a cabo por medio de una descarga eléctrica que se hace pasar a través del gas.

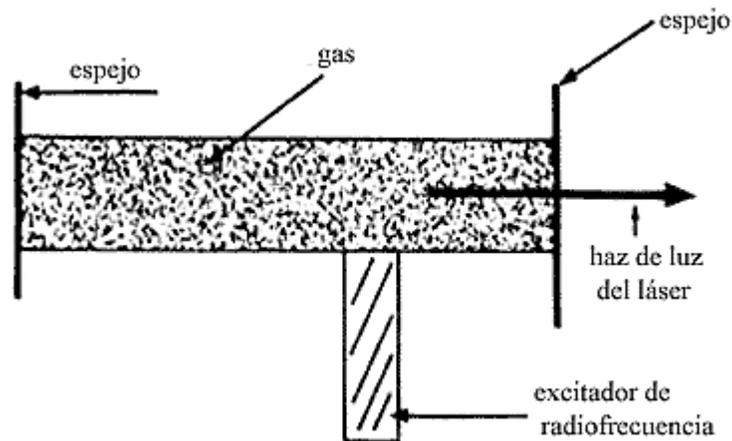


Figura 5.- Esquema Principal de un láser CO₂
[http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/13/htm/sec_14.html]

Instrumentación virtual

La instrumentación virtual es un concepto introducido por la compañía National Instruments (2001). En el año de 1983, Truchard y Kodosky, de National Instruments, decidieron enfrentar el problema de crear un software que permitiera utilizar la computadora personal (PC) como un instrumento para realizar mediciones. De esta manera surge el concepto de instrumento virtual (IV), definido como, "un instrumento que no es real, se ejecuta en una computadora y tiene sus funciones definidas por software." (*National Instruments, 2001*).



Figura 6.- Hardware National Instrumets.

Los instrumentos autónomos tradicionales, presentan la gran desventaja de ser de alto costo y diseñados para llevar a cabo tareas muy específicas definidas por el fabricante. El usuario por lo general no puede extender o personalizar esas tareas. Las perillas y botones del instrumento, sus circuitos electrónicos y las funciones disponibles para el usuario son todas específicas a la naturaleza del instrumento. Además, deben desarrollarse con una tecnología especial y costosos componentes para construirlos, lo cual incrementa su costo y tiempo para adaptarlos.

Los IV (Instrumentos Virtuales que por sus siglas en inglés Virtual Instruments) son de utilidad dado que la reducción de los costos es una de las principales ventajas, solo se requiere una computadora y el software indicado, eventualmente en el desarrollo de diversas aplicaciones se requiere hardware pero su participación de este es mínima, y de bajo costo.

Capítulo 4

Participación del alumno en el Instituto

En este apartado se presentan los proyectos que realicé dentro del Instituto dentro del grupo de investigación, presentando los antecedentes con los que contaba el Instituto, pues ya existía una tecnología previa a la que desarrollé, debo mencionar que en la realización de estos trabajos gracias al conocimiento que obtuve como estudiante de Ingeniería Mecatrónica, en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México fueron realizados con éxito.

4.1. Instrumentación para el control de un sistema térmico para probador de válvulas cardiacas

El Departamento de Biotécnica Aplicada cuenta con un probador de válvulas cardiacas desarrollado por el grupo de investigación del mismo departamento, el desarrollo de este sistema tuvo que ser diseñado bajo ciertos criterios que establece la norma ISO 5840.

Planteamiento del problema

La norma ISO 5840 especifica que para las válvulas cardiacas en un entorno operativo sustituto, uno de los parámetros que debe de cumplir es la temperatura del fluido, que deberá permanecer entre 34° C y 42 °C, el sistema que contaba el INCICH no contaba con el desarrollo completo del sistema térmico, por lo que dicho sistema debía ser completado.

Objetivo

Desarrollar un sistema de monitoreo y control de la temperatura del fluido en el probador de válvulas cardiacas.

Requerimientos por parte del INCICH

- a) Monitoreo constante.
- b) Interfaz gráfica para el usuario.
- c) Bajo costo.

Descripción general del proceso para el sistema térmico



Figura 7.- Proceso general de la instrumentación para el control del sistema térmico.

Sensado

Para la etapa de sensado de la temperatura se utilizó un Sensor LM35.

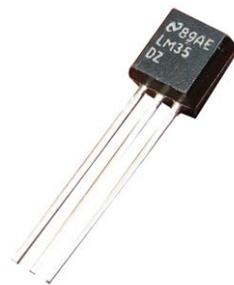


Figura 8.- Sensor de temperatura LM35

Características:

- a) La tensión de salida es proporcional a la temperatura.
- b) Tiene una precisión de 0.5°C a 25°C .

- c) Baja impedancia de salida.
- d) Precisión calibrada de 1°C
- e) Baja corriente de alimentación (60uA).
- f) Intervalo de medición -55°C hasta 150°C
- g) Bajo precio.
- h) Debido a su baja corriente de alimentación se produce un efecto de auto calentamiento muy reducido.
- i) No requiere de circuitos adicionales para calibrarlo externamente.

Adquisición de la señal

Uno de los requerimientos del proyecto fue que la lectura se monitoreara de manera constante, para ello se empleó como tarjeta de adquisición de datos la PCI 6220 de National Instruments a través de un conector BNC 2110.

Especificaciones de la tarjeta empleada:



- 16 Entradas Analógicas de 16 Bits a 250 kS/s
- 24 E/S digitales; contadores de 32 bits; disparo digital

Figura 9.- Tarjeta Empleada NI PCI 6220

La adquisición de la señal del sensor de temperatura se realizó con la tarjeta mencionada, pues el Departamento tiene esa tecnología disponible, y la tarea fue encomendada haciendo el uso de las herramientas con las que se contaba en el laboratorio.

Tarjeta de Adquisición de Datos			
	Arduino	PIC (Microchip)	National Instruments PCI 6220
Velocidad de procesamiento	3	4	4
Salidas/entradas Digitales	3	3	5
Costo	4	5	1
Implementación con Labview	2	2	5
	12	14	15

Figura 10.- Criterios de selección para la tarjeta NI PCI 6220

En la tabla anterior, se establece una métrica de nivel de importancia siendo el valor de 5, el más importante hasta 1 el de menor relevancia, para seleccionar el empleo de la tarjeta NI PCI 6220.

La información que se puede interpretar a partir de la Figura 10, es la siguiente:

- La implementación del control a través de una tarjeta PCI es un método directo, utilizando la homologación de la tecnología de National Instruments, presentando esta desventaja la tarjeta Arduino y Microchip, su implementación con Labview si es posible, pero requiere de herramientas adicionales.
- Uno de los requisitos que se pidió fue que el sistema fuera de bajo costo, pero surge la pregunta ¿Reduce los costos, el emplear tecnología de National Instruments?, la respuesta es no, pues para la aplicación en específico que se encomendó, era posible realizarla con las tarjetas que se mencionan en la Figura 10, pero la justificación es: El laboratorio de Biotécnica Aplicada señaló que la implementación de todo proyecto que se realizara, tenía que ser resuelto con la tecnología de National Instruments, dado que son las herramientas con las que cuenta el departamento, y éste no estaría dispuesto a invertir en alguna tecnología que estuviese inferior a la que se tenía, es por ello que se decidió emplear la tarjeta NI PCI 6220.

Procesamiento de la señal

El procesamiento de la señal se hizo en el software Labview de National Instruments, de la siguiente manera:

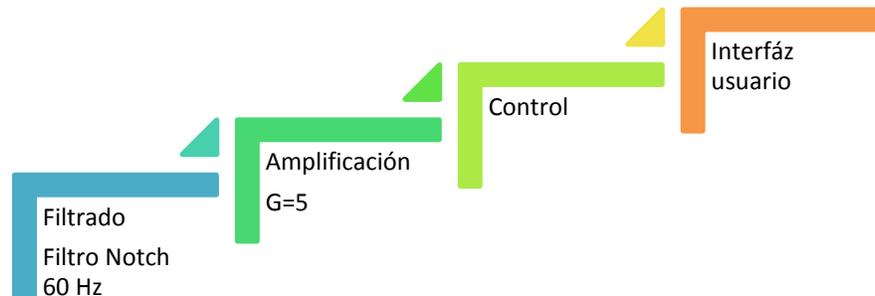


Figura 11.- Etapa del procesamiento de la señal

Para el control de la temperatura se utilizó un control de tipo encendido-apagado, es decir la lectura proporcionada por el sensor, se comparaba con el valor deseado, si la temperatura del líquido se encuentra por debajo del valor deseado, un elemento que suministra calor (resistencia) se activa, si la lectura sobrepasa el valor deseado la fuente de calor se desactiva, como se puede apreciar en la Figura 11.

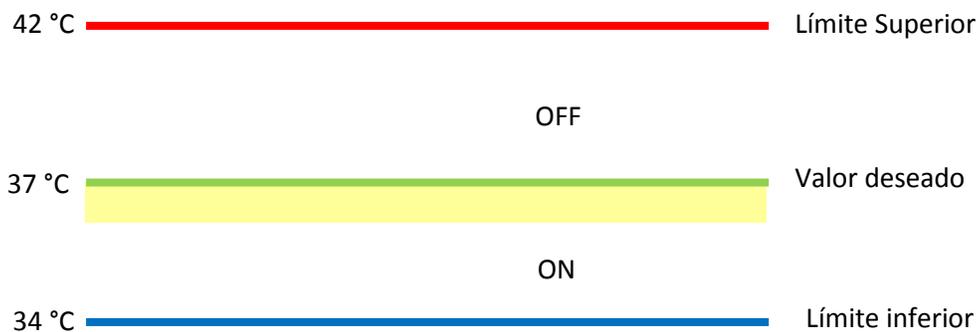


Figura 12.- Criterios para el control de la temperatura.

Cabe señalar que si bien el valor objetivo es una temperatura de 37 °C, recordando que el proceso térmico no es un proceso no lineal, debido a la inercia térmica que maneja el líquido (para este caso se empleó agua), y conforme a la norma ISO 5840 establece una temperatura inferior de 34°C y una temperatura máxima de 42°C se decidió dejar para el control de temperatura un rango de trabajo de - 1°C respecto al valor medio (37°C) es decir para el caso cuando el valor registrado de la temperatura va de forma ascendente la resistencia(fuente de suministro de calor) se desactivará en un valor de 36°C, y cuándo la temperatura va en forma descendente la resistencia se activará en un valor de 36°C, si bien el valor de 37°C no se alcanza, se tiene un margen de trabajo de +/- 1°C de operación, que cumple dentro del intervalo establecido por la norma ISO 5840.

Esta sentencia de activar o desactivar es una salida digital y posterior a ello establecer una etapa de potencia.

Etapa de Potencia

Para mantener la temperatura en umbrales establecidos, es necesario activar o desactivar el elemento que suministra calor al sistema, la activación y desactivación se hace mediante un relevador.

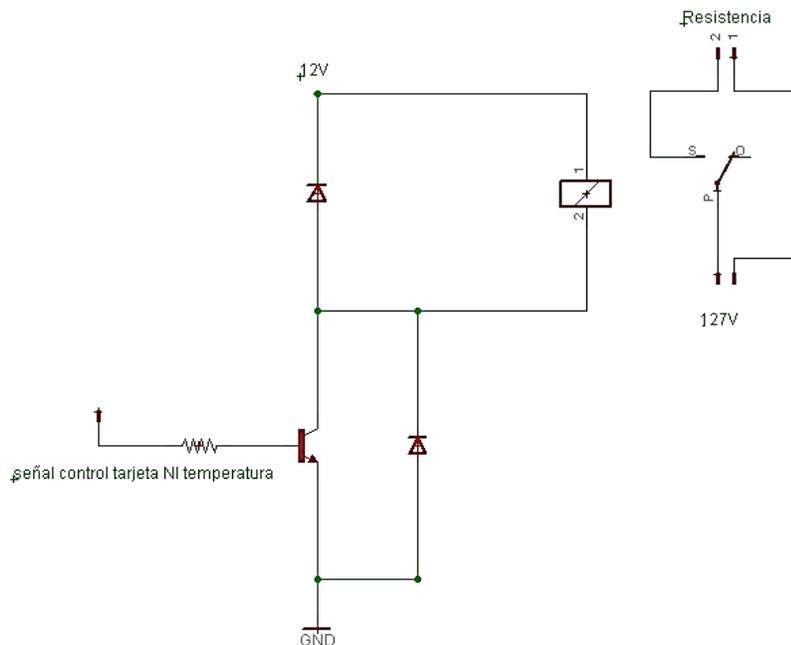


Figura 13.- Diagrama electrónico para la etapa de potencia.

INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA IGNACIO CHÁVEZ

Sistema de Monitoreo de Temperatura para el Probador de válvulas



Figura 14.- Interfaz realizada para el monitoreo y control de temperatura para el probador de válvulas cardiacas

4.2. Instrumentación virtual para el control en un sistema para corte de tejido biológico por láser CO₂

Planteamiento del problema

En el Instituto Nacional de Cardiología se cuenta con un sistema láser CO₂ para corte de pericardio, que previo al desarrollo de este trabajo se contaba con una instrumentación física con electrónica tipo TTL(Transistor Transistor Logic), dado el diseño con circuitos integrados y con una serie de cableado, se presenta el problema de fallos electrónicos cómo falsos contactos, o corto circuitos, esto conlleva a la disminución de la vida útil del resonador láser CO₂ y por ende no se tiene un control sobre la operatividad, trayendo como consecuencia el incremento de riesgo tanto para el usuario como para el equipo , y es por ello que se encomienda transferir la lógica de control a instrumentación virtual para tener un mayor control sobre el sistema

Objetivo

Realizar la instrumentación virtual y control para el sistema de corte por láser CO₂.

Metas

Desarrollar un sistema de monitoreo simultáneo múltiple, el cual permita conocer en todo momento el estado de las variables de seguridad y control, tanto a nivel equipo como a nivel usuario, en el cuál se implementa la lógica necesaria para la correcta operación del sistema de corte por láser CO₂.

Cómo toda labor dentro del proceso de investigación se identificaron las siguientes necesidades, después de analizar la información del planteamiento del problema.

- a) Debe garantizar la seguridad del usuario.
- b) Debe prolongar la vida del equipo.
- c) Debe ser fácil de operar.
- d) Debe asegurar en tiempo real el monitoreo del sistema.

Necesidad	Requerimiento
Debe garantizar la seguridad del usuario.	Contener retroalimentación de todas las variables físicas involucradas en el proceso
Debe prolongar la vida del equipo.	
Debe ser fácil de operar.	Interfaz amigable con el usuario
Debe asegurar en tiempo real el monitoreo del sistema.	Implementación del control con tecnología de National Instruments

Figura 15.- Necesidades y requerimientos del sistema láser.

Sistemas involucrados

Se realiza la abstracción del dispositivo como un diagrama de caja negra (véase Figura 16 (modelo de caja negra con las entradas y salidas del sistema), se puede partir de que se necesita analizar el estado de las variables de seguridad tal es el caso como Condición láser, sobre voltaje, temperatura, para poder controlar el disparo del resonador láser.

En el caso particular del sistema se tienen como entradas: lecturas de voltaje, temperatura, pre-ionización (condición láser), condición puerta láser, paro de emergencia, y la energía suministrada para los componentes que lo requieran; las salidas serán: Disparo de láser, modalidad de disparo.

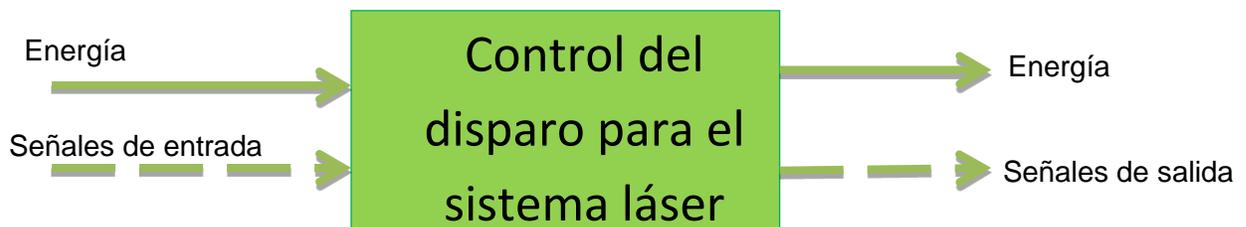


Figura 16.- Modelo de la caja negra para el control de disparo del sistema láser CO₂

Para entender el funcionamiento de la caja negra, se realiza la división de las funciones necesarias para el aprovechamiento de las entradas y obtener las salidas deseadas, estas funciones son representadas por subsistemas abstractos. En la que es posible observar la relación que existe entre los subsistemas y los elementos utilizados: soporte, alimentación (energía) información del usuario y la interacción con el usuario.

Variables de control

Las variables de control son aquellas variables que se monitorean para tener su estado en cada momento y ser manipuladas para obtener el control sobre las variables a controlar (disparo del láser).

- Selector del modo de operación del resonador, dado que el equipo láser utilizado en este proyecto tiene la característica de poder trabajar en dos modos distintos, en modo pulsado o en modo continuo, será necesario definir uno y solo uno de estos modos como predeterminado para la activación del sistema en general.
- Selector del nivel de la potencia de salida, esta variable tendrá que estar correlacionada con el modo elegido de operación ya que solo está disponible para el modo pulsado
- Selector de frecuencia de repetición del disparo del haz láser, de igual forma esta variable tendrá que estar correlacionada con el modo elegido de operación ya que solo está disponible para el modo pulsado.
- Modo de activación de la radiación láser CO₂, este control permitirá la activación del disparo del haz láser de manera manual o automática.
- Selector de activación del láser He-Ne, esta condición permitirá accionar el resonador láser He-Ne (radiación visible) en cualquier momento del proceso de ejecución del sistema.



Figura 17.- Resonador Láser CO₂ GM-30 en el INCICH

Es indispensable identificar las variables que permiten tener un estricto control de operación y seguridad en el proceso de corte, esto será tanto a nivel de equipo como a nivel de usuario.

En la parte del nivel de equipo se consideran tres variables de tipo lógica TTL ,las cuales indican las siguientes condiciones:

Variable	Tipo de señal	Estado activo	Descripción
Temperatura (T)	TTL	Activo alto	Indica si el equipo experimenta un sobre calentamiento.
Voltaje (V)	TTL	Activo alto	Indica si el equipo experimenta un sobre voltaje.
Condición Láser (CC)	TTL	Activo alto	Indica si el equipo está en condiciones ópticas de funcionamiento.

Figura 18.- Señales TTL Resonador Láser CO₂.

La descripción particular de las variables de control para el resonador láser se especifica a continuación:

Temperatura (T).- Esta señal indica un bajo si la temperatura del cabezal-láser sobrepasa aproximadamente los 30°C

Voltaje (V).- Esta señal indicará un fallo si el voltaje supera los 55 VCD.

Condición láser (CC- pre ionización).- Esta señal indica un fallo de algún componente óptico interno, cabe señalar que esta señal estará en un bajo durante el arranque del cabezal por un periodo aproximadamente de 30 segundos, tiempo aproximado que dura la pre ionización del resonador.

Es importante mencionar que la desactivación o bloqueo oportuno del sistema permitirá alargar el tiempo de vida útil.

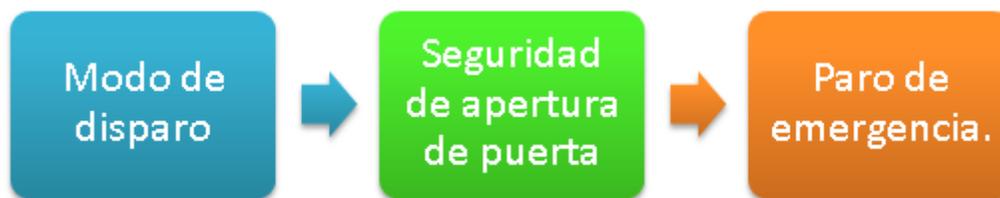


Figura 19.- Variables periféricas para el sistema de disparo láser CO₂

Para la puesta en marcha del resonador es necesario aplicar una señal más de control, la cual permitirá controlar la frecuencia de repetición del haz láser así como la potencia de emisión, dicha señal será un PWM, con magnitud de 5V DC y una frecuencia máxima de 25 kHz, como es de esperar la frecuencia de repetición del láser será proporcional a la frecuencia del PWM y el porcentaje del ciclo de trabajo será proporcional a la potencia de emisión.

Por otra parte se tienen variables periféricas que no dependen del resonador láser sin embargo si garantizan la seguridad del usuario y del sistema; por ejemplo mencionando el caso del modo de disparo del rayo láser, puesto que contará con dos modalidades que se describen a continuación:

Modo Manual.- En este modo el usuario podrá decidir en qué momento hacer el disparo ya sea desde la interfaz o desde un switch físico.

Modo Automático.-En esta modalidad no podrá ser activada o desactivada la emisión láser de manera manual, será estrictamente por la pc vía software.

Respecto a forma de emisión del haz láser, se cuenta con la modalidad pulsada y continúa.

Señal de Temperatura

Una de las variables importantes a estar monitoreando es la temperatura a la que está el cabezal, puesto que si sobrepasa el valor límite, el resonador puede presentar daños, y por el contrario si el valor de la temperatura se encuentra muy debajo del valor límite, el líquido re circulante como medio de enfriamiento, puede condensarse y esto conlleva a formación de gotas y humedad en el cabezal lo cual daña al equipo.

La señal de temperatura es leída por un sensor de temperatura en una de las vías de retorno del refrigerante que sale del cabezal láser, esta señal es leída por una tarjeta NI-6323 de National Instruments para ser procesada en Labview, posterior a la lógica interna de la señal de temperatura, la señal que se envía pasa por una etapa de potencia previa para la activación de la circulación del refrigerante, que permite tener control de la temperatura de operación del resonador láser, puesto que si el resonador esta con una sobre temperatura no funcionará el sistema y si es el caso contrario, que se llegue a una temperatura baja, se puede generar una condensación que trae como consecuencia humedad en el cabezal, pudiendo sufrir daño el resonador y/o disminuyendo la vida útil del mismo.

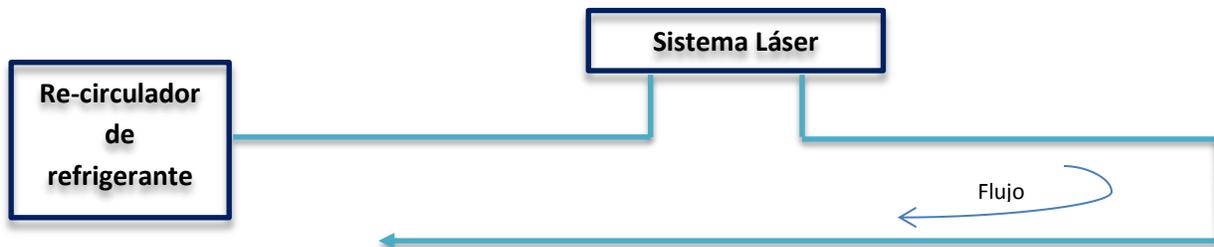


Figura 20.- Sistema de Refrigeración para cabezal láser CO₂Integrator's Guide Diamond TM GEM, G & K Lasers

El tipo de puerto para la comunicación con el resonador láser es del tipo RJ-45, el cual consta de 8 pines asignados de la siguiente manera:

# pin	asignación	dirección respecto al resonador
1	PWM	entrada
2	15Vdc	salida
3	CC	salida
4	T	salida
5	V	salida
6	No usar	xxxx
7	Disparo láser	entrada
8	Tierra lógica	entrada

Figura 21.- Pines de comunicación RJ-45 del cabezal láser CO₂

Uno de los procesos para adquirir las señales que provienen del cabezal láser, es la construcción de un circuito impreso, donde se enlazan las señales del cabezal a la tarjeta de adquisición de señales de National Instruments.

Algoritmo para la lógica de control.

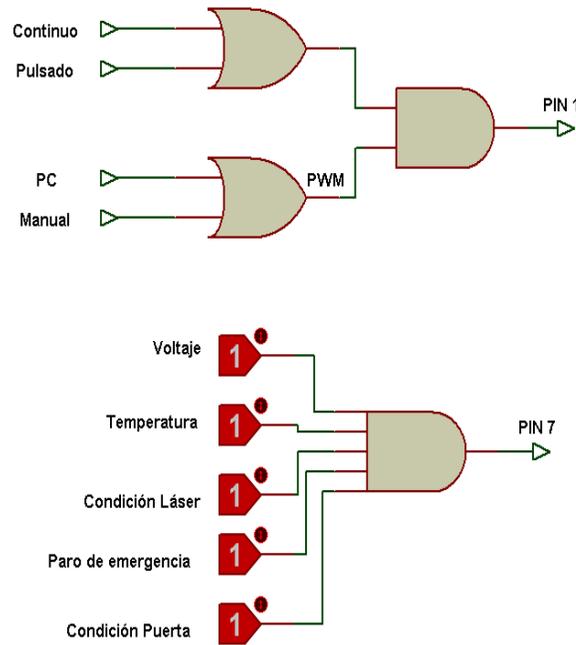


Figura 22.- Configuración de estados lógicos para el disparo del rayo láser CO₂

Las señales del resonador láser fueron ingresadas al módulo de conexión SCB-68B mediante la construcción de una tarjeta electrónica, que fue diseñada y posteriormente manufacturada en el departamento utilizando una fresadora CNC de la marca Sherline.

Se muestran a continuación imágenes de las tarjetas finales, por cuestiones de confidencialidad no se presentan diagramas electrónicos.

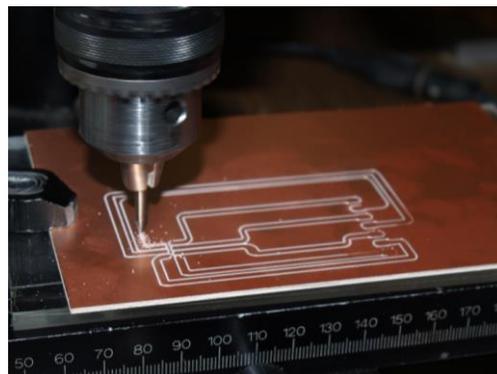


Figura 23.- Maquinado de placas PCB para el sistema láser CO₂



Figura 24.- PCB comunicación RJ-45 del cabezal láser CO₂



Figura 25.- PCB para etapa de Potencia sistema de enfriamiento del cabezal láser CO₂

Para la alineación del rayo láser se procede a una alineación con un Láser He-Ne.



Figura 26.- PCB para Activación del láser He-Ne sistema de alineación para el rayo láser CO₂



Figura 27.- Interfaz realizada para el monitoreo y control del rayo láser sistema CO₂

Conclusiones

El desarrollo de cada uno de los proyectos durante la estancia en el Instituto Nacional de Cardiología en el Departamento de Biotécnica Aplicada fue exitoso.

Algunos beneficios de la realización de los proyectos antes mencionados son:

La implementación del sistema térmico para el probador de válvulas cardíacas, permite monitorear la temperatura del fluido, apegándose el diseño a la norma ISO 5840.

Con el diseño la interfaz para el control de disparo del resonador láser CO₂ se incrementa la vida útil del sistema y a su vez se garantiza la seguridad del usuario.

El Instituto Nacional de Cardiología, podrá realizar procesos de investigación con un índice mayor de seguridad mayor en los rubros de vida de equipo y usuario, así como un índice mayor de repetitividad en el proceso de corte.

EL incrementar el índice de repetitividad en el proceso de corte, disminuye costos de producción que tienen un impacto considerable al Instituto, pues el proceso manual de corte del tejido biológico no asegura que el 100 % de cortes sea utilizado, dado que se cometen errores, sin embargo el tejido que es cortado y no es utilizado se traduce en costos que finalmente se convierten en pérdidas, aunado al todo el proceso que se lleva para que el tejido esté en condiciones de corte.

El control e instrumentación de este sistema láser CO₂, podrá emplearse en el proceso de corte de diversos materiales para dispositivos médicos, que van desde tejidos biológicos hasta materiales bio-compatibles.

La implementación de la instrumentación virtual permitió disminuir la cantidad de componentes electrónicos, trayendo como consecuente una mejor distribución espacial de cables y tarjetas.

La formación que recibí a lo largo de todo mi desarrollo universitario, me permitió integrar mis conocimientos en áreas afines a la mecatrónica, la capacidad de poderme integrar a un grupo multidisciplinario de investigación, y sobre todo que los conocimientos que adquirí en la universidad los pudiera poner en práctica en problemas reales que demanda la sociedad mexicana en el campo de la medicina.

Poniendo en práctica diversos conocimientos tales como Electrónica Básica, Análisis de Circuitos, Circuitos Digitales, Electricidad y Magnetismo, Diseño Mecatrónico, manufactura CNC y Óptica por mencionar algunas.

Mi participación en el desarrollo de tecnología médica, es sin duda una labor con mucha responsabilidad, la formación que adquirí en la universidad tanto social como científica me permitió desempeñarme en las instalaciones del Departamento de Biotécnica Aplicada, la tolerancia, disposición y compromiso por el trabajo fueron esenciales para lograr los resultados.

Es de suma importancia la interpretación del lenguaje que se demanda entre el grupo médico, y el lenguaje en ingeniería, para poder cerrar lazos de comunicación y lograr productos que realmente tengan un impacto en la solución de problemas en cuestiones cardiovasculares.

La satisfacción personal que siento al concluir proyectos que ayuden en el campo de la medicina es sin duda una de las mejores cosas que puedo concluir, saber que la Mecatrónica tiene cavidad en ésta área, el gusto y pasión que dediqué desde que me encontraba concluyendo mi créditos en la universidad, para ello me di a la tarea de tomar materias relacionadas con el área biomédica incluso tomando materias como Aplicaciones de Optoelectrónica en Medicina, así como Instrumentación Biomédica, cuestiones como Logística y Administración Hospitalaria puesto que se trataba de laborar en un ambiente hospitalario, en la División de Eléctrica Electrónica.

Se lograron completamente con éxito los objetivos de cada uno de los proyectos que realicé y sin duda alguna la parte que realicé se queda para el grupo de investigación, permitiendo crecer la gama de desarrollo que se hace, así como fomentar la línea de investigación en el área biomédica.

Bibliografía

- [1] <https://www.cardiologia.org.mx/>, Consultado Febrero 2015.
- [2] Enfermedades cardiovasculares,
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>, Consultada Abril 2015.
- [3] Cardiovascular implants — Cardiac valve prostheses, ISO 5840:2005,
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5840:ed-4:v1:en>, Consultada Marzo 2015.
- [4] Otros Tipos de Sistemas que se Comportan Análogamente: Los Láseres
http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/13/htm/sec_14.html, Consultado Abril 2015.
- [5] LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors, Texas Instruments,
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>, Consultado Marzo 2015.
- [6] NI 622x Specifications, National Instruments,
<http://www.ni.com/pdf/manuals/371290g.pdf>, Consultado Marzo 2015.
- [7] COHERENT, Operator's Manual GEM Series OEM/Industrial GEM-30 Liquid Cooled Laser.
- [8] Fundamentals of Photonics Hardcover, Bahaa E. A. Saleh, Segunda Edición