

Vacuum for the removal of brain tumors, with micro-destruction and integrated control system.

J. Velasco^a, D. Ojeda^{*,b}, J. Brito^a, R. Chacón^c, M. Benítez^a, R. Meléndez^a

^a*Departamento de Dibujo, Estudios Básicos, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.*

^b*Departamento de Diseño Mecánico y Automatización, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.*

^c*Unidad de Neurocirugía, Hospital Militar Coronel Elbano Paredes Vivas, Maracay, Venezuela.*

Abstract.-

The main purpose of this research aims design a vacuum for removal of brain tumors with disconnectors microdestrucción and integrated control system. The development of the project is to remove most of the tumor brain and thus improve the standard of living of the patient. For this design it developed different types of cutting tools, thus obtaining a disconnecter for other hard tissue and soft tissue. On the other hand, it was designed using vacuum techniques and fluid mechanics, suction cannulae which consist of a small metal nozzle be in direct contact with the patient. Then, a system of open loop control which monitor and control system variables suction, pumping irrigation fluid and level control in the tanks of tumor material, in order to obtain a computer user friendly designed. It was subsequently verified by the simulator Automation Studio 3.0.5, operation of the control system and finally an analysis of technical and economic feasibility obtaining the final solution is feasible for implementation in the country was conducted.

Keywords: vacuum; tumor; brain; micro destruction.

Microaspiradora para la extracción de tumores cerebrales, con microdestrucción y sistema de control integrado.

Resumen.-

El propósito fundamental de ésta investigación tuvo como finalidad diseñar una microaspiradora para la extracción de tumores cerebrales con seccionadores de cánulas de aspiración con microdestrucción y sistema de control integrado. Con el desarrollo del proyecto se pretende extraer la mayor cantidad de tumor cerebral y de ésta manera mejorar el nivel de vida del paciente. Para esto se desarrolló el diseño de diferentes tipos de herramientas de corte, obteniéndose así un seccionador para tejidos duros y otro para tejidos blandos. Por otro lado, se diseñó mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que estará en contacto directo con el paciente. Luego, se diseñó un sistema de control de lazo abierto que monitoreará y controlará las variables del sistema de succión, bombeo de líquido de irrigación y control de nivel en los depósitos de materia tumoral, con la finalidad de obtener un equipo de fácil uso. Posteriormente se verificó por medio del simulador Automation Studio 3.0.5, el funcionamiento del sistema de control y finalmente se realizó un análisis de factibilidad técnica y económica obteniéndose que la solución definitiva es viable para su implementación en el país.

Palabras clave: micro aspiradora; tumor; cerebro; micro destrucción.

Recibido: Noviembre 2015

Aceptado: Mayo 2016

*Autor para correspondencia

Correo-e: ojeda.d@gmail.com (D. Ojeda)

1. Introducción

En todos los procedimientos neuroquirúrgicos se utilizan instrumentos de alta tecnología, que conllevan a la seguridad en la manipulación en parte del especialista, brindándole al especialista (cirujano) y al paciente una rápida y efectiva intervención quirúrgica, apoyado esto con instrumentos especializados según la necesidad médica y del paciente. Es esencial comprender la anatomía y fisiología para preparar el abordaje que el neurocirujano utilizará para alcanzar las estructuras intracraneales [1]. Los procedimientos neuroquirúrgicos se realizan para extirpar lesiones patológicas, aliviar la presión sobre el cerebro causada por una enfermedad o lesión, calmar el dolor y aliviar los nervios periféricos lesionados o enfermos [2].

En la actualidad se han incorporado al manejo de los tumores una cantidad de técnicas de imagen, neurofisiológicas, neuroquímicas e incluso intraoperatorio, cuyo objetivo es optimizar los límites de resección para extenderlos al máximo minimizando la eventual morbilidad asociada.

Esto conlleva a que generalmente los pacientes con tumores cerebrales sufren las consecuencias post-operatorias, debido a que en la mayoría de los casos se logra extraer entre 20 y 40 % del tejido tumoral; el diseño de la microaspiradora para extraer tumores cerebrales de Ojeda y colaboradores [3] en la Universidad de Carabobo, fue un microaspirador que durante las pruebas experimentales demostró un rendimiento óptimo y un completo control al succionar cerebro e hígado de res, pudiéndose reducir en un 50 % y 20 % el tiempo de operación respectivamente (según la opinión del neurocirujano); como caso contrario al ser probado con la contextura del riñón, se observó una lentitud significativa en el proceso de succión, con lo cual se comprobó que para extraer tumores con consistencia parecida al cartílago de pollo éste instrumento no es recomendable. Esta referencia implicó llevar a otro nivel más completo y optimizar el microaspirador. Como punto de partida se inició con el seccionador con cánula de succión para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales como se

evidencia en Velasco y colaboradores [4], con el desarrollo de éste proyecto se logra extraer la mayor cantidad de tumor cerebral y tener un mejor control y regulación del microaspirador mejorando así el nivel de vida del paciente, en éste proyecto se desarrolló el diseño para dos tipos de herramientas de corte, basándose en la premisa de que era necesario desbastar o seccionar dos tipos de tumores cerebrales (tejidos), obteniéndose así un seccionador para tejidos duros y otro para tejidos blandos.

Por otro lado, se optimizó el prototipo de Velasco y colaboradores [4], logrando ensamblar el equipo en un carrito hospitalario con mejoras en su diseño y manipulación garantizando en un solo conjunto el control de flujo, regulación, visualización de variables y almacenamiento de restos de tejidos tumorales. Un prototipo funcional y adecuado para ser aplicado en la neurocirugía y otras cirugías que se requiera extracción de tumores, a su vez permitiendo un mayor control del aparato por parte del Instrumentista junto con el Neurocirujano.

2. Especificación de la solución

El microaspirador se coloca en el dispositivo para trabajar y/o con el uso de un marco estereotáxico [5] (Véase la Figura 1).



Figura 1: Ubicación de la microaspiradora en el marco estereotáxico.

Es necesario indicar que la solución cuenta con un mango para garantizar la ergonomía en la

manipulación del dispositivo y con los elementos necesarios que garantizan la succión del tejido tumoral.

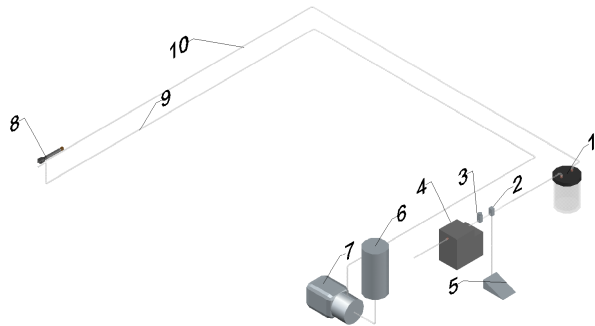


Figura 2: Esquema del conjunto armado del diseño.

En la Figura 2, se muestra un esquema del conjunto armado del diseño (esquemático), teniendo en cuenta que ya incluye, control y microdestrucción en caso de ser necesario del seccionador que cortará o destruirá el tumor cerebral; en el conjunto se representa el sistema de succión de una microaspiradora, donde el elemento principal es una bomba de vacío (4), la cual genera un vacío que permite el traslado de los restos tumorales desde el seccionador (9) hasta un recipiente (1) (donde las conexiones de entrada y salida son en la tapa) a través de una cánula de succión (10), luego de ser depositado los restos de tejido tumoral, el aire pasa a través de una válvula ON-OFF (2) que se abre o cierra según la activación del pedal eléctrico (5). El flujo continúa su curso hacia un regulador de flujo (3) (controlador de caudal) y entra a la bomba, para finalmente salir al ambiente del quirófano. El suministro de líquido de irrigación se realiza a través de una boquilla (9) unida a una bomba de irrigación (7) alimentada por un depósito (1).

Para la bomba de vacío (4), que cumple la característica de ser el generador de la fuente motriz necesaria para el funcionamiento y generación de vacío de la microaspiradora, ésta debe llevar la premisa de lograr la estandarización del equipo, cumpliendo con las normas nacionales e internacionales establecidas por COVENIN, OMS, entre otras organizaciones, criterios de diseño, necesidades del usuario y del paciente. Partiendo de ésta premisa y apoyado en los

valores necesarios de vacío [4], ésta genera la presión de vacío necesaria para extraer el tejido tumoral presente en la cirugía, manipulado por un neurocirujano, ésta bomba tiene como principio de funcionamiento hacer girar unas paletas flexibles, por medio de un motor eléctrico, con el propósito de sustraer el aire y expulsarlo al atmósfera, generando así el vacío.

Es importante mencionar que la selección de la bomba de vacío fue realizada con la asistencia técnica de la empresa Ingeniería de fluidos Venezuela, C.A [4]

En cuanto al seccionador (8) y las cánulas de succión (10) se toma en cuenta el diseño realizado por Velasco y colaboradores [4], el cual muestra en las Figura 3 y 4 un conjunto con agarre tipo lápiz.

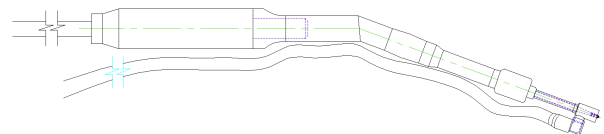


Figura 3: Vista del conjunto seccionador – sistema de aspiración (Boquilla - Cánula).

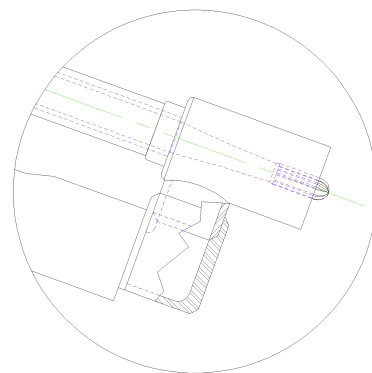


Figura 4: Detalle de la boquilla de la cánula.

3. Características del dispositivo

3.1. Descripción del equipo

Como se detalla en el diseño de Ojeda y colaboradores [3] y Velasco y colaboradores [4] en la Universidad de Carabobo, el sistema estaba

conformado por un eyector de aire, en virtud de ser el encargado de la creación de condición de vacío, la cual permitía la succión de la masa tumoral y sangre, éste era integrado a un compresor para generar vacío, y otros componentes que se detallan en el trabajo antes indicado, debido a la complejidad de su fabricación se evaluó y verificó un equivalente para ser sustituido, en ésta investigación se rediseñó éste sistema logrando evidenciar que se obtiene un rendimiento equivalente y mejorando en algunos acoplamientos mayor rendimiento usando una bomba de vacío ya que ésta genera la presión negativa por sí misma y de forma muy eficiente, no se requiere de un compresor, resultando así un equipo compacto de menor tamaño y peso.

Tabla 1: Lista de elementos que conforman el diseño.

N° Pieza	Nombre de la Pieza	Cant.
1	Bomba de vacío, GAST 0740-V104a	1
2	Seccionador	1
3	Cánula de succión	1
4	Depósito para masa tumoral y otros restos	2
5	Filtro secador, integrado a la bomba de vacío	1
6	Pedal ON-OFF	2
7	Boquilla	1
8	Bomba de líquido de irrigación	1
9	Depósito para líquido de irrigación, Solución salina	1
10	Motor para bomba de vacío, WEG Monofásico 1/3 HP	1
11	Codo 90° conector rápido M8xNPTM 3/8	1
12	Regulador de caudal	1
13	Relé	6
14	Base de relé	6
15	Temporizador	3
17	Indicador auditivo	1
16	Electroválvula	3
18	Indicador auditivo y luminoso	2
19	Sensor capacitivo	3
20	Conector hembra	100
21	Cable #14 AWG THHN	20 m
22	Regleta 12 polos	4
23	Remache	12
24	Conector recto macho – hembra	1
25	Carro hospitalario	1
26	Tornillos, M8	8
27	Tuercas grado 8 con arandelas	8

El depósito diseñado para éste sistema garantiza que los restos tumorales, sangre y otros fluidos se almacenen dentro del depósito, puesto que la

conexión que viene de la cánula está dirigida hacia el fondo del recipiente; manteniendo en el dispositivo el pedal de regulación de caudal, el cual facilita el uso del equipo, también dejando el seccionador con cánula de aspiración, la cual se integra al diseño del microaspirador y demás componentes como se indica en la Tabla 1.

3.2. Especificaciones de la bomba de vacío

La selección de la bomba se realizó con los puntos críticos del sistema [3], con un caudal máximo requerido de $0,0026 \text{ m}^3/\text{s}$ y una presión máxima de $61,114 \text{ kPa}$, calculados en Ojeda y colaboradores [3].

A continuación se presentan las características del equipo: presión de vacío máximo $81,273 \text{ kPa}$, caudal máximo de trabajo $0,0028 \text{ m}^3/\text{s}$, velocidad 1750 RPM y potencia $0,2487 \text{ kW}$.

La bomba de vacío viene sin motor, por lo que se seleccionó el motor según los requerimientos de la bomba: potencia del motor $0,2487 \text{ kW}$, velocidad 1750 RPM , voltaje $115/208 - 230 \text{ V @ } 60 \text{ Hz}$, diámetro del eje $1/2''$ y de montaje horizontal con base rígida.

Las dimensiones de la bomba de vacío, sin el motor acoplado, son las siguientes: ancho 156 mm , alto 166 mm y profundidad 171 mm .

La conexión de la bomba de vacío debe ser de tipo rápida es necesario incluirle a la bomba un codo con las siguientes características: diámetro del conector rápido 8 mm y diámetro de la sección roscada NPTM $9,525 \text{ mm}$ ($3/8''$).

3.3. Arreglos finales de cánulas de succión

En Velasco y colaboradores [4], se lograron dos (2) arreglos que cubrían parte de la expectativa planteada por los neurocirujanos; rediseñando el dispositivo con la bomba de vacío y sistema de microdestrucción se evaluaron nuevos arreglos para maximizar los diámetros disponibles y longitudes efectivas, logrando así cinco (5) arreglos, verificados para tener mayor amplitud de rango (en diámetros de boquillas en las cánulas de succión) para la extracción de tejido tumoral, esto nos lleva a una propuesta más completa a nivel de los arreglos de las cánulas de succión, resultando como se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2: Arreglos finales de cánulas de succión.

Arreglo	Diámetros disponibles (D) y porcentajes de caudal de aspiración (Q_{asp})
1	D = 3 mm Operación: 6 % Q_{asp}
2	D = 4 mm Rango de operación: desde 6 a 10 % Q_{asp}
3	D = 5 mm Rango de operación: desde 6 a 25 % Q_{asp}
4	D = 6 mm Rango de operación: desde 10 a 30 % Q_{asp}
5	D = 6,4 mm Rango de operación: desde 10 a 35 % Q_{asp}

Todas las Longitudes efectivas (L_c) son de tres (3) metros

3.4. Seccionadores

Para los seccionadores se mantiene lo propuesto en Velasco y colaboradores [4], donde se detallan las medidas que deben tener los seccionadores para su fabricación; los elementos del dispositivo que se seleccionaron son del mercado nacional, por lo tanto los seccionadores son fresas quirúrgicas (de tallo largo) de la Empresa JOTA:

- C33 HP 016 – US.No.702: fresa quirúrgica fisurada en forma de huso, con corte transversal.
- C1 HP 016 – US.No.5: fresa quirúrgica cabeza redonda (esférica).

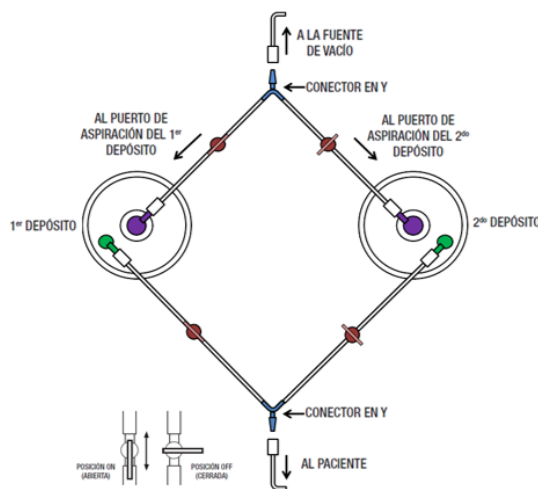


Figura 5: Arreglo en paralelo de depósitos BEMIS.

3.5. Depósito para masa tumoral y otros restos

Para éste sistema se realizó un arreglo en paralelo de dos depósitos, con la finalidad de retener restos de tumor, líquido de irrigación y sangre. Está ubicado entre las cánulas de succión y la bomba de vacío para evitar que el fluido entre en contacto con las paletas del equipo. A continuación se muestra las características de los elementos constituyentes del arreglo mostrado en la Figura 5.

Este conjunto está conformado por dos (2) bolsas con tapa, filtro y válvula flotante shutoff:

Marca: BEMIS

Capacidad: 3000 cc cada una.

Diámetro de la parte inferior: 9,52 cm.

Diámetro de la parte superior: 15,56 cm.

Altura: 40 cm.

Dos (2) recipientes reusables, con soporte y llave de cierre:

Marca: BEMIS

Capacidad: 3000 cc cada uno.

Diámetro de la parte inferior: 10,48 cm.

Diámetro de la parte superior: 15,56 cm.

Altura: 36,5 cm.

Otros componentes como:

Cuatro (4) codos a 90°.

Dos (2) conexiones en Y.

Cuatro (4) segmentos de tubería con válvulas manuales incorporada.

Toda ésta información, y datos sanitarios para su manipulación son proporcionados por la empresa BEMIS.

3.6. Sistema de líquido de irrigación

En la actualidad durante el procedimiento quirúrgico el líquido de irrigación es aplicado de forma manual exprimiendo el recipiente flexible hasta que éste se consuma totalmente, lo cual es un método poco eficiente e incómodo, es por esto que se consideró para el equipo una electrobomba que haga fluir el líquido desde el depósito sellado de la solución hasta el paciente.

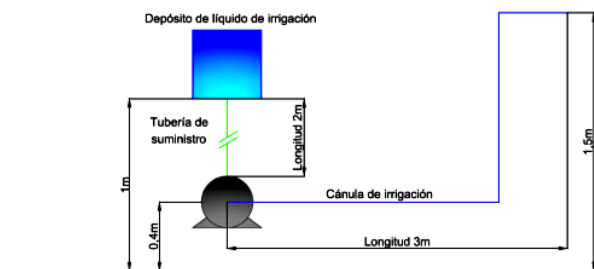


Figura 6: Esquema del sistema de bombeo de líquido de irrigación.

Para realizar los cálculos necesarios, se establecieron las condiciones de borde que se involucran, empezando por el depósito de solución, el cual estará ubicado a una altura de 1,8 *m* y la electrobomba estará ubicada a 0,4 *m* con respecto al nivel del suelo, la tubería que unirá ambos elementos tendrá un diámetro interno de 6 *mm* y una longitud de 2 metros, y luego de la bomba se contará con una tubería de diámetro interno igual de 6 *mm* y una longitud de 3 *m* que conducirá el fluido hacia el paciente. En la Figura 6 se presenta un esquema del sistema mencionado anteriormente.

Se seleccionó una mini bomba que es capaz de manejar el caudal apropiado para éste tipo de cirugía, en base al punto de trabajo obtenido, el cual es de un caudal de 550 *ml/min* y una presión de 6,51 *kPa*, donde sus especificaciones son las siguientes: bomba de diafragma con un caudal libre máximo de 650 *ml/min*, una presión máxima de 207 *kPa*, un rango de temperatura de uso entre 5 a 50°C, con un voltaje nominal de 24 *V DC* y una corriente eléctrica entre 390 - 1100 *mA*.

Adicionalmente para encender y apagar la bomba se requiere un pedal eléctrico como se describe a continuación: marca SASSIN, modelo SFM-1C2, tipo sin protección, voltaje Hasta 24 *V DC* y longitud del cable 2 *m*.

El depósito de líquido de irrigación posee las siguientes características:

Marca: DELMED.

Código: 17001130.

Solución de cloruro de sodio concentración al 0,9 %.

3.7. Estructura del carro hospitalario

Para la estructura que soportará todos los elementos y donde se fijarán, será un carro hospitalario con las siguientes especificaciones:

Marca: MOBICLINIC.

Medidas: 620x510x990 *mm*.

Ruedas: 125 *mm*. (Diámetro).

Material: acero Inoxidable.

Accesorios: bastidor para depósito de líquido de irrigación.

Como elementos de unión se contará con tornillos y tuercas con las siguientes especificaciones:

Ocho (8) tornillos: M8x20.

Ocho (8) tuercas con arandelas: grado 8.

3.8. Mangueras para la extracción de restos tumorales

Estas son las encargadas del transporte o extracción de los restos tumorales hacia el recipiente de descarga. En un extremo van conectadas a las boquillas mediante un conector boquilla-manguera y por el otro van conectada a la bomba de vacío mediante un racor rápido. Para cada arreglo del diseño, se seleccionaron tubería de fluoropolimero (PFA o FEP) para aplicaciones médicas y odontológicas de la empresa Parker, estas tuberías exhiben una alta claridad que los hacen ideales para el monitoreo del fluido en la aplicación deseada.

Los conectores para el acoplamiento se indican en Velasco y colaboradores [4].

3.9. Diseño del sistema de control electro-neumático

Este sistema consta de dos (2) partes, la primera es la encargada de facilitarle al médico el accionamiento de la succión en la boquilla de la cánula, para poder de ésta forma, extraer la masa tumoral que el médico considere prudente y adecuada. Por otra parte el conjunto de depósito para el material aspirado requiere un control de nivel que garantice un aprovechamiento adecuado del volumen de los recipientes, puesto que se utilizará un conjunto de dos (2) envases en paralelo, que se dispondrá de forma que se llene un

envase primero y al suceder esto automáticamente se cierre la válvula que da paso a dicho recipiente y se de apertura a la válvula que desviaré el flujo al segundo contenedor, y por último como medida de seguridad, el segundo depósito contará con dos (2) alarmas visuales y auditivas, que indicarán un 75 % y 100 % de llenado del recipiente. El sistema también permite a través de un circuito eléctrico que es activado por un pedal, el paso o no del flujo de aire en el sistema.

Por lo tanto, las variables a controlar son el nivel del depósito y el accionamiento del sistema de succión.

Aspectos considerados para el diseño:

- La razón por la cual los sensores son capacitivos, es debido a la necesidad de detectar sustancias sólidas y líquidas.
- Adicionalmente los sensores son capacitivos, debido a que pueden detectar a través de ciertos materiales y los recipientes para fluidos médicos orgánicos deben permanecer sellados.
- Posee un sistema que indica cuando los depósitos están llenos.
- Previene que el sistema colapse al llenarse los depósitos.
- El control de nivel del depósito y el accionamiento del sistema de succión están relacionados.

Sistema de control

En la Figura 7 se observa el diagrama eléctrico del sistema de control bajo norma europea DIN ISO 1219, donde se aprecian distintos componentes para manejar las variables del sistema. En el diagrama se puede observar primero las líneas de tensión, 0-24 Voltios, éste rango de voltaje es el primer parámetro seleccionado para el circuito y restringe el voltaje de funcionamiento de los elementos internos a esa condición.

En la Figura 8 se aprecia el diagrama neumático del sistema de control, donde se refleja la ubicación de las válvulas y los sensores en el sistema de succión. En dicha figura se observan las válvulas

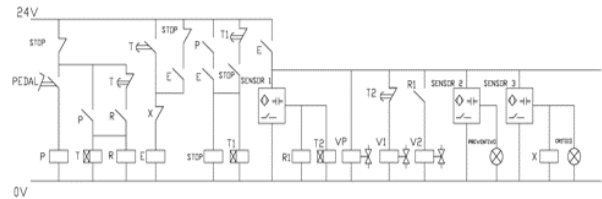


Figura 7: Esquema eléctrico del sistema de control.

V1 y V2, las cuales están ubicadas en las tuberías dirigidas hacia la fuente de vacío, una para cada depósito y una válvula principal que permite o no la succión de aire en el sistema.

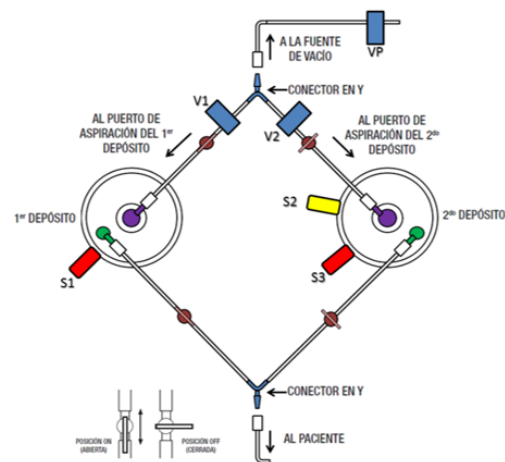


Figura 8: Esquema de ubicación de sensores y válvulas en el sistema.

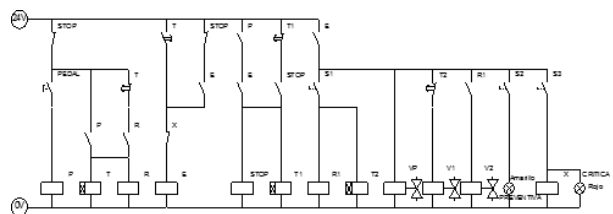


Figura 9: Lógica cableada del sistema de control.

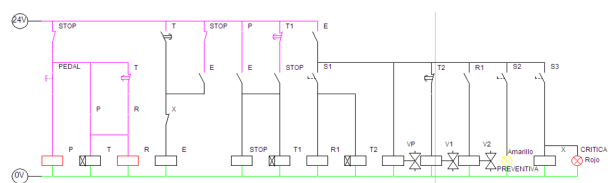


Figura 10: Accionamiento del pedal en Automation Studio.

Adicionalmente en la Figura 8, se observan los tres (3) sensores capacitivos (S1, S2 Y S3) en

los depósitos, dos (2) de ellos (S1 y S3) son para un 100 % de nivel en cada depósito y el tercero (S2) ubicado en el segundo depósito es para notificar que el mismo ha alcanzado un 75 % de su capacidad.

Para éste circuito se necesitan seis (6) relés con la siguiente descripción:

Marca: KOINO.
 Modelo: KH-102-3CL (Carga resistiva).
 Voltaje de alimentación: 24 Voltios DC.
 Corriente de alimentación: 7 A.
 Voltaje de bobina: 24 VDC.
 Numero de contactos asociados: 3 contactos NA + 3 contactos NC.

Como accesorios se requieren seis (6) bases modelo KH-RS-R11, de 11 pines, montaje sobre riel DIN o superficial.

También se requieren tres (3) temporizadores con las siguientes características:

Marca: AUTONICS.
 Modelo: ATE1-10S.
 Función: ON DELAY.
 Voltaje: 110VAC, 220VAC, 50/60Hz – 12VDC, 24VDC.
 Rango de conteo: 1-60 segundos.
 Sus dimensiones son: ancho 48 mm, alto 61 mm y longitud 94 mm.

Se requiere un pedal eléctrico como se describe a continuación:

Marca: SASSIN.
 Modelo: SFM-1C2.
 Tipo: sin protección.
 Voltaje: 24 V DC.
 Longitud del cable: 2 m.

Se requieren tres (3) electroválvulas (VP, V1, V2) como se describe a continuación:

Marca: A. K. MULLER.
 Modelo: M52160.
 Tipo: válvula de apriete.
 Construcción: válvula solenoide 2/2 vías de acción directa.
 Condición: normalmente cerrada (NC).
 Voltaje de alimentación: 24 V DC.

Se requiere un (1) indicador auditivo (PREVENTIVA) para un 75 % de capacidad del segundo depósito, con las siguientes características:

Marca: SASSIN.
 Modelo: AD22-22M/k-23.
 Diámetro de la rosca: 22 mm.
 Sonido: 10 cm/ 80 decibeles.
 Corriente eléctrica: 15-20 mA.
 Sus dimensiones son: diámetro 29 mm y longitud 62 mm.

Se requiere un (1) indicador luminoso y auditivo (CRÍTICA) para un 100 % de capacidad del segundo depósito, con las siguientes características:

Marca: SASSIN.
 Modelo: AD22-22M/r-23.
 Diámetro de la rosca: 22 mm.
 Sonido: 10 cm/ 80 decibeles.
 Corriente eléctrica: 15-20 mA.
 Sus dimensiones son: diámetro 29 mm y longitud 62 mm.

Se requieren tres (3) sensores capacitivos como se presentan a continuación:

Marca: AUTONICS.
 Modelo: CR18-8DN.
 Tipo de sensor: capacitivo.
 Rango de medición: 0-8 mm.
 Voltaje de alimentación: 12-24 Voltios.
 Consumo de corriente: máximo 15 mA.
 Método de conexión: cableado preinstalado.
 Sus dimensiones son: diámetro 26,5 mm, longitud del sensor 71,5 mm y longitud del cable 2 m.

Se usarán además:

20 metros de cable #14 AWG THHN.
 4 Regletas de conexión de 12 polos. 4mm.², marca SASSIN, modelo HF4 y 12 remaches.

3.10. Validación del sistema de control por medio de Automation Studio 3.0.5

La simulación del sistema de control del nivel del depósito y del accionamiento del sistema de

succión se realizó a través de Automation Studio 3.0.5, donde se diseñó y verificó el sistema de control.

Se variaron algunos componentes, como los sensores, puesto que el simulador no posee sensores capacitivos entre sus elementos, no obstante se colocaron interruptores como suplemento, esto último no afectó la validación puesto que al sensor detectar el nivel, cierra un contacto al igual que el interruptor, por lo tanto al momento de simular los interruptores se cerraban haciendo la analogía de un sensor capacitivo.

En la Figura 9, se aprecia el sistema de control en el simulador sin señal, es decir en su estado inicial.

En la Tabla 3 se aprecia todas las señales de entrada y salida, así como la descripción y función de cada componente.

Se realizaron diferentes simulaciones, a través del Automation Studio en las cuales se lograron evidenciar el comportamiento adecuado del sistema de control diseñado, se indica a continuación las simulaciones planteadas:

- Se ha presionado el pedal, emitiendo señal tanto a la bobina del relé (R) como a sus contactos asociados, sin embargo la válvula principal (VP) se mantiene sin señal hasta que pasen tres (3) segundos con ayuda del temporizador (T) como se observa en la Figura 10.
- Se puede observar en la Figura 11 que solo es necesario presionar el pedal para activar el sistema, a pesar de que el pedal no está presionado, la bobina del relé (R) se mantiene activa.

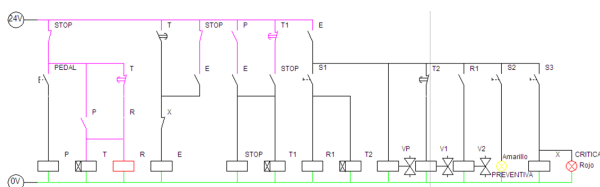


Figura 11: Continuidad de la energización del sistema sin accionamiento del pedal en Automation Studio.

Tabla 3: Descripción de las señales de entrada y salida.

Símbolo	Descripción	Función
Pedal	Interruptor	Inicia el proceso de control.
P	Relé	Energiza a T y R.
T	Temporizador	A los tres (3) segundos inicia el proceso.
R	Relé	Mantiene la señal enclavada durante tres (3) segundos.
E	Relé	Mantiene la señal enclavada luego de los tres (3) segundos del temporizador.
Stop	Relé	Detiene el proceso por diez (10) segundos.
T1	Temporizador	Cuando se activa, permite diez (10) segundos para que el sistema no se vuelva a energizar.
Sensor 1	Sensor capacitivo	Detecta el 100 % de la capacidad del primer depósito.
R1	Relé	Cuando se energiza acciona V2.
T2	Temporizador	A los diez (10) segundos des-energiza a V1.
VP	Válvula	Es la válvula que acciona al sistema de succión.
V1	Válvula	Permite el paso de fluido a través del primer depósito.
V2	Válvula	Permite el paso de fluido a través del segundo depósito.
Sensor 2	Sensor capacitivo	Detecta que el nivel del depósito está a un 75 % de su capacidad máxima.
Preventivo	Sirena	Indica que el nivel del segundo depósito es de 75 %.
Sensor 3	Sensor capacitivo	Detecta que el nivel del depósito está a un 100 % de su capacidad máxima.
X	Relé	Des-energiza al sistema, y no permite que se vuelva a energizar hasta que se cambien los depósitos.
Crítico	Sirena	Indica que el nivel del segundo depósito es de un 100 % de su capacidad máxima.

- Luego de pasar tres (3) segundos el temporizador con retardo a la conexión (T) se activa y sus contactos asociados también, logrando de ésta manera que se energice la bobina del relé (E) y sus contactos asociados como se observa en la Figura 12; de ésta manera la válvula principal (VP) y la válvula del primer depósito (V1) se energizan y permiten el flujo

de aire a través del arreglo.

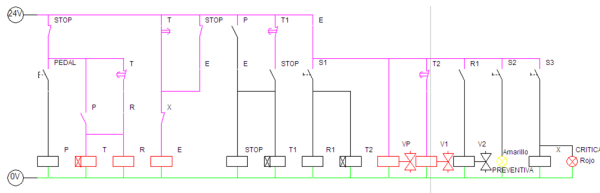


Figura 12: Accionamiento de la válvula principal y la número 1 por medio del temporizador T en Automation Studio.

- Después que se desactiva el relé (R), el relé (E) queda activo Figura 13.

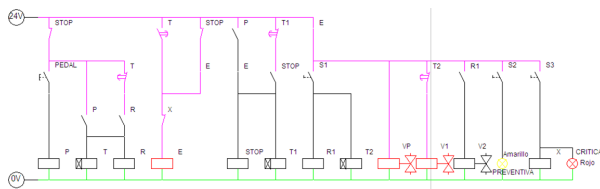


Figura 13: Enclavamiento del relé E luego de la desenergización del relé R en Automation Studio.

- En la Figura 14 se observa que al presionar el interruptor (S1), (es un sensor) automáticamente se activa la válvula del segundo depósito (V2) permitiendo de ésta manera que el flujo comience a circular también hacia ese depósito.

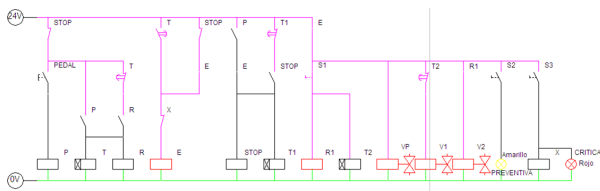


Figura 14: Accionamiento de la válvula V2 por medio del sensor S1 en Automation Studio.

- A los diez (10) segundos el temporizador con retardo a la conexión (T2) se energiza y abre su contacto asociado para cerrar la válvula del primer depósito (V1) dejando en funcionamiento el segundo depósito, se aprecia en la Figura 15.

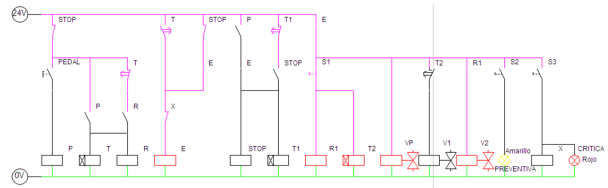


Figura 15: Cierre del depósito 1 por llenado y apertura del depósito número 2 en Automation Studio.

- Al presionar el segundo interruptor (S2, segundo sensor) se activa una sirena de color amarillo indicando que el nivel del depósito es de 75 % y que está próxima a llenarse por completo, esto se observa en la Figura 16.

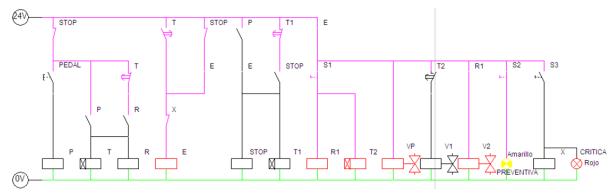


Figura 16: Encendido de la sirena de advertencia a un 75 % de la capacidad del segundo depósito en Automation Studio.

- En la Figura 17 se muestra cuando el tercer interruptor (S3, tercer sensor) es presionado, de manera que se activa una sirena de color rojo que indica un estado crítico indicando que el nivel del depósito es máximo, al mismo tiempo se energiza un relé (X) y sus contactos asociados detienen el sistema de succión.

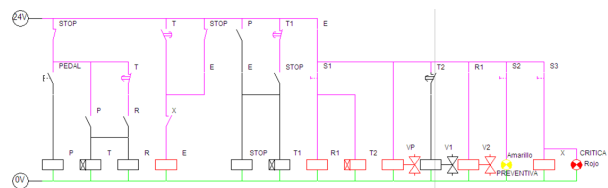


Figura 17: Encendido de la sirena de advertencia a un 100 % de la capacidad del segundo depósito y cierre del paso de flujo al sistema en Automation Studio.

- Se evidencia que a pesar de que el sistema está desactivado, hasta que no se cambien los depósitos, el sistema de succión no funcionará, como se indica en la Figura 18.

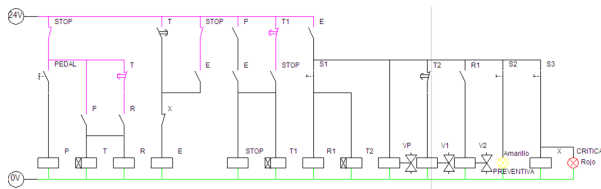


Figura 18: Demostración del cierre del flujo al sistema hasta el reemplazo de los depósitos Bemis en Automation Studio.

Otro escenario del sistema de control cuando se desee detener el sistema de succión en medio del proceso sucedería que al presionar el pedal, se energiza la bobina del relé (STOP) y sus contactos asociados, permitiendo de ésta manera desactivar la bobina del relé (E) y sus contactos, de tal manera que el sistema de control se desactiva y por ende el sistema de succión también, hasta que un temporizador con retardo a la conexión (T1) luego de 10 segundos permita de nuevo energizar el sistema de control nuevamente.

Resultando así los escenarios posibles que pueden ocurrir, accionando los diferentes pedales y dispositivos de seguridad, validando el sistema de control y logrando así un sistema confiable al usuario (neurocirujano).

4. Factibilidad técnico-económica

En la Figura 19, se presenta un esquema en 3D de la microaspiradora diseñada, el cual se indican los equipos y componentes antes mencionados, estos se muestran en un conjunto portátil para su uso en quirófanos; éste es un equipo médico portátil (traslado como carro hospitalario), liviano y de fácil mantenimiento con un peso aproximado de 9,5 kg y unas dimensiones de 620 mm de ancho, 510 mm de largo y 990 mm de alto (si se toma en cuenta el soporte de la bolsa de líquido de irrigación la altura total es de 1800 mm de alto).

En cuanto a la construcción y ensamblaje del conjunto, los elementos del sistema de succión y del sistema de control pueden ser adquiridos en casas comerciales a nivel nacional, y para el proceso en la fabricación de los elementos citados, las herramientas requeridas, sus costos y el proceso de adquisición de las piezas, brinda

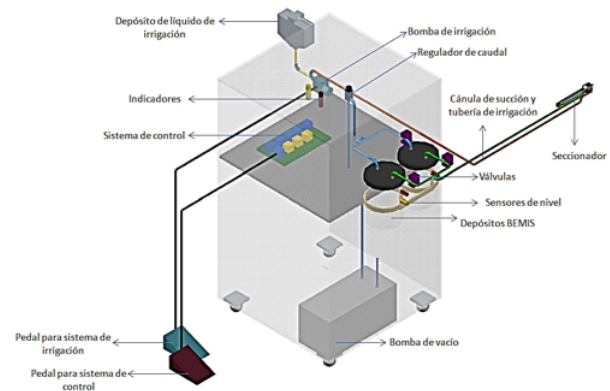


Figura 19: Vista isométrica de la solución.

un costo aceptable, ya que se maneja con mano de obra nacional y de talleres especializados en trabajos de mecanizado y de equipos médicos nacionales.

Por lo tanto, todos los componentes del sistema de succión, del sistema de control y de la alimentación de líquido de irrigación, descritos anteriormente, tienen capacidades técnicas requeridas por cada sistema. Además están disponibles a nivel nacional e internacional, es decir que el equipo es factible tecnológicamente.

Por otra parte, el costo de algunos elementos, se tomaron como referencia del trabajo de investigación de Velasco y colaboradores [4] como las fresas odontológicas, fabricación de las boquillas, bomba de vacío, recipientes de almacenaje y sistema de control, se consideraron factores de inflación para el año 2014 y 2015 (Merentes, 2014-2015, incluido nuevo sistema cambiario actual SICAD-SIMADI), además de la ratificación de precios con algunos proveedores. Se puede evidenciar en la Tabla 4 los costos comparativos.

La Tabla 4 muestra que para el año 2015, el costo de la microaspiradora contra el CUSA EXcel (Nuevo) y el CUSA EXcel (Usado) es considerable, con respecto al primero existe una diferencia de Bs. 4.166.301,67 y con el segundo Bs. 545.915,56. Entonces la propuesta de la microaspiradora es económicamente factible para la producción nacional con un costo aproximado de 898.579,29 Bs.

Tabla 4: Comparación de los costos de equipos de producción internacional y la propuesta final.

Dispositivo	Costo (Bs.)
Microaspiradora (conjunto armado)	898.579,29
CUSA EXcel (Sistema completo, nuevo)	5.064.880,95
CUSA EXcel (Sistema sin piezas de mano, usado)	1.444.494,84

5. Análisis experimental

El análisis de los resultados realizado, se evaluó para cada sistema diseñado con su sistema de succión, sistema de alimentación de líquido de irrigación y sistema de control, del cual se obtuvieron arreglos y curvas comparativas las cuales se muestran según el sistema estudiado.

5.1. Sistema de succión

En los cálculos de dicho sistema se consideró un flujo másico total de $0,34 \text{ kg/min}$ como referencia del trabajo de investigación de Ojeda y colaboradores [3], siendo éste el flujo másico aproximado de aspiración en una intervención de neurocirugía. Se comparó el flujo másico total de $0,34 \text{ kg/min}$ con el flujo másico de restos tumorales e irrigación de $0,00281 \text{ kg/min}$, considerado por Velasco y colaboradores [4]; donde se evidenció que la proporción entre ambos permitía asumir, para efectos de los cálculos, que el flujo másico de diseño sería de $0,34 \text{ kg/min}$ y que el fluido se comporta como aire, siempre y cuando la relación entre ambos no fuera menor a $5,51 \%$, indicando también en este estudio que como diámetro de boquilla de succión se tiene un rango de 3 mm a 6 mm , evaluado en compartamiento de presión con respecto a la longitud generados así cinco (5) arreglos en función del porcentaje de caudal como se ve en la Tabla 2, tomado así también en conclusión con el trabajo de Velasco y colaboradores [4].

Para los diferentes elementos, como el depósito de restos tumorales y conexiones, se tomaron en cuenta los cálculos de los requerimientos de presión para arreglo, debido a que se implementó

como nuevo elemento de succión una bomba de vacío; donde no debe circular otro flujo distinto al aire. Las gráficas de porcentaje de caudal vs pérdida de carga para cada arreglo y comportamiento de la bomba de vacío (tomado de la curva del fabricante) se refleja como sigue:

En la Figura 20 se observa que para el arreglo 1, con un solo punto de operación de 6% de caudal, la bomba satisface al sistema, quedando así para un rango de operación de 6% a una presión de $39,705 \text{ kPa}$, donde la bomba ofrecerá $74,501 \text{ kPa}$.

En la Figura 21 se observa como la bomba de vacío cubre todos los requerimientos del sistema, quedando así para el arreglo 2 un rango de operación desde un 6% a una presión de $14,424 \text{ kPa}$ hasta un 15% a una presión de $49,168 \text{ kPa}$, donde la bomba ofrecerá $74,501 \text{ kPa}$ y $60,955 \text{ kPa}$ respectivamente.

En la Figura 22 se observa como la bomba de vacío cubre todos los requerimientos del sistema, quedando así para el arreglo 3 un rango de operación desde un 6% a una presión de $8,325 \text{ kPa}$ hasta un 25% a una presión de $46,521 \text{ kPa}$, donde la bomba ofrecerá $74,501 \text{ kPa}$ y $47,409 \text{ kPa}$ respectivamente.

En la Figura 23 se observa el comportamiento del arreglo 4 y la bomba de vacío a distintos porcentajes de caudal, donde se evidencia que dicha bomba satisface al sistema hasta un porcentaje de caudal de 30% ; sin embargo para un porcentaje de 6% el número de Reynolds es de $3,88 \times 10^3$ ubicado en un estado transitorio, por ende, no se toma en cuenta como porcentaje de trabajo por no cumplir con las condiciones de la ecuación de C.F. Colebrook [6], para el cálculo del diámetro y longitud. Para éste arreglo el rango de operación se define desde un 10% para una presión de $8,293 \text{ kPa}$ hasta un 30% para una presión de $29,561 \text{ kPa}$, siendo la capacidad de la bomba de $67,728 \text{ kPa}$ y $40,637 \text{ kPa}$ respectivamente.

En la Figura 24 se observa que la bomba cubre hasta un 35% de caudal, sin embargo para un porcentaje de 6% el número de Reynolds es de $3,64 \times 10^3$ ubicado en un estado transitorio, por ende, no se toma en cuenta como porcentaje de trabajo por no cumplir con las condiciones de la ecuación de C.F. Colebrook [6], para el cálculo del

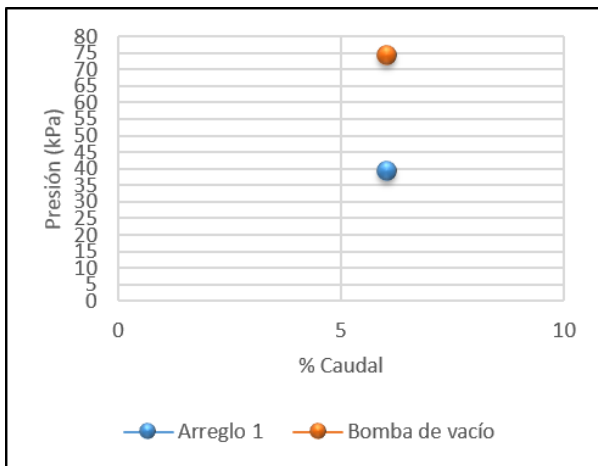


Figura 20: Gráfica Presión vs % de Caudal. Arreglo 1.

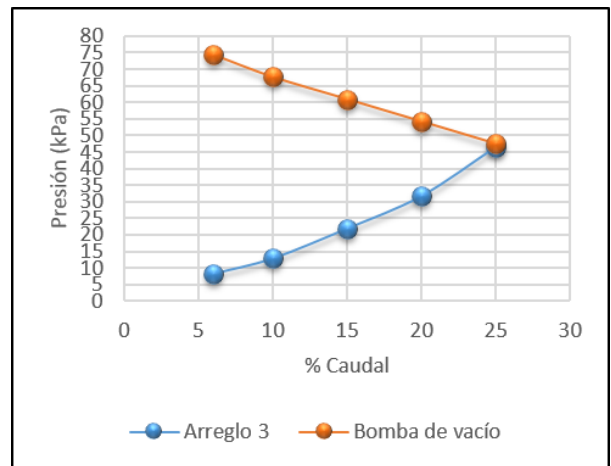


Figura 22: Gráfica Presión vs % de Caudal. Arreglo 3.

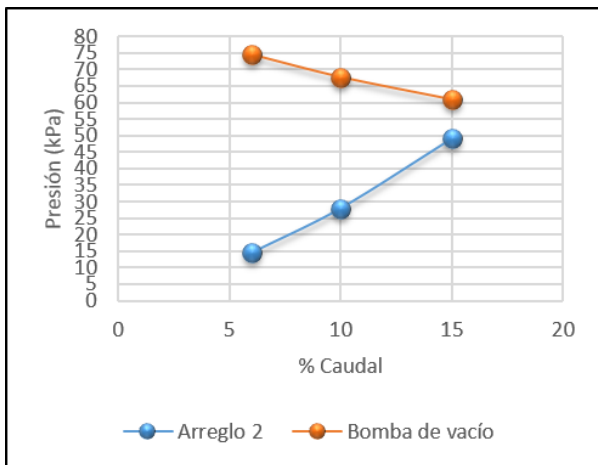


Figura 21: Gráfica Presión vs % de Caudal. Arreglo 2.

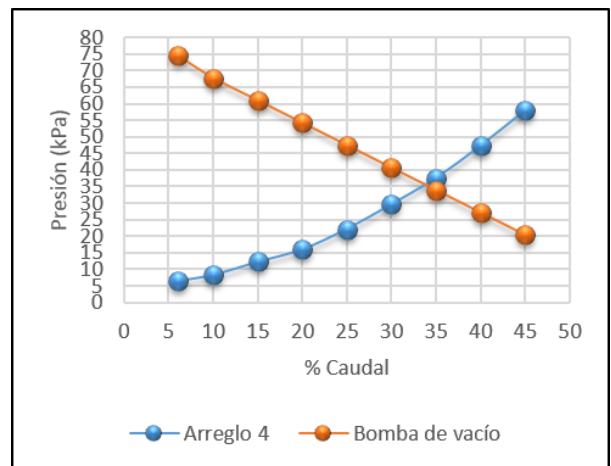


Figura 23: Gráfica Presión vs % de Caudal. Arreglo 4.

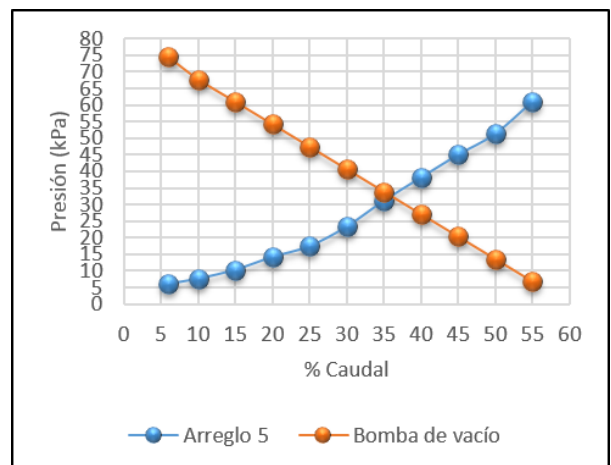


Figura 24: Gráfica Presión vs % de Caudal. Arreglo 5.

diámetro y longitud. El rango de operación será entonces desde un 10 % para una presión de 7,597 *kPa* hasta un 35 % para una presión de 31,133 *kPa*, siendo la capacidad de la bomba de 67,728 *kPa* y 33,864 *kPa* respectivamente.

Al graficar la presión crítica del sistema y la bomba en función de cada porcentaje de caudal se obtiene la Figura 25 en dónde se compara la presión de la bomba correspondiente a cada porcentaje de caudal y la presión del sistema crítica para cada porcentaje de caudal, donde se aprecia que la bomba de vacío satisface porcentajes de caudal hasta un 30 %, sin embargo para el arreglo 5 la bomba cumple con el requerimiento del sistema a un 35 % de caudal [4].

5.2. Sistema de alimentación del líquido de irrigación

Para el cálculo de los requerimientos de caudal

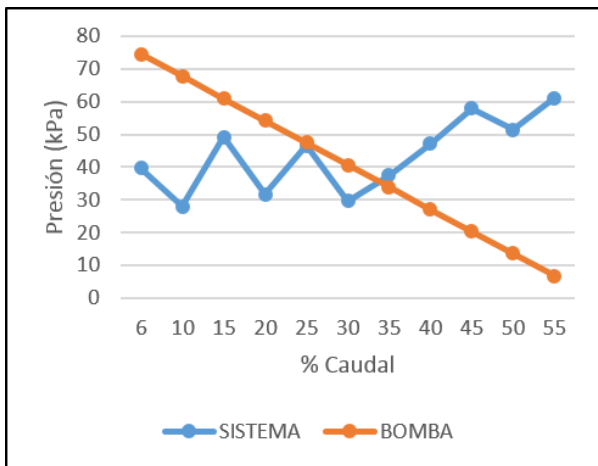


Figura 25: Gráfica Presión vs % de Caudal para la bomba y el sistema.

y presión con los que debe funcionar la bomba para éste sistema es lo reportado por fabricantes de equipos similares, por lo tanto se procedió a determinar las condiciones del sistema que se involucran en el cálculo de la ecuación de Bernoulli, con el fin de determinar los requerimientos de la bomba a seleccionar. Una vez realizados los cálculos correspondientes, dicho punto de trabajo fue el siguiente:

$$h_{bomba} = 0,6642m.c.a. \approx 6,51kPa$$

$$Q_{bomba} = 9,1667 \times 10^{-6} \frac{m^3}{s}$$

Como ya fue mencionado, la bomba seleccionada fue de casa PARKER, modelo LTC 650mLPM, cuya gráfica de comportamiento se observa en la Figura 26 representando a su vez el punto de trabajo.

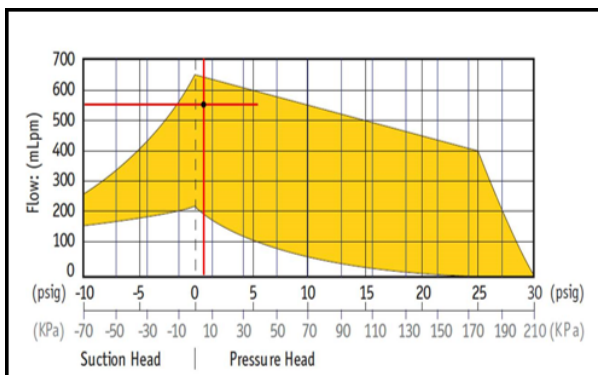


Figura 26: Punto de trabajo de la bomba en el sistema.

Esto demuestra que la bomba seleccionada cumple con los requerimientos del sistema con un gran margen de seguridad, brindándole de esa forma una garantía del funcionamiento adecuado del equipo en las condiciones antes presentadas, esto debido a que el área sombreada es la región de funcionamiento de la bomba.

5.3. Sistema de control

Al diseñar el sistema de control se consideraron tres aspectos principales:

- Seguridad

Cuando ambos depósitos alcancen la capacidad máxima, el sistema detendrá la succión, esto para disminuir la posibilidad de que el fluido pase a la bomba de vacío, o el depósito colapse, y no se activará hasta que los depósitos estén vacíos nuevamente.

El sensor al detectar cualquier elemento que se aproxime a él, enviará una señal para cambiar de depósito, es por esto que se colocó un temporizador para garantizar un tiempo prudente cuando el depósito llegue al nivel máximo.

- Higiene

Según la Gaceta oficial de la República Bolivariana de Venezuela N° 5554 Extraordinario del 13 de Noviembre de 2001 [7], los fluidos médicos orgánicos generados en los establecimientos de salud deberán ser dispuestos en recipientes resistentes impermeables, sellados herméticamente y compatibles con los tratamientos a los cuales serán sometidos. Es por esto que el control del nivel del líquido se realiza sin hacer contacto con el contenido del depósito.

Las válvulas, a pesar de que su ubicación entre la bomba de vacío y el depósito, son externas a las tuberías para eliminar el contacto de estos elementos con el flujo de aire.

- Prevención

El sistema posee dos sirenas que indican el nivel de los depósitos. Ambas ubicadas en el último depósito a llenarse, la primera de prevención indicando que el nivel está a un 75 % y la segunda

crítica de que el depósito ha alcanzado el nivel máximo 100 %.

Estas sirenas alertan al usuario de que el sistema se va a detener pronto y de querer seguir el proceso se deben cambiar ambos depósitos. Al activarse la sirena crítica en paralelo se activa una bobina que detiene completamente el sistema de succión. Tomando en cuenta el trayecto y trabajo de investigación con respecto al Diseño de la microaspiradora para extraer tumores cerebrales; desde Ojeda y colaboradores [3] y Velasco y colaboradores [4], se evidencia que al anexar el conjunto armado con su respectivo seccionador, se logra un dispositivo óptimo para su posterior fabricación y prueba, siendo así demostrado en éste análisis de resultados comparativos e integrados en éste trabajo, donde se toma el diseño adecuado de los seccionadores y el sistema de control que automatizará el dispositivo.

6. Conclusiones y recomendaciones

Actualmente, los Hospitales del Estado Carabobo presentan casos de estudio en el área de Neurocirugía, para lo cual se realizan estudios e intervenciones de extracción por métodos convencionales practicado por Neurocirujanos especialistas del área, llevando así tiempos altos de intervención y baja efectividad en la extracción de tejido tumoral. Entre los aparatos existentes solo se encontró, que existe en los hospitales aspiradores funcionales de baja succión aprovechando el vacío generado para succión de líquidos y limpieza, pero sin la existencia de aparatos médicos con el fin de extraer tumores cerebrales.

Debido a las condiciones del quirófano y uso del microaspirador se utilizó una bomba de vacío en vez de un eyector propuesto por Ojeda y colaboradores [3], para condiciones nuevas en el sistema de succión expuesto, ya que la bomba de vacío con cada arreglo y porcentaje de caudal, determinó que ésta provee una presión máxima de $-74,50 \text{ kPa}$ a $1,02 \text{ m}^3/\text{h}$ lo que constituye un 6 % del caudal de diseño, Y para el máximo porcentaje de caudal obtenido de 35 % equivalente a $5,95 \text{ m}^3/\text{h}$, se obtuvo una presión de $-33,86 \text{ kPa}$, presentando así un incremento en la eficiencia

en cuanto al caudal y uso del microaspirador incluyendo la variación de las cánulas de succión.

Se diseñó mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cinco (5) cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que está en contacto directo con el paciente y una parte plástica (manguera, que es prácticamente la cánula) las cuales están unidas mediante un conector especialmente diseñado para cada arreglo de cánula. Las longitudes obtenidas para las cánulas es de tres (3) metros, se lograron mejorar los rangos de porcentajes de caudal de diseños anteriores [4] desde 6 % hasta 35 % para cinco (5) tipos de arreglos de cánulas basados en una longitud de tres (3) metros, comparado con la propuesta inicial de lograr una longitud mayor a los 2,5 metros. Es necesario destacar que el arreglo número 1 cuyo diámetro interno de tubería es de 3 mm no estaba disponible en el diseño con eyector propuesto por Velasco y colaboradores [4], lo cual permite el uso de un arreglo con una tubería de menor diámetro, además para la elaboración de las boquillas y conectores de las boquillas - cánulas se seleccionó como material, Acero Inoxidable 316L.

Se logró el diseño de dos clases de seccionadores (tipo fresas odontológicas), uno para tumores duros (huesos, tejidos calcificados, entre otros) con forma en la parte activa cilíndrica, hemisférica; y otro para tejidos blandos (como por ejemplo tejidos de consistencias similares al hígado, riñón, cartílago, piel.) con forma en la cabeza cilíndrica punta plana. Este proceso se desarrolló utilizando especificaciones de Normas Internacionales y Nacionales tales como la ISO 3823-1 y la COVENIN 3459:1999; así como la teoría de mecánica del corte en procesos de mecanizado, más específicamente en el fresado de materiales metálicos no ferrosos (materiales *ISO N*), para lo cual se planteó una analogía entre los materiales a ser seccionados y estos materiales metálicos siendo la propiedad más relevante para la comparación el esfuerzo último del material (*Su*). Se seleccionó como elemento motriz del seccionador (micro-destroctor) un micromotor eléctrico correspondiente a una unidad odontológica para aplicaciones quirúrgicas, esto tomando en cuenta los requerimientos de torque

y potencia obtenidos para llevar a cabo el proceso de seccionado de los tejidos, y de acuerdo a las recomendaciones técnicas de expertos en dichos equipos.

Se diseñó un sistema de control de lógica cableada (electro-neumático), y puesto que la aplicación del equipo es de uso quirúrgico, éste posee en su diseño un grado de seguridad e higiene, disminuyendo la posibilidad de accidentes o incidentes durante su funcionamiento; esto se logró apoyándose en el simulador Automation Studio 3.0.5, consiguiendo así evitar errores en el diseño inicial del sistema de control de lógica cableada de tal manera se pudo ejecutar el sistema y verificar su funcionamiento a tiempo real.

El estudio de factibilidad técnica al diseño de una microaspiradora para la extracción de tumores cerebrales con seccionadores de cánulas de aspiración con microdestrucción, indica que es factible ya que se logró un equipo médico portátil (traslado como carro hospitalario), liviano y de fácil mantenimiento con un peso aproximado de 9,5 kg y unas dimensiones de 620 mm de ancho, 510 mm de largo y 990 mm de alto (si se toma en cuenta el soporte de la bolsa de líquido de irrigación es entonces 1800 mm de alto), además de presentar los componentes descritos anteriormente, que son factibles en un 97 % localizarlos a nivel nacional, permitiendo así un producto nacional y de un costo de 898.579,29 Bs, concluyendo así un producto factible económicamente, y evidenciándose más cuando se realiza una comparación con otros equipos nuevos y usados (importados ambos) de carácter comercial donde el equipo más económico tiene un costo de 1,6 veces más del presentado.

Se consiguió manejar el líquido de irrigación incluido en el microaspirador de manera controlada por un pedal eléctrico, donde la manipulación del líquido de irrigación no se encontraba presente en las investigaciones anteriores de Ojeda y colaboradores [3] y Velasco y colaboradores [4], permitiendo así un diseño de una microaspiradora funcional y evitando que el Neurocirujano realice éste proceso en forma manual, el sistema funciona con una bomba de diafragma accionada por un pedal eléctrico ON-OFF, que garantiza al neurocirujano un flujo adecuado en el momento en

que sea requerido y gracias al juego de válvulas check incluido en la bomba, se evitan las fugas innecesarias contribuyendo al orden y limpieza en el quirófano.

Las mejoras obtenidas, en comparación a la propuesta de Ojeda y colaboradores [3] y Velasco y colaboradores [4], son la longitud de cánula de tres (3) metros mayor a la propuesta por ellos, agrupando la automatización del equipo, selección del depósito para restos de tumor y sangre, la mejora en la implementación de un sistema de alimentación de líquido de irrigación y la inclusión de los seccionadores en la cánulas de succión con un sistema óptimo y silencioso para la microdestrucción de tejidos tumorales bien sean tumores duros o blandos.

Las recomendaciones son llevar éste estudio a un nivel de utilización del equipo en otro tipo de intervenciones quirúrgicas en tejidos tumorales del cuerpo humano, como también en liposucción u operatoria dental. Al implementar su construcción es necesario crear el manual del usuario, para el correcto uso y mantenimiento de los equipos y elementos que conforman la microaspiradora y sus subsistemas.

Referencias

- [1] Lucy Jo Atkinson y Nancymarie Howard Fortunato. *Técnicas de quirófano*. Harcourt Brace, Madrid, España, 8^{va} edición, 1998.
- [2] J. K. Fuller. *Instrumentación quirúrgica. Teoría, técnicas y procedimientos*. Editorial Médica Panamericana, México, 4^a edición, 2007.
- [3] David Ojeda, Brizeida Gámez, José Velasco y R. Chacón. Diseño de una micro aspiradora para extraer tumores cerebrales. *Revista Ingeniería UC*, 14(3):24–29, 2007.
- [4] José Velasco, David Ojeda, Mariana Hurtado y R. Chacón. Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales. *Revista Ingeniería UC*, 21(3):65–75, 2014.
- [5] Arthur C. Guyton. *Anatomía y fisiología del sistema nervioso: neurociencia básica*. Panamericana, 1994.
- [6] Yunus Çengel y J. Cimbala. *Mecánica de fluidos: fundamentos y aplicaciones*. McGraw-Hill, 2007.
- [7] Asamblea Nacional de la República Bolivariana de Venezuela. Ley sobre sustancias, materiales y desechos peligrosos. *Gaceta Oficial de la República Bolivariana de Venezuela*, N°5554 Extraordinario, Noviembre 2001.