

Instrumentación para el corte de Pericardio Bovino por Láser CO₂

T.E. Sánchez Pérez¹, V. Rodríguez Cortés¹

¹Departamento de Biotécnica Aplicada, Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez”, Ciudad de México.

Resumen— Para hacer una eficiente manufactura de Bioprótesis Valvular Cardíaca (BVC), es necesario contar con un sistema de corte que sea capaz de reproducir de manera idéntica una geometría propia de un oclisor (Valva), en el Instituto Nacional de Cardiología se ha desarrollado un diseño de BVC que tiene como material base, al pericardio bovino, este material es complicado de cortar de forma manual, por lo que el desarrollo de un sistema de corte por medio de láser CO₂ fue implementado, aunque el sistema en general implica acoplamiento de varios subsistemas, en este trabajo solo fue abordado el subsistema para la instrumentación del control, monitoreo y automatización del sistema de corte por láser.

Finalmente fue obtenida una interfaz de usuario, que permite controlar el sistema general de corte.

Palabras clave—Control láser CO₂, Corte de pericardio, Instrumentación electrónica.

I. INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo [1], 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; 7,3 millones de esas muertes se debieron a la cardiopatía coronaria, y 6,2 millones a los accidentes vasculares cerebrales (AVC).

Se calcula que en 2030 morirán cerca de 23.6 millones de personas por ECV, sobre todo por cardiopatías y se prevé que sigan siendo la principal causa de muerte.

Un dato relevante que se estima en México, es que se requiere de 45 mil operaciones cardíacas al año, de las cuales una tercera parte serían de remplazo valvular, por lo que el proceso de manufactura de bioprótesis valvular cardíaca (BVC) es vital.

A principio de la década de 1960 surgió gran interés por desarrollar tejidos biológicos con la intención de obtener una BVC con características más “fisiológicas”, que fuera menos trombogénica y por ende no exigiera el uso estricto de agentes anticoagulantes.

Las BVC, comienzan a utilizarse a mediados de 1976 en el Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez (INC) [2-4], utilizando duramadre como material oclisor base,

estas BVC fueron adaptadas y suturadas en una configuración valvular sobre un soporte rígido.

El alto costo de manufactura de válvulas cardíacas aproximadamente hasta 2 mil 500 dólares cada una, y la alta demanda de las mismas, ha llevado al INC a trabajar en el diseño y desarrollo de BVC de diseño propio, dado que la mayoría de pacientes que se atienden en este instituto y que requieren de un remplazo valvular, son personas sin seguridad social y con limitaciones económicas.

Una segunda generación de BVC fue desarrollada en el Instituto Nacional de Cardiología [6] a partir de tejido biológico, básicamente pericardio bovino, de la cual, una etapa del proceso de manufactura consistía en el corte manual del pericardio bovino, para así obtener una geometría particular del elemento oclisor (Valva), que además tendría que ser estrictamente reproducible, lo cual era muy complicado, debido a la dificultad para manipular el pericardio, es por ello que fue necesario desarrollar un sistema capaz de cortar básicamente cualquier geometría y cuantas veces fuera necesario reproducir dicho componente con la certeza de ser propiamente idénticos estos elementos entre uno y otro. Aun que el sistema en su conjunto contiene varios subsistemas, tales como: subsistema mecánico, subsistema óptico y subestima electrónico, en este trabajo solo se abordó el desarrollo de la instrumentación para el subsistema electrónico para poder controlar, monitorear y automatizar el proceso de corte de pericardio por medio de un láser CO₂.

II. METODOLOGÍA

1) *Descripción del sistema*: El sistema de corte de materiales biológicos por láser CO₂ consiste en un cabezal GEM-30 [6] cuya longitud de onda es de 10.6 μm con una potencia de 30 W. Una fuente de corriente de 12A, un sistema de enfriamiento QA-CH-E Chiller y un arreglo óptico en base a lentes de ZnSe. El proceso general de control fue desarrollado bajo la plataforma National Instruments (hardware y software).

Para el control del proceso fue necesario adquirir señales provenientes del cabezal láser, para ello se contó con una tarjeta NI PCIe-6323.

2) *Variables de control*: Permiten definir el modo de operación para el disparo 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 sólo 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 (mediante una PC).
- **Selector de activación del láser HeNe:** Esta condición permitirá accionar el resonador láser HeNe (radiación visible, 630 nm) en cualquier momento del proceso de ejecución del sistema.

3) *Variables de seguridad:* Definidas para garantizar la seguridad del sistema y al usuario.

- **Ingreso al área láser:** con esta variable se podrá determinar si el acceso a esta área se encuentra cerrado o abierto antes de iniciar una secuencia de activación para la radiación láser.
- **Para el resonador láser:** será necesario conocer el estado de tres variables condicionantes para la óptima operación y seguridad del equipo, estas variables en particular indicarán la condición instantánea del sobrevoltaje (> 48 VDC), sobre-calentamiento (> 65°C) y el momento de pre-ionización (periodo de 30 s) de resonador láser.
- **Activación del paro de emergencia:** esta condición permitirá detener de manera súbita y en cualquier momento la funcionalidad del sistema en general.

En el siguiente esquema se muestra el control general del sistema:

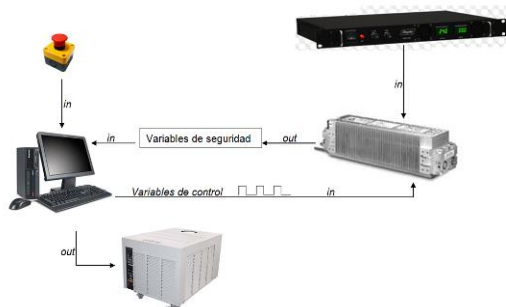


Fig. 1. Esquema general de control.

A nivel de equipo, se consideran tres variables de tipo lógica TTL (Transistor Transistor Logic), las cuales indican las siguientes condiciones tabla 1:

TABLA 1
Variables de Monitoreo del cabezal láser

| 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 resonador está ionizado. |

Respecto a la forma de emisión del haz láser, se cuenta con la modalidad pulsada (PW) y continua (CW), cabe señalar que al utilizar la forma CW no es posible variar la potencia, siendo la emisión por default la potencia máxima (30 watts). Para la forma pulsada es necesario generar una señal PWM la cual será proporcional a la frecuencia de repetición del pulso láser (generada por medio del programa principal de control) que va de los 0 a los 5 Vdc, emitida a través de una tarjeta de control (PCI-6323 de National Instrument), así mismo el porcentaje del ciclo de trabajo será proporcional a la potencia de emisión.

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.

Seguridad de apertura de puerta.- Como un sistema de seguridad tanto para el usuario como para el equipo, dado que se trata de un sistema que opera con una forma de energía que no es visible (haz Infrarrojo con $\lambda=10.6 \mu\text{m}$), en cualquier momento y bajo el criterio del operario puede ser accionado un botón de paro de emergencia, el cual tendrá la facultad de bloquear por completo al sistema, de igual modo estará configurado un dispositivo que monitoreando la puerta de acceso de tal forma que en el momento que se está llevando a cabo algún proceso que involucra la emisión láser y se abriera la puerta sin autorización, el sistema también será bloqueado de manera instantánea.

Respecto a la señal de Temperatura, el monitoreo será básicamente para el líquido refrigerante, dicho monitoreo es necesario puesto que si sobrepasa el valor límite el resonador puede presentar daños por sobre calentamiento, y por el contrario si el valor de la temperatura se encuentra muy debajo del valor límite [7], 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.

Esta señal es leída por un sensor de temperatura en una de las vías de retorno del refrigerante que sale del cabezal láser, la cual a su vez 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 del sistema de circulación, que permite tener control de la temperatura de operación del resonador láser, figura 2.

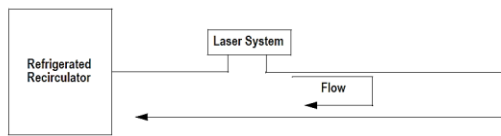


Fig 2. Esquema del sistema de enfriamiento circulante

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, figura 3:

| # 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 laser | entrada |
| 8 | Tierra lógica | entrada |

Fig 3. Asignación de pins en el conector RJ-45

A continuación se muestra la lógica de control implementada en el programa de LabVIEW, figura 4

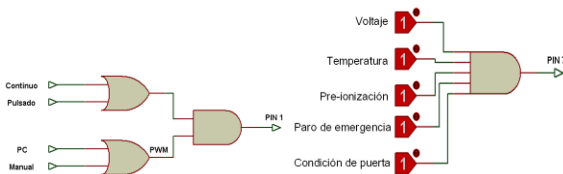


Fig 4. Lógica de control y monitoreo

Finalmente para la adquisición de las señales y el procesamiento en Labview se utilizó como interfaz la tarjeta PCI 6323 de National Instruments, empleando el módulo de conexión SCB-68A, imagen 1.



Imagen 1.- Módulo de conexión SCB-68A para tarjeta PCI 6323 National Instruments

III. RESULTADOS

Se diseñaron y manufacturaron las tarjetas para adquirir los datos provenientes del resonador láser, así como la tarjeta para controlar la activación de un láser visible He-Ne, el cual permitió alinear el haz de láser no visible.

A. Adquisición de señales.

Las señales del resonador láser fueron ingresadas al módulo de conexión SCB-68A mediante la construcción de la siguiente tarjeta (INC-BA-1), imagen 2.

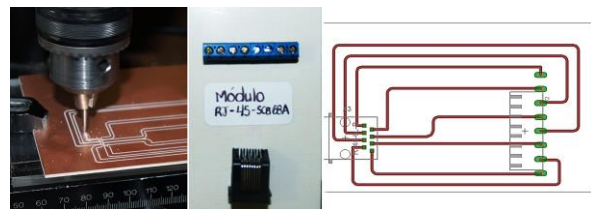


Imagen 2. Tarjeta INC-BA-1

esta tarjeta fue diseñada y manufacturada en el departamento de Biotécnica Aplicada, mediante una Fresadora CNC de la marca Sherline.

Para alinear el rayo láser que se genera en el disparo, se colocó un láser infrarrojo, que es activado mediante la pc, esta señal es utilizada para la activación de un relevador electromecánico que activa y desactiva el láser infrarrojo en cuanto el usuario de la orden mediante la tarjeta INC-BA-2, imagen 3.

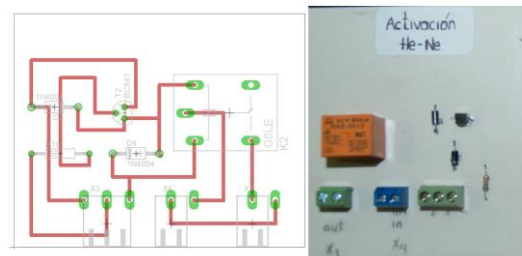


Imagen 2. Tarjeta INC-BA-2

B. Programación

Toda la lógica de control fue implementada bajo la plataforma de LabVIEW, la cual es mostrada a continuación, figura 5 e imagen 3.

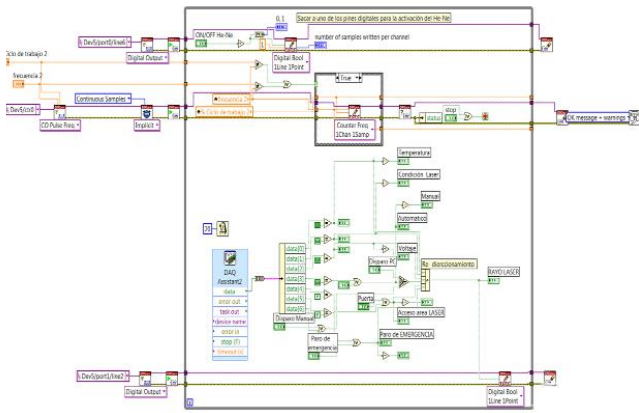


Fig 5. Diagrama a bloques para el control de disparo del sistema láser



Imagen 3. Interfaz realizada para el usuario

C. Corte del tejido biológico

En la imagen 4 se puede apreciar el corte final de una válvula, después de realizar una sucesión de pruebas, el sistema tuvo una alta reproducibilidad, dado que se lograron cortar válvulas con geometrías y dimensiones adecuadas.



Imagen 4. Corte final del tejido biológico

IV. DISCUSIÓN

En el presente trabajo se desarrolló el sistema de control e instrumentación para el disparo de un sistema láser CO₂, el cual garantiza la seguridad del usuario como primer nivel de importancia, así como la seguridad del equipo; si bien es importante señalar que el sistema podrá funcionar sin necesidad del control del proceso, pero si se toma en cuenta que si alguna de las variables que estén fuera del rango óptimo de trabajo participarán en la disminución de vida útil del equipo, lo cual conlleva a dar importancia para asegurar la vida del equipo dado que su costo es elevado y el proceso de manufactura de BVC se verá afectado en el caso de la baja del sistema.

El automatizar procesos de corte, implica acelerar el proceso de manufactura de válvulas que se realizan dentro del INC, disminuyendo costos de manufactura por errores de corte manual de tejido. Finalmente todo el impacto de este

trabajo se verá en la manufactura de válvulas que serán implantadas en los pacientes.

V. CONCLUSIÓN

La instrumentación y monitorización de las variables del resonador láser CO₂ así como el disparo del haz, incrementa la vida útil del sistema y a su vez se garantiza la seguridad del usuario.

Automatizar el proceso de corte de válvulas, para la manufactura de las BVC permite obtener una alta reproducibilidad y confiabilidad, representando una disminución de costos en el producto final, evitando errores por corte manual que se refleja en el uso excesivo de tejido biológico lo que implica inversión económica para la preparación y tratamiento del mismo.

Y por ende el Instituto Nacional de Cardiología, podrá realizar procesos de investigación con un índice de confiabilidad mayor en los rubros de vida de equipo y seguridad.

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, y por otra parte el emplear instrumentos virtuales disminuye los costos de componentes.

RECONOCIMIENTOS

Agradecemos el apoyo para la realización de este proyecto a *Virtual Instruments SA de CV.* y a *National Instruments.*

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Nota descriptiva, Enfermedades Cardiovasculares, Organización Mundial de la Salud, Enero 2015. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- [2] Alejandro Juárez Hernández, José Antonio del Campo Abadiano, Jesús Ramón Figueroa Vega, Antonio Benita Bordes, Víctor Hugo Ramos Cano, Miguel Angel Chagolla Santillán, Claudia Aurora Vega Cedillo, Isaura Marmolejo Hernández, "Prótesis valvulares. Experiencia del Instituto Nacional de Cardiología" *Archivos de Cardiología*, vol. 74, supl 2, 10, Abril-Junio 2004.
- [3] Ramón Humberto Alvarez, "VALVULAS CARDIACAS PROTÉSICAS" *Revista de Posgrado de la VIA Cátedra de Medicina- N° 137- Septiembre 2004.*
- [4] Alejandro Villar Inclán, "Válvulas cardíacas protésicas: revisión histórica del tema" *Rev Cubana Cir v.49 n.1 Ciudad de la Habana ene.-mar. 2010.*
- [5] Alejandro Juárez Hernández, Tomás Efraín Sánchez Pérez, "Nueva generación de bioprótesis del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez"" *Archivos de Cardiología*, Vol. 73 Supl. 1 /Abril-Junio 2003.
- [6] *GEM-30 Liquid Cooler Laser Operator's Manual*, COHERENT, 5100 Patrick Henry Drive, U.S.A 2003, pp. 1-1 – 5-4.
- [7] *QA-CH/QA-CH-E Chiller User's Manual*, Lydall Industrial Thermal Solutions, U.S.A 2004, pp. 1-17.