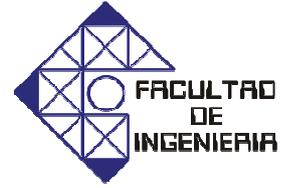




UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



*DISEÑO DE UN SECCIONADOR CON CÁNULA DE
ASPIRACIÓN PARA UNA MICROASPIRADORA DE
EXTRACCIÓN DE TUMORES CEREBRALES*

Resumen

Autora:

Hurtado L. Mariana L.

Naguanagua, 20 de Mayo de 2011

El propósito fundamental de esta investigación tuvo como finalidad Diseñar un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales. Con el desarrollo del proyecto se pretende extraer la mayor cantidad de tumor cerebral y de esta manera mejorar el nivel de vida del paciente. Para la obtención de este objetivo se plantearon y evaluaron seis (6) posibles soluciones; tres (3) para el conjunto armado (microaspiradora), y las otras tres (3) restantes para el estudio de la mejor solución para el seccionador. El proceso de la selección de la mejor solución para el conjunto armado y para el seccionador se llevo a cabo planteando y evaluando los criterios y restricciones para cada posible solución. Se desarrollo 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; ambos con geometrías de diente diferentes las cuales, por ende, desarrollarán fuerzas de distintas magnitudes. Por otro lado, se han diseñado mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cuatro (4) cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que estará 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 oscilan entre los 1,65 m a los 1,84 m, manejando caudales de evacuación hasta 70% del flujo máximo que puede extraer el eyector. Para concluir se realizó un análisis de factibilidad técnica y económica obteniéndose que la solución definitiva es viable para su implementación en el país.



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



*DISEÑO DE UN SECCIONADOR CON CÁNULA DE
ASPIRACIÓN PARA UNA MICROASPIRADORA DE
EXTRACCIÓN DE TUMORES CEREBRALES*

HURTADO L. MARIANA L.

Naguanagua, 20 de Mayo de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO DE UN SECCIONADOR CON CÁNULA DE ASPIRACIÓN PARA UNA MICROASPIRADORA DE EXTRACCIÓN DE TUMORES CEREBRALES

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de
Carabobo para optar al título de Ingeniera Mecánica*

Tutor académico:
José T. Velasco S. *Ing.*

Autora:
Hurtado L. Mariana L.

Naguanagua, 20 de Mayo de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



DISEÑO DE UN SECCIONADOR CON CÁNULA DE ASPIRACIÓN PARA UNA MICROASPIRADORA DE EXTRACCIÓN DE TUMORES CEREBRALES

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de
Carabobo para optar al título de Ingeniera Mecánica*

Hurtado L. Mariana L.

Naguanagua, 20 de Mayo de 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada **“Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales”**, presentada por la bachiller: **Hurtado López Mariana Lorena**, portadora de la Cédula de Identidad N°: **15.065.488**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

Prof. José T. Velasco S., *Ing.*
Presidente del jurado

Prof. David Ojeda, *Ing. MSc. Dr. Ing.*
Miembro del jurado

Prof. César Campos, *Ing.*
Miembro del jurado

En Naguanagua a los 20 días del mes de Mayo de 2011

Agradecimientos

*A **DIOS**, gracias por iluminar y guiar siempre mi camino. Eres lo mejor en mi vida!*

A la Ilustre, UNIVERSIDAD DE CARABOBO, que me dio la oportunidad de realizar mis estudios en tan excelente Facultad de Ingeniería, específicamente en la escuela de Ingeniería Mecánica.

A mi Familia, quienes estuvieron conmigo en todo momento.

A mi Tutor, el Prof. Ing. José Velasco y al Prof. Dr. David Ojeda, gracias por todo su apoyo y confianza depositada en mí.

Agradezco a los Profesores José Gutiérrez y Juan C. Pereira, quienes prestaron su colaboración, para la realización y desarrollo de esta investigación.

Al Dr. Rafael Chacón (Neurocirujano), por toda su contribución y consejos.

Al Sr. Pedro Estrada, a su hijo Pedrito Estrada dueños del taller metalmeccánico y al personal que allí labora, quienes muy amablemente me brindaron toda su ayuda y conocimientos técnicos.

Dedicatoria

A **DIOS Todopoderoso** y a mi **Fiel Amigo Jesús**, hoy gracias a **ELLOS** estoy alcanzando uno de mis grandes sueños. Por darme la fortaleza, valentía y la Fé suficiente para sobrellevar todo este reto llamado Ingeniería; Este Éxito es para Ti DIOS.

A mis **Padres: Adolfo Hurtado y Gladys de Hurtado**, quienes pacientemente han sabido apoyarme. Su amor y confianza me mantuvieron en pie de lucha, sé que para ustedes es motivo de orgullo y alegría tan anhelado Título.

A mi **Abuela La Sra. María López y a Mi Tía Adorada Areida López** por tanto **Amor, Apoyo** y sobre todo por tanta **Amistad**, fueron en este arduo camino una fuente de energía e inspiración, en resumen: son únicas y las mejores! Gracias por estar siempre a mi lado!

A mi **Hermana La Lcda. en Enfermería Coraly Hurtado** por todo su apoyo y cariño. Eres mi enfermera favorita!

Al Profesor **Ing. David Ojeda**, quien confió en mí y me apoyo cuando más lo necesite... **DIOS** le Bendiga!

*A mi tutor el Profesor **Ing. José Velasco**, por su trato humano y respetuoso hacia mi persona. Gracias por su entusiasmo y colaboración para el desarrollo de esta investigación!*

Y en definitiva a todos aquellos que hicieron posible este Gran Triunfo...

Mariana Lorena Hurtado López.

Resumen

El propósito fundamental de esta investigación tuvo como finalidad Diseñar un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales. Con el desarrollo del proyecto se pretende extraer la mayor cantidad de tumor cerebral y de esta manera mejorar el nivel de vida del paciente. Para la obtención de este objetivo se plantearon y evaluaron seis (6) posibles soluciones; tres (3) para el conjunto armado (microaspiradora), y las otras tres (3) restantes para el estudio de la mejor solución para el seccionador. El proceso de la selección de la mejor solución para el conjunto armado y para el seccionador se llevo a cabo planteando y evaluando los criterios y restricciones para cada posible solución. Se desarrollo 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; ambos con geometrías de diente diferentes las cuales, por ende, desarrollarán fuerzas de distintas magnitudes. Por otro lado, se han diseñado mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cuatro (4) cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que estará 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 oscilan entre los 1,65 m a los 1,84 m, manejando caudales de evacuación hasta 70% del flujo máximo que puede extraer el eyector. Para concluir se realizó un análisis de factibilidad técnica y económica obteniéndose que la solución definitiva es viable para su implementación en el país.

Índice de figuras

2.1 Vista anterior del cráneo	8
2.2 Vista posterior del cráneo	9
2.3 Vista de las meninges	11
2.4 Áreas principales del cerebro	13
2.5 Corte transversal del cerebro	15
2.6 Tumor cerebral	16
2.7 Herniación del cerebro	19
2.8 Punción en la columna	23
2.9 Orificios de trépano en el cráneo	28
2.10 Ejemplo de craneotomía	30
2.11 Ventana principal del software de planificación quirúrgica, con seis móviles interactivos	31
2.12 Caso clínico de un paciente con meningioma operado en el “Hospital del Norte” en Valencia - Venezuela	31
2.13 Marco estereotáxico	32
2.14 Acelerador lineal	33
2.15 Ejemplo de una derivación para el drenaje de líquidos cefalorraquídeo a la cavidad abdominal	34
2.16 BrainSUITE	35
4.1 Probable solución 1	48
4.2 Probable solución 2: Vista completa de la solución planteada	49
4.3 Detalle B de la solución 2. Ampliado 50%.	50
4.4 Probable solución 3	52
4.5 Probable solución N°1. Seccionador	59
4.6 Posible solución N°2: Seccionador tipo fresa o dentológica	60
4.7 Probable solución N°3. Seccionador tipo broca campana	61
5.1 Esquema del conjunto armado del diseño	69
5.2 Vistas de la boquilla para el arreglo # 1	82

5.3 Conector boquilla – cánula para el arreglo # 1	85
5.4 Dimensiones generales del seccionador para tejidos duros	86
5.5 Dimensiones de la parte activa del seccionador	86
5.6 Corte transversal de la parte activa del seccionador	86
5.7 Detalle A del corte transversal: Ángulos de corte del diente	87
5.8 Dimensiones generales del seccionador para tejidos blandos	87
5.9 Parte activa del seccionador para tejidos blandos	87
5.10 Corte transversal de la parte activa del seccionador	88
5.11 Detalle B del corte transversal: Ángulos de corte del diente	88
7.1 Curva pérdida de presión vs flujo másico aspirado para el arreglo # 1	119
7.2 Curva pérdida de presión vs flujo másico aspirado para el arreglo # 2	120
7.3 Curva pérdida de presión vs flujo másico aspirado para el arreglo # 3	121
7.4 Curva pérdida de presión vs flujo másico aspirado para el arreglo # 4	122
7.5 Curva comparativa para pérdida de presión vs flujo másico aspirado	123
7.6 Curva comparativa pérdida de presión vs porcentaje de flujo másico aspirado	123

Índice General

Índice general	i
Índice de figuras	v
Índice de tablas	Vii
Nomenclatura	iX
CAPÍTULO 1 El Problema	1
1.1 Situación problemática, 1	
1.2 Objetivos, 2	
1.2.1 <i>Objetivo General</i> , 2	
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> , 2	
1.3 Justificación, 3	
1.4 Alcance, 3	
1.5 Limitaciones, 3	
1.6 Antecedentes, 4	
CAPÍTULO 2 Marco Teórico	7
2.1 Anatomía y fisiología, 7	
2.1.1 <i>El cráneo</i> , 7	
2.1.2 <i>Las meninges</i> , 10	
2.1.3 <i>La corteza</i> , 12	
2.1.4 <i>El cerebro</i> , 12	
2.1.5 <i>El cerebelo</i> , 13	
2.1.6 <i>Tronco cerebral</i> , 14	
2.1.7 <i>Ventrículos</i> , 14	
2.2 Tumor cerebral, 15	

ii *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

- 2.3 Síntomas, 17
 - 2.3.1 *Síntomas más frecuentes de algunos tumores cerebrales, 20*
- 2.4 Diagnóstico, 22
- 2.5 Tipos de tumores cerebrales, 24
- 2.6 Tratamiento y pronóstico, 27
 - 2.6.1 *El tratamiento de los tumores, 29*
- 2.7 Avances tecnológicos en diagnóstico y extirpación de tumores cerebrales, 35
 - 2.7.1 *BrainSUITE, 35*
 - 2.7.2 *Tratamiento para tumores cerebrales con terapia térmica e intersticial con laser asistida por RM, 36*

CAPÍTULO 3 Marco Metodológico 39

- 3.1 Desarrollo de la investigación, 39
 - 3.1.1 *Revisión bibliográfica, 39*
 - 3.1.2 *Obtención del sistema a diseñar, 40*
- 3.2 Diseño de la investigación, 40
 - 3.2.1 *Diseño del seccionador, 40*
 - 3.2.2 *Diseño de las cánulas de succión, 42*
 - 3.2.3 *Selección de la fuente motriz del dispositivo, 44*
 - 3.2.4 *Descripción del sistema diseñado, 44*
 - 3.2.5 *Evaluación de la factibilidad técnica y económica de la solución, 44*

CAPÍTULO 4 Planteamiento y selección del diseño 45

- 4.1 Especificaciones de diseño del conjunto armado, 46
 - 4.1.1 *Restricciones del diseño, 46*
 - 4.1.2 *Criterios del diseño, 47*
 - 4.1.3 *Función principal, 47*
- 4.2 Planteamiento de las posibles soluciones, 47
 - 4.2.1 *Probable solución N°1, 47*
 - 4.2.2 *Probable solución N°2, 49*
 - 4.2.3 *Probable solución N°3, 50*
- 4.3 Toma de decisión, 52
 - 4.3.1 *Método de ponderación de criterios y soluciones, 53*
 - a.1 *Estudio de las probables soluciones, 53*
 - b.1 *Aplicación de las restricciones a las probables soluciones, 54*
 - c.1 *Evaluación de los criterios a las soluciones, 55*
- 4.4 Solución, 57
- 4.5 Especificaciones de diseño para el seccionador, 57
 - 4.5.1 *Restricciones del diseño, 58*
 - 4.5.2 *Criterios del diseño, 58*
 - 4.5.3 *Función principal, 58*

4.6 Probables soluciones, 58	
4.6.1 Probable solución N°1, 59	
4.6.2 Probable solución N°2, 60	
4.6.3 Probable solución N°3, 60	
4.7 Toma de decisión, 61	
4.7.1 Método de ponderación de criterios y soluciones, 61	
a.2 Estudio de las probables soluciones, 61	
b.2 Aplicación de las restricciones a las posibles soluciones, 62	
c.2 Evaluación de los criterios a las soluciones, 63	
4.8 Solución, 65	
CAPÍTULO 5	Especificación técnica del diseño
	67
5.1 Descripción general de la solución, 67	
5.2 Especificación del sistema diseñado, 71	
5.2.1 Compresor, 71	
5.2.2 Filtro regulador, 73	
5.2.3 Tubería principal de aire comprimido, 74	
5.2.4 Válvula de accionamiento manual (Pedal), 75	
5.2.5 Cánula de aspiración, 76	
5.2.6 Conector boquilla–manguera (conector cánula), 84	
5.2.7 Seccionadores, 85	
5.2.8 Anillo roscado para la conexión boquilla – forro, 89	
5.2.9 Forro del seccionador, 89	
5.2.10 Adaptador forro – pieza de mano, 89	
5.2.11 Equipo odontológico, 90	
5.2.12 Carro móvil, 93	
5.2.13 Conexiones, 94	
5.2.14 Elementos del carro móvil, 98	
CAPÍTULO 6	Factibilidad técnica y económica
	103
6.1 Factibilidad técnica, 103	
6.1.1 Proceso de fabricación de piezas, 105	
6.2 Factibilidad económica, 110	
CAPÍTULO 7	Análisis de los resultados
	115
7.1 Seccionadores, 115	
7.2 Cánulas de aspiración, 118	
CAPÍTULO 8	Conclusiones y recomendaciones
	125
8.1 Conclusiones, 125	
8.2 Recomendaciones, 127	
Terminología médica	129

ÍV *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

Referencias bibliográficas **135**

ANEXOS **145**

ANEXO A: Cálculo de seccionadores

ANEXO B: Cánulas de succión

ANEXO C: Líneas de suministro

ANEXO D: Selección de la fuente motriz

ANEXO E: Hojas técnicas

PLANOS

Índice de tablas

2.1 Tumores que se originan en el cerebro o en su proximidad	25
4.1 Estudio de las posibles soluciones	53
4.2 Aplicación de las restricciones	54
4.3 Ponderación de criterios	55
4.4 Ponderación de soluciones	56
4.5 Estudio de las posibles soluciones	62
4.6 Aplicación de las restricciones	63
4.7 Ponderación de criterios	64
4.8 Ponderación de soluciones	64
5.1 Lista de elementos que conforman la solución definitiva	70
5.2 Elementos en el carro móvil	71
6.1 Elementos de la microaspiradora adquiridos en casas comerciales	104
6.2 Elementos del conjunto armado manufacturados	105
6.3 Material utilizado para la fabricación de los conectores	106
6.4 Herramientas empleadas en la elaboración de los conectores	106
6.5 Materiales utilizados en la fabricación de las boquillas	107
6.6 Herramientas empleadas en la elaboración de las boquillas	108
6.7 Materiales requeridos en la fabricación del forro	109
6.8 Herramientas utilizadas para la fabricación del forro	109
6.9 Materiales empleados en la fabricación del adaptador	109
6.10 Herramientas empleadas en la fabricación del adaptador	110
6.11 Cotizaciones de los productos comerciales a adquirir	111
6.12 Costos de mano de obra para la manufactura de las piezas	112
6.13 Costos de los materiales para la elaboración de las piezas	113
6.14 Costos de las piezas manufacturadas para la elaboración del conjunto armado	113
6.15 Costos del mercado de los equipos de neurociencias (aspirador ultrasónico, ablación de tejidos) y el conjunto armado	114

Viii *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

CAPÍTULO 1

El Problema

En este capítulo se expondrá las generalidades de la tesis, abordando la problemática que se pretende resolver, los objetivos que se cumplirán en el desarrollo del trabajo de investigación, los motivos y argumentos que dan cabida a dicho trabajo de grado. También se plantearán los alcances, limitaciones y antecedentes de la tesis para continuar, en el próximo capítulo, con un estudio teórico relacionado con la propuesta presentada.

1.1 Situación problemática

Un tumor cerebral es una masa dentro del cerebro cuyo origen está en el crecimiento descontrolado de células derivadas, bien de componentes propiamente cerebrales, o bien provenientes de células tumorales localizadas en otras zonas del organismo (metástasis). Puede tratarse de una lesión benigna (generalmente de crecimiento lento y curable si se puede resear con tratamiento neuroquirúrgico) o maligna (de rápido crecimiento, no curable con tratamiento quirúrgico, de forma que vuelve a reproducirse rápidamente tras la operación). Es por ello que el objetivo de la neurocirugía en el tratamiento del tumor cerebral es conseguir la máxima exéresis del tejido patológico evitando la lesión del tejido cerebral sano que le circunda. Para alcanzar este objetivo,

el neurocirujano dispone de diferentes métodos para el control intraoperatorio de la exéresis quirúrgica del tumor, que proporcionan información sobre las características, localización y demarcación de la lesión, así como el grado de resección realizado.

Los neurocirujanos se han visto en circunstancias desfavorables para una intervención quirúrgica totalmente exitosa, ya que, estas cirugías siempre han constituido un gran reto en la medicina, debido a las características anatómicas y a la compleja estructura que presenta el cerebro, los riesgos que implica la realización de una operación y la dificultad para la extracción total de la masa tumoral.

Actualmente las neurocirugías son realizadas con aparatos de avanzada tecnología tales como: El Aspirador Quirúrgico Ultrasónico CAVITRON (CUSA), CUSA EXcel, Aspirador Ultrasónico Destructor (SONOTOM 110), Sistema Aspirador Quirúrgico de Ultrasonido (SONOPET UST 2001) entre otros; los cuales son de elevado costo y, conlleva a la limitante en la adquisición de estos equipos en centros asistenciales públicos.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Revisión bibliográfica de los seccionadores usados en los centros asistenciales en la región central.
- Diseño de las cánulas de succión de microaspiración de tumores cerebrales.
- Diseñar el microseccionador.

- Seleccionar la fuente motriz del dispositivo.
- Calcular la condición de trabajo del sistema de aspiración.
- Determinar el estudio económico y tecnológico de la solución.

1.3 Justificación

La presente investigación está justificada en el aspecto académico e investigativo debido a que se sentarán bases para que futuros estudiantes le den continuidad a la obtención de una microaspiradora ideal.

En el ámbito social, con el desarrollo del proyecto se podrá plasmar una solución de bajo costo con el cual pacientes de bajos recursos pudieran hacer uso de esta tecnología de alta eficiencia.

En relación al aspecto económico, con la implementación de esta propuesta, la Nación se estaría ahorrando una fuerte suma de divisas por la adquisición de dispositivos biomédicos, ya que la mayoría son importados.

1.4 Alcance

La presente investigación tiene como alcance el diseño de un seccionador con cánula de succión para la extracción de tumores cerebrales. Se realizarán los cálculos resistivos y dado esos resultados se plantearán la factibilidad técnica y económica de la solución.

Por otro lado, se diseñará el sistema de acople con el sistema de control de succión de la masa tumoral.

1.5 Limitaciones

- ✓ Falta de información (confidencialidad en los datos de construcción de equipos anteriores) referente al conjunto a diseñar.
- ✓ Disponer de financiamiento respectivo para el desarrollo de la investigación.

1.6 Antecedentes

En todos los procedimientos neuroquirúrgicos se utilizan instrumentos de alta tecnología, estos instrumentos especializados varían según el fabricante. A continuación se presentaran los instrumentos tecnológicos que servirán de antecedentes para esta investigación:

El Aspirador Quirúrgico Ultrasónico CAVITRON® (Cavitron Ultrasonic Surgical Aspirador, CUSA®) es un sistema que extrae tejidos del cuerpo mediante fragmentación, irrigación y **aspiración**, y que esta conformado por una consola y **un dispositivo manual**. El CUSA se emplea para extirpar tumores. La pieza de mano contiene un dispositivo magnetostrictivo que hace vibrar la punta hacia adentro y afuera 23000 veces por segundo. La punta vibratoria fragmenta el tejido que toca y una solución de irrigación que fluye de una fuente cercana a la punta suspende el tejido fragmentado de manera que se lo pueda aspirar a través de la punta y transportarlo al reservorio de la consola (Baumer y Milligan, 2007).

Por otra parte **El Aspirador Ultrasónico SONOTOM 110®** tiene el mismo principio de operación del CUSA, variando el sistema de vibración de la punta generado por un dispositivo piezoeléctrico. Las ondas sonoras de alta frecuencia producidas por la sonda ultrasónica causa la fragmentación del tejido tumoral, conservando las estructuras adyacentes, como nervios y vasos sanguíneos. El tumor termina emulsificado y eliminado por aspiración (Atkinson y Fortunato, 1998).

Otro medio de eliminación de tumores cerebrales es la Electrocirugía, en la cual se utiliza corriente mono polar para seccionar y coagular tejidos y vasos pequeños. La corriente se conduce a través de pinzas de hemostasia, pinzas de disección sin dientes o simplemente la **punta de aspirador metálico**. Puede emplearse también un terminal **de aspiración- fulguración** (Atkinson y Fortunato, 1998). La aspiración es esencial en todo procedimiento neuroquirúrgico, ya que, esto evacua la sangre, liquido cefalorraquídeo y

liquido de irrigación del campo quirúrgico a fin de mantener la visibilidad del neurocirujano. Para esto se utilizan dos tubos y dos puntas de aspiración distintas; Se suelen utilizar puntas de aspiración Frazier, que además se utilizan para evacuar material de tumor, ayudar a la disección o aspirar tejido necrótico, pus o material de quistes (Baumer y Milligan, 2007).

Por otro lado Borbón et al (2002), crearon un conjunto cánula-guía formado por 4 piezas ensambladas: empuñadura, boquilla, tubos con diferentes características cada uno y la vaina o guía.

La empuñadura se construyó de aluminio duro, laminada con forma cilíndrica y alargada, además con un extremo para la sujeción de mangueras de diferentes diámetros, por el otro extremo se elaboró una rosca **M 10 x 1,25 mm** en un agujero pasante en que se acoplan las diferentes varillas con una boquilla especial, que amplía la gama de intercambiabilidad para utilizar diferentes diámetros de varillas con una misma empuñadura. Para la construcción de varillas se utilizaron tubos de acero al cromo de cánulas de aspiración que se utilizan con otros propósitos en cirugía general. Se confeccionó la boquilla a la cual por uno de sus extremos fue soldada y por el otro se elaboró una rosca **M 10 x 1,25 mm** por donde se acopla la empuñadura. Posteriormente se procedió a la elaboración de la vaina o guía con el empleo de tubos de acero de diferentes diámetros acordes con la cánula.

A una parte de estos tubos se le abrió longitudinalmente una ranura de manera que permita la lipoaspiración a través de la hendidura cuando la cánula se desliza en su interior. Finalmente, se realizó el pulido a toda la superficie para eliminar todo tipo de rugosidad y puntos filosos con la finalidad de no dañar los tejidos.

Este conjunto cánula-guía se ha utilizado por más de 3 años en la institución con resultados satisfactorios. En ninguno de los casos han existido complicaciones.

La confección en el país del instrumental descrito ahorra aproximadamente 300 dólares por cada conjunto cánula-guía, precio aproximado del mercado mundial. Desde el punto de vista de la prestación de los servicios médicos se disminuyen los costos en la atención hospitalaria a estos pacientes al acotar su estadía preoperatoria y posoperatoria. La realización de esta novedosa técnica con la utilización de este conjunto cánula-guía disminuye las molestias y complicaciones posoperatorias de los pacientes cuando se comparan con otras técnicas quirúrgicas más cruentas, y permite la reincorporación más rápida a sus actividades habituales.

En la Universidad de Carabobo J. Velasco; 2007, diseño y construyó un dispositivo, el cual, extrae masa tumoral y restos de sangre mediante una pieza de mano o pistola succionadora que consta de una boquilla con punta filosa la cual permite el rompimiento del tumor cerebral. La pistola activa su aspiración mediante un compresor, el cual envía un flujo de aire comprimido, que va hacia una válvula reguladora que controla la succión. El aire que sale de la válvula se dirige mediante una manguera de alimentación a una válvula on-off y de aquí al eyector de aire, el cual hace el efecto de vacío que realiza la succión de los restos tumorales, dirigiéndolo así al recipiente de descarga.

Este microaspirador durante las pruebas experimentales demostró un rendimiento óptimo y un completo control al succionar cerebro (con consistencia similar a los tumores infiltrativos) 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 textura 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 este instrumento no es recomendable. Esta última referencia da punto de partida al diseño del seccionador con cánula de succión del presente trabajo de grado.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

Es esencial comprender la anatomía y fisiología básicas para preparar el abordaje que el cirujano utilizará para alcanzar las estructuras intracraneales^[2]. 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 prepara los nervios periféricos lesionados o enfermos^[3]. En la actualidad se han incorporado al manejo de los tumores una cantidad de técnicas de imagen, neurofisiológicas, neuroquímicas e incluso intraoperatorias, cuyo objetivo es optimizar los límites de resección para extenderlos al máximo minimizando la eventual morbilidad asociada. De esta forma, el “límite de resección tumoral” se llevaría hasta el punto en que se pueda deteriorar una función neurológica considerada importante (límite de resección funcional). El objetivo del presente capítulo es estudiar los conceptos básicos que dan paso a la comprensión del arte neuroquirúrgico.

2.1 Anatomía y Fisiología.

2.1.1 El Cráneo.

El Cráneo se compone de 22 huesos, sin contar los huesecillos del oído. Excepto la mandíbula, son inmóviles y se unen entre sí por medio de suturas.

8 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

El cráneo puede subdividirse en:

- Una porción superior (la **calota**), que conforma la cavidad craneal que alberga al encéfalo.
- Una porción inferior, el **esqueleto facial (vicerocráneo)**.

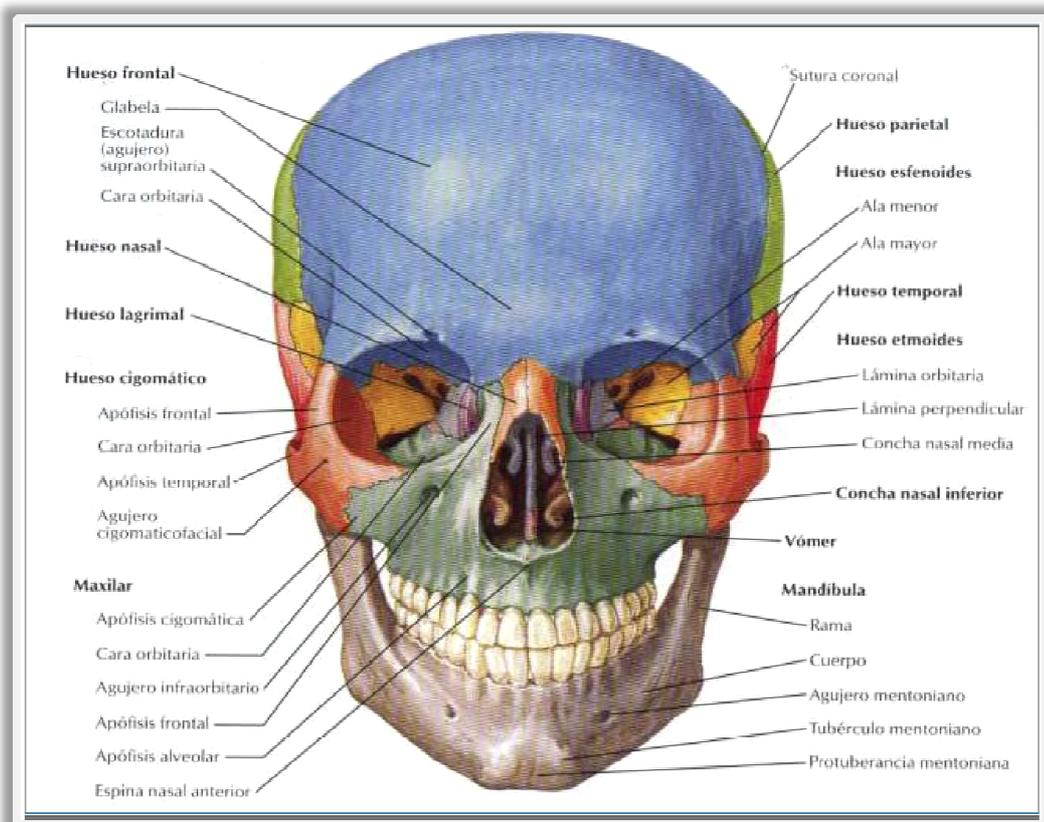


Figura 2.1 Vista anterior del cráneo.
Fuente: <http://blutuz.com/wp-content/uploads/craneo-post.jpg>

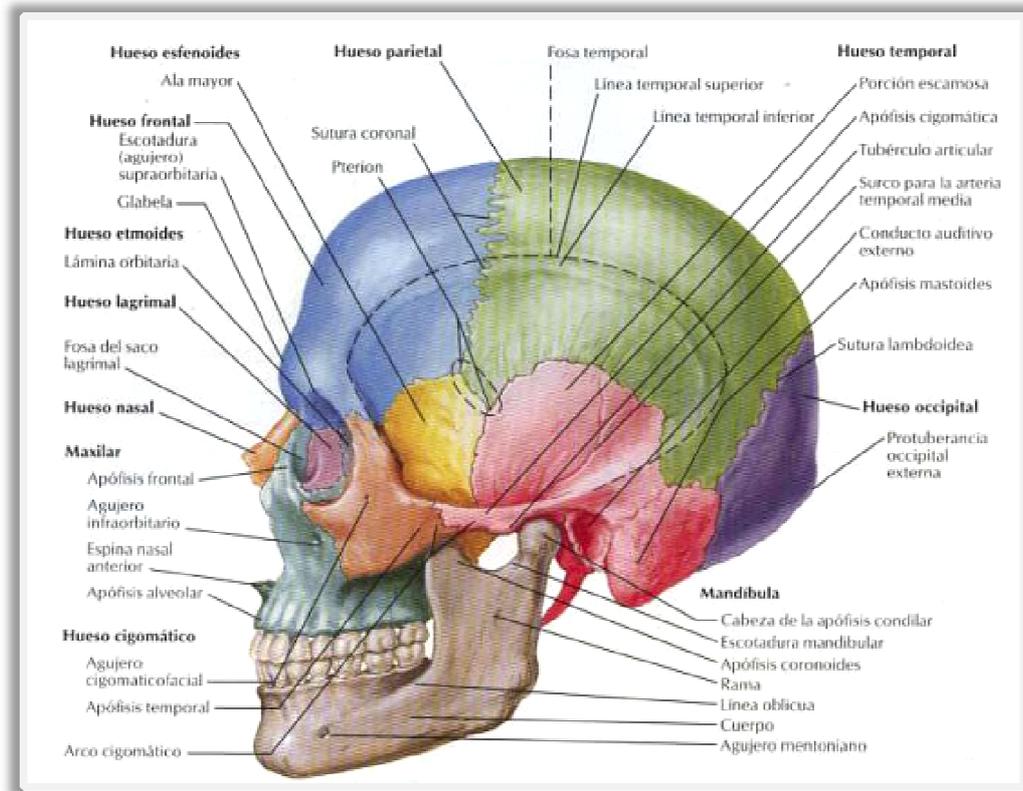


Figura 2.2 Vista posterior del cráneo.

Fuente: <http://blutuz.com/wp-content/uploads/craneo-post.jpg>

Los huesos que componen la calota son los temporales y los parietales, pares y el frontal, el esfenoides, el etmoides y el occipital, impares [6].

La calota (parte superior del cráneo) está cubierta por el cuero cabelludo, compuesto por múltiples capas, entre ellas la piel y un tejido subcutáneo muy vascularizado. Directamente por encima de la calota se encuentra el pericráneo, que es el periostio de los huesos del cráneo. Por encima se encuentra el músculo occipitofrontal y la gálea, que es una lámina de tejido fibroso fuerte. Directamente sobre la gálea se encuentra el tejido subcutáneo, una capa muy vascularizada que sangra profusamente cuando se corta. La piel del cuero cabelludo es muy gruesa y está cubierta por el cabello [3].

2.1.2 Meninges

Son las membranas fibrosas situadas entre el cráneo y el cerebro, son la duramadre, la aracnoides y la piamadre ^[2].

■ **La Duramadre:**

La más externa y fibrosa de las tres membranas que rodean el encéfalo y la médula espinal. La duramadre encefálica cubre el encéfalo, y la duramadre espinal, la médula. Se distinguen dos partes ^[13]:

Duramadre Craneal: es una envoltura gruesa y fuerte que cubre externamente el encéfalo. Está compuesta por una capa perióstica externa y una capa meníngea interna:

La capa **perióstica** se encuentra firmemente adherida al cráneo, constituye el periostio de la cavidad craneal y se continúa con el periostio de la superficie externa del cráneo en el agujero magno y en otros orificios intracraneales.

La capa **meníngea** interna se encuentra estrechamente relacionada con la aracnoides y se continúa con la duramadre espinal tras atravesar el agujero magno ^[6].

Duramadre espinal: encierra por completo la médula espinal. Por arriba, se adhiere al agujero occipital y por abajo termina a nivel de las vértebras sacras formando un embudo, el cono dural ^[45].

■ **Aracnoides** ^[6].

Es una fina membrana avascular que tapiza, sin llegar a fusionarse, la superficie interna de la duramadre. Desde su superficie interna se proyectan finos procesos o trabéculas que cruzan el espacio subaracnoideo (que está lleno de líquido cefalorraquídeo, LCR) y se continúan con la piamadre.

La aracnoides tapiza la duramadre, pero no se introduce en los surcos o fisuras cerebrales, excepto en la fisura longitudinal existente entre los dos hemisferios cerebrales.

■ **Piamadre.**

Es una membrana fina y frágil que recubre íntimamente la superficie del encéfalo. Se adapta a la morfología cerebral, penetrando en los surcos y fisuras y también se relacionan estrechamente con las raíces de los nervios craneales en sus orígenes ^[6]. Los vasos sanguíneos cerebrales se localizan en la piamadre. La aracnoides y la piamadre se denominan en conjunto membrana piaaracnoidea por sus relaciones estructurales y funcionales cercanas ^[1].

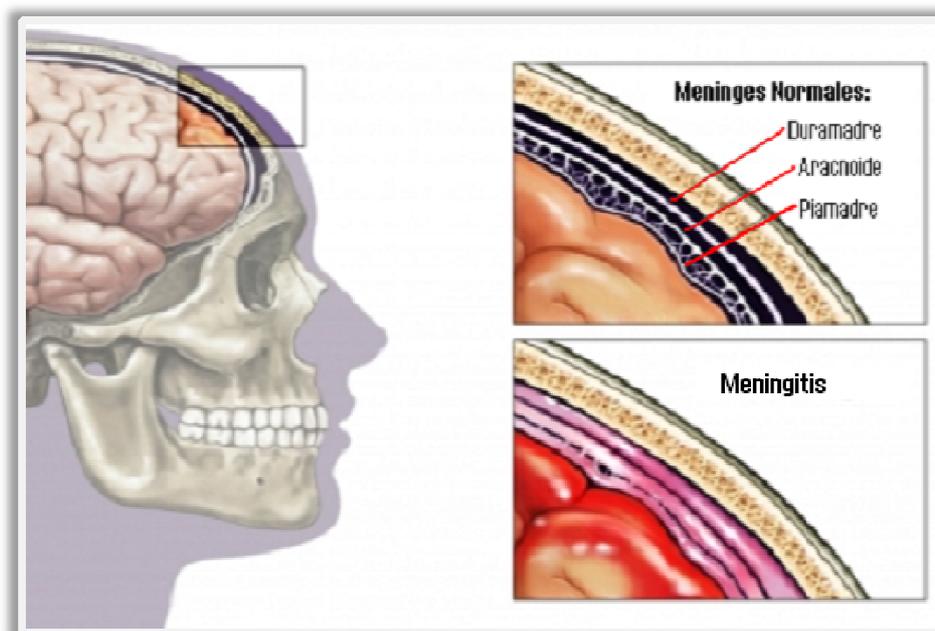


Figura 2.3 Vistas de las meninges

Fuente: <http://www.carenewengland.org/healthGate/images/si2230.jpg>

2.1.3 La Corteza^[1]

Es la capa externa superficial de sustancia gris del cerebro, denominada con frecuencia corteza cerebral o corteza cerebelosa, dependiendo de su localización.

2.1.4 El Cerebro

El cerebro tiene una consistencia semisólida y se ajusta a la forma del recipiente que lo contiene (el cráneo). Pesa unos 1400g en el adulto. En promedio, el cerebro masculino es un poco más pesado que el femenino, aunque ello no guarda relación alguna con la inteligencia ^[1].

Los hemisferios cerebrales derecho e izquierdo están conectados centralmente por el cuerpo caloso, una banda ancha de fibras nerviosas. El cerebro ocupa la mayor parte de la cavidad intracraneal y se dispone formando pliegues superficiales denominados circunvoluciones y depresiones que se denominan surcos, que constituyen puntos de referencia anatómicos quirúrgicos. La corteza cerebral externa está formada por materia (sustancia) gris del cerebro; el tejido más profundo es la sustancia blanca ^[2].

La corteza es una fina lámina de neuronas interconectadas que forman una capa de unos milímetros de grosor y que recubre la superficie irregular de los hemisferios cerebrales. La superficie de cada hemisferio presenta un conjunto de prominencias y surcos (o cisuras) que proporcionan a la corteza una apariencia plegada, de tal forma que sólo un tercio de esta queda expuesta a la superficie.

Tres de estas cisuras sirven para delimitar ciertas áreas del cerebro. Son: **1) Surco Central o Cisura de Rolando**, **2) Surco lateral o Cisura de Silvio**, y **3) Surco Parietooccipital**. Las eminencias situadas entre los surcos reciben el nombre de circunvoluciones o pliegues. La circunvolución central anterior se sitúa por delante del surco central, y la circunvolución central posterior se coloca inmediatamente detrás del surco central ^[62].

Cada hemisferio se divide en cuatro grandes lóbulos ^[2].

Lóbulo Frontal: Se localiza en la fosa anterior.

Lóbulo Parietal: Se sitúa en la porción superior y anterior de la fosa media.

Lóbulo Temporal: Se sitúa por debajo de los lóbulos parietal y frontal en el interior de la fosa media.

Lóbulo Occipital: Se sitúa por detrás en el interior de la fosa media.

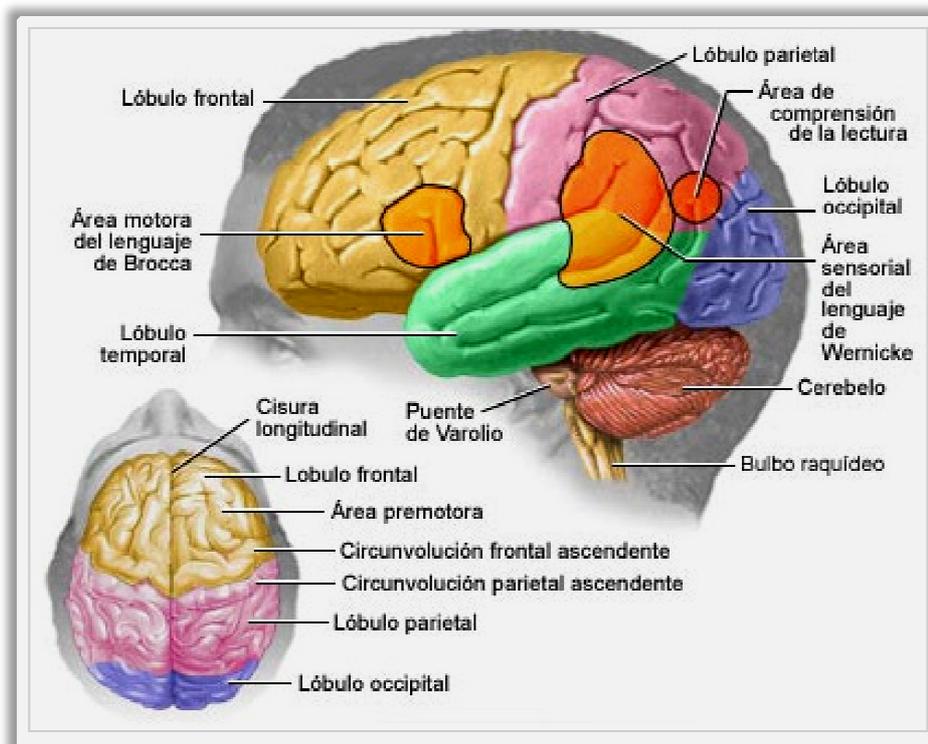


Figura 2.4 Áreas principales del cerebro
Fuente: www.cancerinfo.es/img

2.1.5 Cerebelo ^[13]

El *cerebelo* es, después del cerebro, la porción más grande del encéfalo. Ocupa la fosa craneal posterior y se localiza debajo de los lóbulos occipitales del cerebro, del que está separado por una estructura denominada tienda del cerebelo. Consta de dos hemisferios cerebelosos y una parte intermedia denominada vermis. Se une al tallo cerebral mediante tres pares de

pedúnculos cerebelosos; estos pedúnculos son haces de fibras que entran y salen del cerebelo, en cuya superficie aparecen numerosos surcos superficiales próximos unos a otros.

El cerebelo desempeña un papel regulador en la coordinación de la actividad muscular, el mantenimiento del tono muscular y la conservación del equilibrio.

2.1.6 Tronco Cerebral ^[2]

Integrado por el mesencéfalo, el puente y el bulbo raquídeo, el tronco del cerebro se sitúa por delante y en el seno de la fosa posterior. Se extiende desde el hemisferio cerebral hasta la base del cerebro, donde se fusiona con la médula espinal. Contiene también los núcleos de 10 de los 12 pares de los nervios craneales, a excepción del nervio olfatorio (I) y el nervio óptico (II).

2.1.7 Ventrículos

Son cavidades intracerebrales llenas de líquido cefalorraquídeo (LCR), que sirve para la protección y la nutrición ^[3]. Los ventrículos son dos espacios bien definidos y llenos de líquido que se encuentran en cada uno de los dos hemisferios. Los ventrículos laterales se conectan con un tercer ventrículo localizado entre ambos hemisferios, a través de pequeños orificios que constituyen los agujeros de Monro o forámenes interventriculares. El tercer ventrículo desemboca en el cuarto ventrículo, a través de un canal fino llamado acueducto de Silvio (acueducto cerebral). El líquido cefalorraquídeo que circula en el interior de estos ventrículos y además rodea al sistema nervioso central sirve para proteger la parte interna del cerebro de cambios bruscos de presión y para transportar sustancias químicas.

El líquido cefalorraquídeo se forma en los ventrículos laterales, en unos entramados vasculares que constituyen los plexos coroideos ^[45].

Este líquido abandona el cuarto ventrículo a través de tres orificios y circula alrededor del tronco encefálico y la médula ^[3].

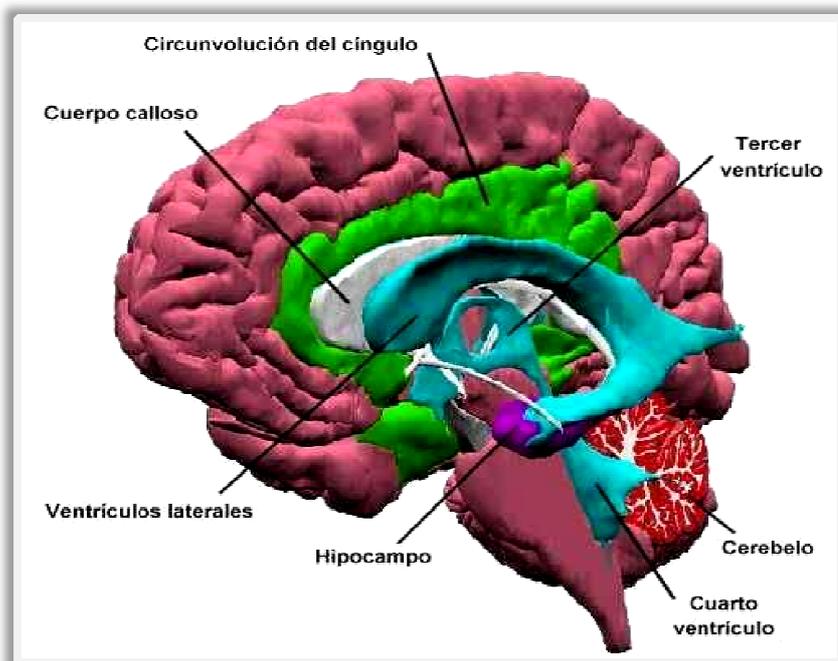


Figura 2.5 Corte Transversal del cerebro
Fuente: <http://www.psicoactiva.com/atlas/transv.htm>

2.2 Tumor Cerebral

Un tumor cerebral es un crecimiento anormal no canceroso (benigno) o canceroso (maligno) en el cerebro, ya sea originado en el cerebro o que se ha propagado (ha hecho metástasis) en el cerebro desde otra parte (ver figura 2.6).

Los tumores del cerebro aparecen tanto en el hombre como en la mujer, pero algunos son más frecuentes en los hombres y otros en las mujeres.

Los tumores cerebrales pueden ser **primarios o secundarios**.

- **Los primarios** se originan en las células localizadas dentro del cerebro o cercanas a él y pueden ser cancerosos o no cancerosos.

- **Los secundarios** son metástasis originadas en otra parte del cuerpo y, por lo tanto siempre son cancerosos ^[37].

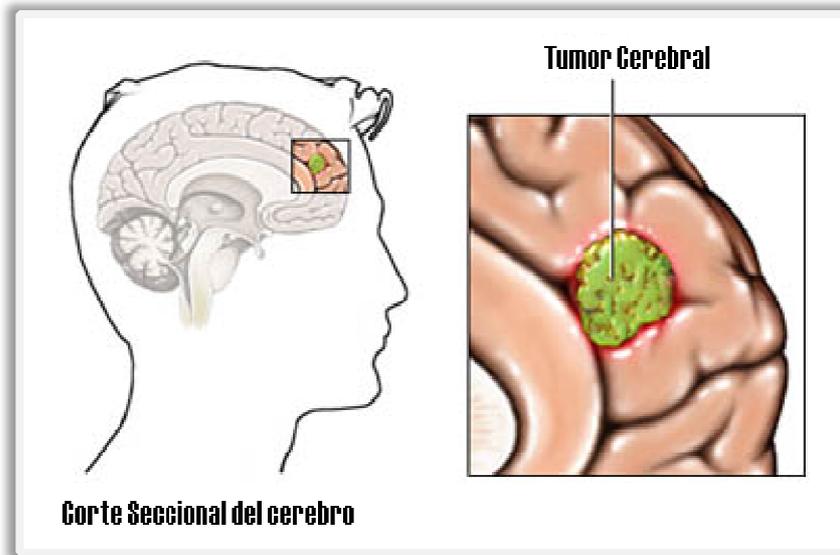


Figura 2.6 Tumor cerebral
Fuente: <http://www.blogmedicina.com>

Otros de los términos que los médicos suelen utilizar para describir los tumores son los siguientes:

Localizado e Invasivo ^[66]: Un tumor localizado está limitado a un área específica y, por lo general, es más fácil de extirpar, siempre y cuando esté en un lugar del cerebro que sea accesible. Un tumor invasivo es el que se ha extendido a las áreas circundantes y es más difícil de extirpar completamente.

Grado ^[66]: El grado del tumor indica qué tan agresivo es. En la actualidad, la mayoría de los expertos en medicina utilizan un sistema diseñado por la Organización Mundial de la Salud para identificar los tumores cerebrales y poder hacer un pronóstico. Cuanto menor es el grado, menos agresivo es el tumor y mayores las posibilidades de cura. Cuanto mayor es el grado, más agresivo es el tumor y más difícil su cura.

Los tumores no cancerosos reciben su nombre según las células o tejidos específicos en los cuales se originan. Por ejemplo, los hemangioblastomas se originan en los vasos sanguíneos (*hema* se refiere a los vasos sanguíneos y los hemangioblastos son las células que forman los

tejidos de los vasos sanguíneos). Algunos tumores no cancerosos que se originan en las células embrionarias pueden estar presentes desde el nacimiento.

Los tumores malignos del cerebro más frecuentes son las metástasis de un cáncer que ha tenido su origen en otra parte del cuerpo, que pueden aparecer en una zona del cerebro o varias. Muchos tipos de cáncer, como los de mama, pulmón, tracto digestivo, el melanoma maligno, la leucemia y el linfoma, pueden propagarse al cerebro.

2.3 Síntomas ^[37]

Los síntomas se presentan tanto en los tumores cerebrales no cancerosos como en los cancerosos. Un tumor cerebral puede ocasionar muchos síntomas diferentes, que pueden aparecer de forma súbita o evolucionar de manera gradual. Los primeros síntomas y su evolución dependen del tamaño del tumor, su velocidad de crecimiento y su localización. En algunas partes del cerebro, incluso un tumor pequeño puede tener efectos catastróficos. En otras partes, los tumores pueden alcanzar un tamaño relativamente grande antes de que aparezcan síntomas. Los síntomas se producen cuando el tejido cerebral es destruido o cuando la presión dentro del cerebro (Presión Intracraneal, **PIC**) aumenta y comprime por tanto el cerebro. La presión aumenta por el crecimiento del tumor, de manera que con el tiempo cualquier tumor cerebral puede aumentar la presión intracraneal (PIC).

El dolor de cabeza (cefalea): es a menudo el primer síntoma, aunque la mayoría de los dolores de cabeza no son producidos por tumores cerebrales. Un dolor de cabeza debido a un tumor cerebral suele recurrir cada vez con más frecuencia a medida que pasa el tiempo. Al final se vuelve constante y no se atenúa. Con frecuencia empeora cuando la persona se acuesta y llega a despertarla del sueño.

Los tumores cerebrales pueden producir un **cambio en la personalidad**. Por ejemplo, la persona puede volverse distraída, temperamental y, con frecuencia, ineficiente en el trabajo. La persona puede sentirse somnolienta, confusa e incapaz de pensar. Estos síntomas son más evidentes para sus familiares y compañeros de trabajo que para la propia persona.

Otros síntomas frecuentes de un tumor cerebral son **el mareo, la pérdida del equilibrio y la falta de coordinación**. Más tarde, a medida que la presión dentro del cráneo aumenta, pueden presentarse **náuseas, vómitos, letargo, somnolencia, fiebre intermitente e incluso coma**. Algunos tumores causan **convulsiones**.

Dependiendo de la zona del cerebro donde se localice el tumor puede causar debilidad o parálisis de un brazo, una pierna o un lado del cuerpo y afectar a la capacidad de sentir calor, frío, presión, in contacto leve o el de objetos afilados. Así mismo, se puede perder la capacidad de expresar y comprender el lenguaje. Los tumores también pueden afectar a la audición, el olfato y la vista (produciendo síntomas como visión doble y pérdida de la visión). Por ejemplo, un tumor hipofisario puede hacer presión sobre los nervios ópticos cercanos, los cuales están implicados en la visión y de ese modo, afectar a la visión periférica.

Si un tumor obstruye el flujo del líquido cefalorraquídeo a través de los espacios localizados dentro del cerebro (ventrículos), se puede acumular líquido, haciendo que los ventrículos se dilaten (un trastorno denominado hidrocefalia).

Si la presión dentro del cráneo aumenta considerablemente, el cerebro puede ser empujado hacia abajo ya que el cráneo no se puede expandir, y producirse una herniación del cerebro (ver figura 2.7). En una **herniación transtentorial**, la parte superior del encéfalo (cerebro) es empujada a través de un orificio estrecho por el tejido relativamente rígido que separa el encéfalo

de las partes inferiores del cerebro. En las personas con este tipo de herniación, la conciencia está alterada. Además, el lado del cuerpo opuesto al tumor puede estar paralizado.

En la **herniación de la amígdala** debida a un tumor que se origina en la parte inferior del cerebro, la zona más baja del cerebelo (la amígdala cerebelosa) es empujada por el orificio situado en la base del cráneo (**el Foramen Magnum**). Como consecuencia, el tronco encefálico, que controla la respiración, la frecuencia cardíaca y la presión arterial, esta comprimido y funciona de forma inadecuada. Esta también puede causar estado de coma y la muerte si no es diagnosticada y tratada de inmediato.

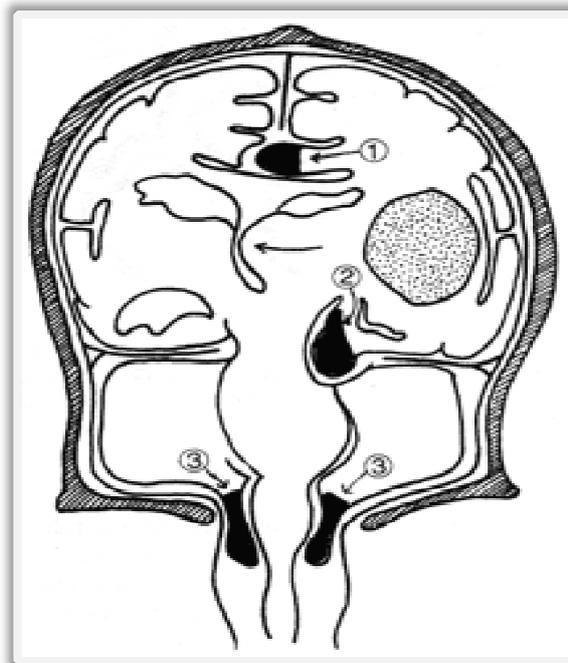


Figura 2.7 Herniación del cerebro. (1) Hernia del Gyrus Cinguli. (2) Hernia de la circunvolución parahipocampal. (3) Hernia de amígdalas cerebelosas. Punteado: masa que produce hipertensión endocraneana.

Fuente: <http://escuela.med.puc.cl/publ/anatomiapatologica/09Neuropatologia/9edema.html>

2.3.1 Síntomas más Frecuentes de Algunos Tumores Cerebrales^[37]

■ Astrocitomas y Oligodendrogliomas

Algunos astrocitomas y oligodendrogliomas crecen de forma lenta y, al principio, pueden causar únicamente convulsiones. Otros (los astrocitomas anaplásicos y los oligodendrogliomas anaplásicos) crecen rápidamente y son malignos; pueden producir diversos síntomas de disfunción cerebral. El glioblastoma multiforme, un tipo de astrocitoma, crece tan rápido que aumenta la presión en el cerebro, causando cefalea y enlenteciendo el pensamiento. Si la presión llega a ser lo suficientemente elevada, puede aparecer somnolencia seguida de un estado de coma.

Los síntomas varían en función de la localización del tumor. Los tumores en los lóbulos frontales (localizados detrás de la frente) pueden dar lugar a debilidad y cambios en la personalidad. Si se desarrollan en el lóbulo frontal dominante (el lóbulo izquierdo en la mayoría de las personas y el lóbulo derecho en algunas personas zurdas), pueden causar alteraciones del lenguaje. Los tumores en los lóbulos parietales (localizados por detrás de los lóbulos frontales) pueden causar pérdida o alteraciones de la sensibilidad; a veces se pierde la visión en el ojo del lado opuesto al tumor. Los tumores en los lóbulos temporales (localizados por encima de las orejas) pueden producir convulsiones y, si aparecen en el lado dominante, incapacidad para comprender y utilizar el lenguaje. Los tumores en los lóbulos occipitales (hacia la parte posterior de la cabeza) pueden causar la pérdida parcial de la visión en ambos ojos.

Los tumores en el cerebro (por encima de la parte posterior del cuello) o en su proximidad, especialmente los meduloblastomas en los niños, pueden causar alteraciones de los movimientos oculares, falta de coordinación, inestabilidad de la marcha y, algunas veces, pérdida de la audición y mareo. Pueden obstruir el drenaje de líquido cefalorraquídeo (LCR), produciendo una

acumulación de líquido en los espacios del interior del cerebro (ventrículos). Como resultado, los ventrículos se dilatan (un trastorno denominado hidrocefalia) y aumenta la presión en el interior del cráneo (aumento de la PIC). Los síntomas consisten en dolor de cabeza, náuseas, vómitos, dificultad para dirigir los ojos hacia arriba, letargo y coma con herniación en el cerebro. En los lactantes, la cabeza aumenta de tamaño.

■ Meningiomas

Los meningiomas suelen ser benignos, pero pueden reaparecer después que se hayan extirpado. Se presentan con más frecuencia en las mujeres, por lo general en edades entre los 40 y los 60 años, pero pueden empezar a desarrollarse en la infancia o posteriormente. Pueden causar debilidad o entumecimiento, convulsiones, alteración del sentido del olfato y trastornos de la visión. Si crecen demasiado, pueden causar deterioro mental, incluida la pérdida de la memoria, de un modo muy similar a la demencia.

■ Tumores de la Glándula Pineal

Los tumores de la glándula pineal suelen desarrollarse durante la infancia y con frecuencia causan pubertad precoz. Pueden obstruir el drenaje del líquido cefalorraquídeo (LCR) alrededor del cerebro, lo que da lugar a hidrocefalia. El tipo más frecuente de tumor pineal es un tumor de las células germinales.

■ Tumores de la Hipófisis

La glándula hipófisis, situada en la base del cráneo, controla gran parte del sistema endocrino del organismo. Los tumores de la hipófisis (adenomas de hipófisis) no suelen ser malignos. Producen cantidades excesivas de hormonas hipofisarias. Los efectos varían en función de la hormona secretada en grandes cantidades.

- En el caso de la hormona del crecimiento, una estatura exagerada (gigantismo) o un aumento de tamaño desproporcionado de la cabeza, la cara, las manos, los pies y el tórax (acromegalia).
- Para la adrenocorticotropina, el Síndrome de Cushing.
- Para la hormona estimulante del tiroides (TSH), hipertiroidismo.
- Para la prolactina, la interrupción de los ciclos menstruales (amenorrea) en las mujeres, que no están lactando (galactorrea) y, en los varones, disfunción eréctil y aumento de las glándulas mamarias (ginecomastia).

Los tumores de la hipófisis también pueden destruir los tejidos de la glándula encargados de secretar las hormonas, lo que con el tiempo da lugar a niveles insuficientes de estas hormonas en el organismo. Con frecuencia se produce dolor de cabeza. Si el tumor aumenta de tamaño, se pierde la visión periférica en ambos ojos.

2.4 Diagnóstico^[37]

El médico (neurólogo o neurocirujano) considera la posibilidad de un tumor cerebral en las personas que han tenido por primera vez una convulsión o presentan los síntomas característicos. Aunque el médico con frecuencia puede detectar una disfunción del cerebro al realizar una exploración física, se requieren otros procedimientos para diagnosticar un tumor cerebral.

Las radiografías estándar del cráneo pueden detectar tumores que erosionan el hueso (como un meningioma o un adenoma hipófisis).

Sin embargo, **la Resonancia Magnética Nuclear (RMN)** y **la Tomografía Computarizada (TC)** son más útiles porque detectan todos los tipos de tumores cerebrales. También indican el tamaño del tumor y su localización exacta muy detalladamente. Una vez que se detecta un tumor

cerebral, se realizan otros procedimientos diagnósticos para determinar su tipo específico.

A veces se práctica **una Punción en la columna (punción lumbar)** con el fin de obtener líquido cefalorraquídeo para su examen al microscopio (ver figura 2.8). Este procedimiento se realiza cuando el médico cree que el tumor ha invadido las meninges, comprime los nervios craneales y obstruye el flujo de líquido cefalorraquídeo. El procedimiento puede ser de gran ayuda cuando el diagnóstico o el tipo de tumor no son muy evidentes, debido a que el líquido cefalorraquídeo puede contener células cancerosas. Sin embargo, en las personas que tienen un tumor grande que aumenta la presión intracraneal no puede realizarse una punción lumbar.

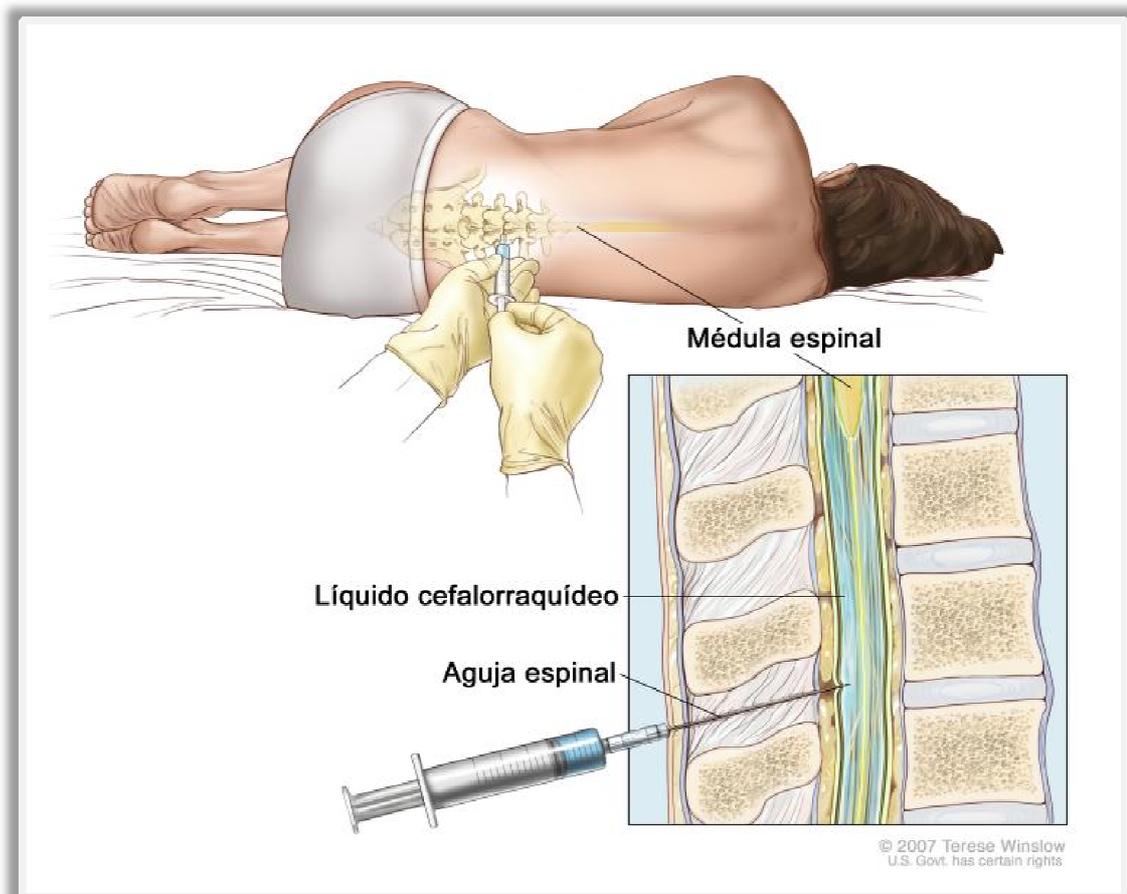


Figura 2.8 Punción en la columna (Punción lumbar)
Fuente: www.meb.uni-bonn.de/Cancernet/CDR0000256790.html

Por lo general, se necesita una **biopsia** (extracción de una muestra del tumor para su examen al microscopio) para identificar el tipo de tumor e incluso precisar si es canceroso. La *biopsia* suele practicarse durante una intervención quirúrgica en la cual se extirpa todo el tumor o parte del mismo. Si el tumor es difícil de abordar, se puede realizar una biopsia mediante la colocación de una aguja tridimensional (biopsia estereotáxica) con una TC.

2.5 Tipos de Tumores Cerebrales^[37]

Existen muchas clases diferentes de tumores cerebrales. Usualmente se categorizan por el tipo de células donde el tumor empieza, o se categorizan por el área del cerebro donde se presentan. En la siguiente tabla se presentan algunos de los tipos más comunes de tumores que se originan en el cerebro o en su proximidad.

Tabla 2.1 TUMORES QUE SE ORIGINAN EN EL CEREBRO O EN SU PROXIMIDAD

Tipo de Tumor	Origen	Estado del Cáncer	Porcentaje de Todos Los Tumores Cerebrales Primarios*	Personas Afectadas
Adenoma	Células de la hipófisis	En su mayor parte benignos	10%	Adultos
Adenoma de Hipófisis	Células de la hipófisis	Benigno	2%	Niños y adultos
Cordoma	Células embrionarias de la columna vertebral	Benignos pero invasivos	Menos del 1%	Adultos (puede estar presente desde el nacimiento)
Craneofaringioma	Células embrionarias de la glándula hipófisis	En su mayor parte benignos	Menos del 1%	Adultos (puede estar presente desde el nacimiento)
Ependimoma	Células del tejido que reviste los espacios en el interior del cerebro (ventrículos)	En su mayor parte benignos	Alrededor del 1% (y aproximadamente el 9% de los tumores cerebrales de la infancia)	Niños
Glioma			65 %	
Astrocitoma	Células del tejido que sostiene las células nerviosas (células gliales)	Malignos o benignos (algunos inicialmente; los astrocitomas benignos se vuelven malignos después de 3 ó 5 años, y se convierten en astrocitomas anaplásicos)		Niños y adultos
Oligodendroglioma	Células que forman la vaina de mielina alrededor de las fibras nerviosas en el cerebro (oligodendrocitos)	Generalmente benigno, pero algunas veces llega a ser maligno (convirtiéndose en un oligodendroglioma anaplásico)		Niños y adultos
Glioblastoma multiforme	Formas menos diferenciadas de células gliales y oligodendrocitos	Malignos		Adultos

Tabla 2.1 TUMORES QUE SE ORIGINAN EN EL CEREBRO O EN SU PROXIMIDAD (Continuación)

Tipo de Tumor	Origen	Estado del Cáncer	Porcentaje de Todos Los Tumores Cerebrales Primarios*	Personas Afectadas
Hemangioblastoma	Células embrionarias que se diferencian en vasos sanguíneos	Benignos	1 – 2 %	Niños y adultos
Meduloblastoma	Células embrionarias cercanas a la glándula pineal	Malignos	25% de los tumores cerebrales de la infancia	Niños (generalmente antes de la pubertad) y, raras veces, adultos
Meningioma	Células del tejido que sostiene las células nerviosas (células gliales)	Benigno, pero puede reaparecer	20%	Adultos
Osteoma	Huesos del cráneo	Benigno	2%	Niños y adultos
Osteosarcoma	Huesos del cráneo	Maligno	Menos del 1%	Niños y adultos
Pinealoma	Células de la glándula pineal	Benigno	Menos del 1%	Niños
Quistes dermoides y Tumores epidermoides	Células embrionarias de la piel	Benignos	Menos del 1%	Niños y adultos (los quistes dermoides pueden estar presentes desde el nacimiento)
Sarcoma	Tejido conectivo	Maligno	1%	Niños y adultos
Tumores de la células germinales (incluidos los germinomas)	Células embrionarias cercanas a la glándula pineal	Malignos o benignos	1%	Niños (los germinomas pueden estar presentes desde el nacimiento)

*A menos de especificarse de forma distinta

2.6 Tratamiento y Pronóstico^[37]

El tratamiento de un tumor cerebral depende de su localización y del tipo de tumor de que se trate. Cuando es posible, el tumor se extirpa quirúrgicamente. Algunos tumores cerebrales pueden extirparse sin lesionar el cerebro o produciendo un daño insignificante. Sin embargo, otros crecen en una zona donde la extirpación es muy difícil o imposible sin destruir zonas vitales. **La cirugía** a veces causa lesiones cerebrales que pueden conducir a una parálisis parcial, alteraciones de la sensibilidad, debilidad y empeoramiento intelectual. Sin embargo, es indispensable extirpar un tumor, tanto si es canceroso como si no, si su crecimiento compromete estructuras cerebrales importantes. Incluso cuando es posible la curación, la cirugía puede ser útil para reducir el tamaño del tumor, aliviar los síntomas y permitir que el especialista (médico) determine si se justifica realizar otro tipo de tratamiento, como radioterapia o quimioterapia.

La extirpación de tumores no cancerosos a menudo es segura y cura al paciente. No obstante, en la personas mayores, los tumores muy pequeños deben dejarse en su sitio mientras no produzcan síntomas. En algunos casos, se suministra radioterapia para destruir cualquier célula tumoral que haya quedado después de la intervención quirúrgica. **La radiocirugía** se utiliza para tratar los tumores pequeños que no son fácilmente accesibles con la cirugía tradicional. También se utiliza para tratar meningiomas. **La radiocirugía** emplea radiación condensada para destruir un tumor, en lugar de tener que hacer una incisión para extirparlo. Con la radiocirugía, el tratamiento se completa en un solo día.

La mayoría de los tumores cerebrales cancerosos son tratados mediante una combinación de cirugía, radioterapia y quimioterapia. Primero se extirpa la mayor cantidad de la masa tumoral que pueda hacerse sin peligro, y luego se inicia la radioterapia. La radioterapia se aplica por un lapso de varias semanas. Este procedimiento rara vez es curativo, pero puede reducir el

28 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

tumor lo suficiente como para mantenerlo bajo control durante varios meses e incluso años. **La quimioterapia** se utiliza para tratar ciertos tipos de tumores cancerosos del cerebro; parece ser particularmente eficaz para tratar el oligodendroglioma anaplásico. La radiocirugía también se utiliza para tratar los tumores cerebrales cancerosos.

El incremento de la presión dentro del cráneo (**PIC**) es extremadamente grave y requiere atención médica inmediata. Lo habitual es que se administren fármacos.

Si el tumor está obstruyendo el flujo de líquido cefalorraquídeo a través de los espacios dentro del cerebro, se puede utilizar un dispositivo para drenar el líquido, y de ese modo disminuir el riesgo de herniación. El dispositivo consta de un pequeño tubo (catéter) conectado a un manómetro que mide la presión dentro del cráneo. El catéter se introduce por un orificio diminuto que se hace trepanando el cráneo (ver figura 2.9).



Figura 2.9 Orificios de trépano en cráneo
Fuente: http://www.bvs.sld.cu/revistas/cir/vol44_1_05/cir09105.htm

Este procedimiento se puede realizar utilizando un anestésico local (normalmente asociado a un sedante) o un anestésico general. Al cabo de

algunos días se retira el tubo o se convierte en un drenaje permanente (derivación). Durante este tiempo, el médico extirpa quirúrgicamente todo el tumor o parte de éste, o utiliza la radiocirugía o la radioterapia para reducir el tamaño del tumor y así disminuir la obstrucción.

El enfoque terapéutico de las metástasis cerebrales depende en gran manera de la zona donde se ha originado el cáncer. A menudo, se hace una radioterapia dirigida a la metástasis cerebral.

La extirpación quirúrgica puede tener efectos positivos en las personas que tienen una metástasis única. Además de los tratamientos tradicionales, se está ensayando la radiocirugía y otros tratamientos experimentales que implican el uso de quimioterapia y la colocación de implantes radioactivos dentro del tumor.

El pronóstico de las personas con un tumor cerebral va desde la recuperación completa hasta la muerte, dependiendo del tipo de tumor y de su localización.

2.6.1 El Tratamiento de los Tumores ^[37]

■ **Craneotomía:** después de rasurar parte del cuero cabelludo, se realiza una incisión en la piel. Se utiliza un taladro de alta velocidad y una sierra especial para extraer un pequeño fragmento del hueso situado por encima del tumor (ver figura 2.10). Tras localizar el tumor, se extirpa. A continuación, se vuelve a colocar el hueso en su sitio y se sutura la incisión. Se puede utilizar un bisturí para extirpar el tumor, un láser (mediante calor) para pulverizar el tumor o un dispositivo que emita ondas de ultrasonido para desintegrar el tumor, de modo que los fragmentos puedan ser succionados (aspirados). El láser y los dispositivos de ultrasonido se utilizan para eliminar los tumores que son difíciles de extirpar.

30 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

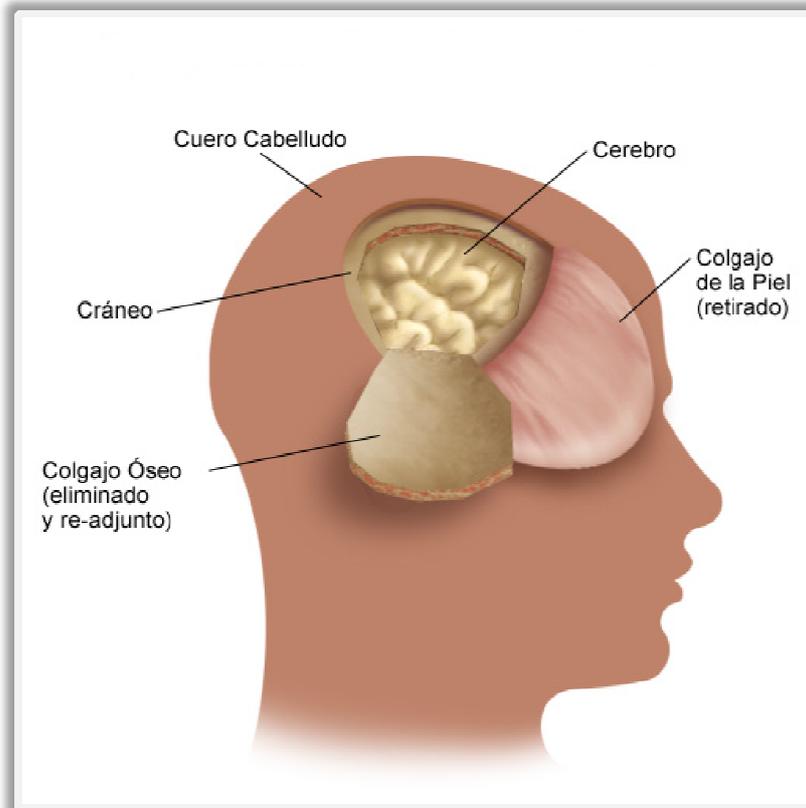


Figura 2.10 Ejemplo de Craneotomía
Fuente: <http://www.ariahealth.org/GetImage.aspx?ImageId=155160>

■ **Técnicas estereotáxicas:** en este método se utilizan computadoras para producir una imagen tridimensional del tumor y de ese modo localizarlo con precisión, estableciendo su relación con otras estructuras del cerebro (ver figura 2.11, 2.12), la imagen tridimensional se puede obtener colocando en el cráneo del paciente un marco metálico para imágenes con una serie de varillas (ver figura 2.13). las varillas aparecen como puntos en una TC (Tomografía Computarizada), proporcionando punto de referencia, que permiten localizar el tumor. Otros dispositivos, como una vara de visualización o un sistema de compases, no implican la implantación de un marco y pueden ser utilizados en su lugar. Se pueden utilizar técnicas estereotáxicas para realizar biopsias o eliminar tumores, o bien para colocar implantes que contienen quimioterápicos o píldoras radiactivas.

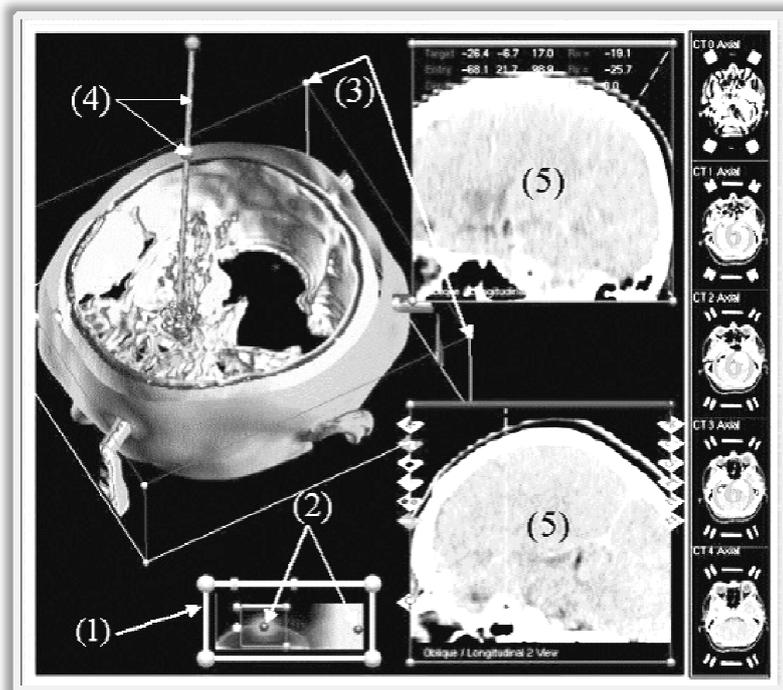


Figura 2.11 Ventana principal del Software de planificación quirúrgica, con seis móviles interactivos. (1) Manejo de las Funciones de Transferencia Multidimensionales. (2) Móviles con los modelos de los Clasificadores Difusos. (3) ROI, Región de Interés. (4) Cánula quirúrgica virtual. (5) Cortes de la visión multi-planar. (6) Múltiples cortes 2D.

Fuente: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1316-48212008000400007&lng=es&nrm=iso

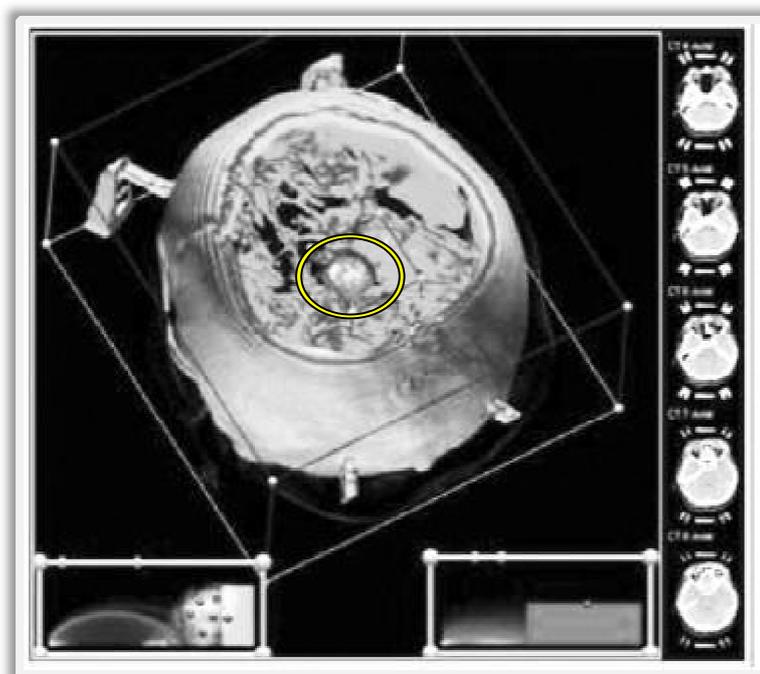


Figura 2.12 Caso clínico de un paciente con meningioma operado en el “Hospital Metropolitano del Norte” en Valencia, Venezuela. En el círculo el meningioma.

Fuente: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1316-48212008000400007&lng=es&nrm=iso

32 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*



Figura 2.13 Marcoestereotaxico
Fuente: <http://www.necod.com.ar/Micromar.htm>

■ **Radiocirugía:** la radiocirugía no es realmente una intervención quirúrgica, ya que no se requiere ninguna incisión. Para destruir un tumor, se emplea la radiación concentrada. Como la radiación es concentrada, permite utilizar una dosis menor. Varias máquinas, incluido el bisturí de rayos gamma y un acelerador lineal, pueden producir este tipo de radiación.

Cuando se utiliza un **bisturí de rayos gamma**, se coloca un marco para imágenes en el cráneo del paciente. El paciente permanece tumbado(a) sobre una camilla deslizante y se coloca sobre el marco un casco grande con agujeros. A continuación, se desliza la cabecera de la camilla hacia el interior de una esfera que contiene cobalto radioactivo. La radiación pasa a través de los agujeros del casco y es dirigida con precisión hacia el tumor.

Un **acelerador lineal** rodea la cabeza del paciente, que esta tumbado sobre la camilla deslizante. El acelerador lineal dirige la radiación exactamente hacia el tumor (ver figura 2.14).



Figura 2.14 Acelerador lineal

Fuente: <http://www.neurocienciasmexico.org/content/radiocirugia>

■ **Implantes:** después de la extirpación del tumor y antes de cerrar el cráneo y suturar la incisión, se pueden colocar láminas impregnadas con un quimioterápico en el espacio donde se encontraba el tumor. A medida que se disuelven gradualmente las láminas, liberan el fármaco para destruir cualquier célula cancerosa que haya quedado.

Se puede introducir un tubo fino, denominado catéter, mediante una incisión y utilizarlo para colocar implantes radiactivos directamente en el tumor. Los implantes se pueden retirar al cabo de pocos días o meses o se pueden dejar en su sitio. A diferencia de los pacientes a quienes se les ha aplicado radioterapia externamente, las personas con implantes radiactivos son radiactivas durante un tiempo y deben tomar precauciones según las recomendaciones del médico tratante. Después de este procedimiento, puede ser necesaria la cirugía para extirpar las células cancerosas muertas.

■ **Derivaciones:** si un tumor produce un aumento de la presión dentro del cráneo (PIC), se puede colocar una derivación mediante una intervención quirúrgica. Una derivación consiste en un segmento delgado de una cánula que se introduce en uno de los espacios del cerebro (ventrículos) o algunas veces dentro del espacio localizado alrededor de la columna vertebral que contiene el líquido cefalorraquídeo (LCR) (espacio subaracnoideo). El otro extremo de la cánula es dirigido por debajo de la piel desde la cabeza, generalmente hasta la cavidad abdominal. El exceso de líquido cefalorraquídeo (LCR) drena desde el cerebro y es absorbido en la cavidad abdominal. La derivación incluye una válvula de una sola vía que se abre cuando hay demasiado líquido en el cerebro. Las derivaciones pueden ser temporales (hasta la extirpación del tumor) o permanentes.

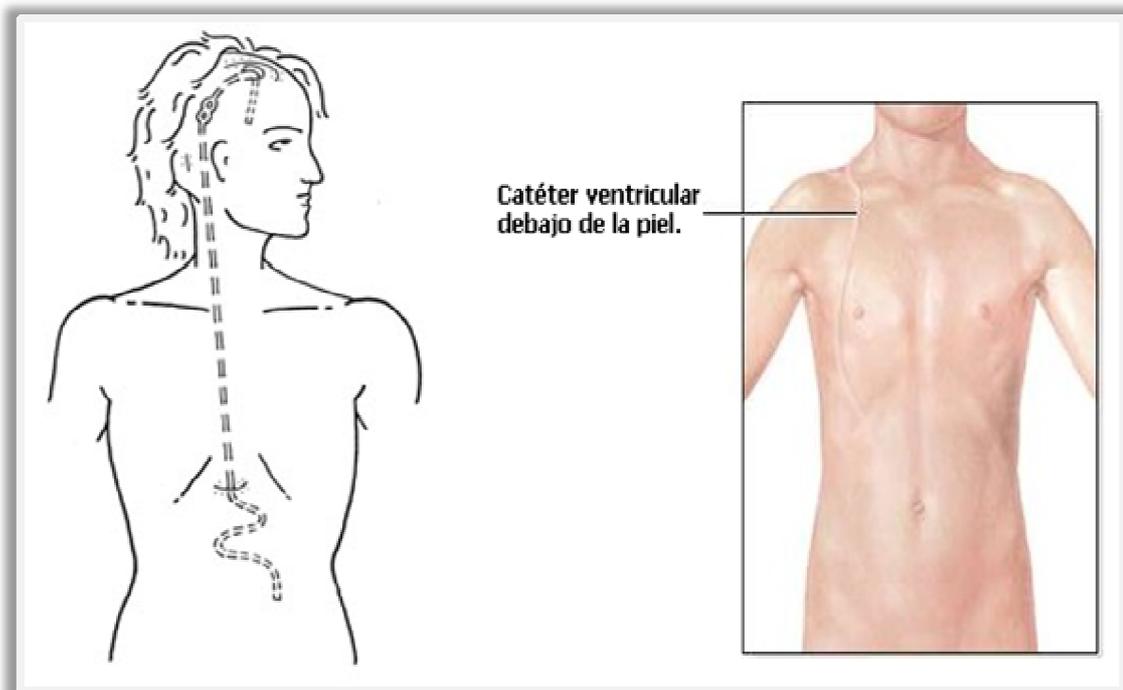


Figura 2.15 Ejemplo de una derivación para el drenaje del líquido cefalorraquídeo a la cavidad abdominal.

Fuente: http://grupos.emagister.com/debate/derivacion_ventriculo_peritoneal/6747-318872

2.7 Avances tecnológicos en diagnóstico y extirpación de tumores cerebrales

2.7.1 BrainSUITE^[59]

Esa es la idea detrás de BrainSUITE, el nuevo sistema avanzado de técnicas de diagnóstico por la imagen reunidas en un sofisticado quirófano del M. D. Anderson Cáncer Center de la Universidad de Texas, a un costo de \$9.2 millones. El equipo está diseñado para proporcionar a los cirujanos mejor información durante la operación a fin de extirpar totalmente y con seguridad tumores complejos y difíciles de alcanzar, combinando instrumentos quirúrgicos y de diagnóstico en una sala.



Figura 2.16 BrainSUITE
Fuente: www.gbbn.com/Portfolio/Detail/Brain_Suite/

El BrainSUITE descansa en dos equipos centrales: un explorador de resonancia magnética (RM) intraoperatorio de alta intensidad y de apertura ancha y un sistema quirúrgico integrado guiado por imágenes. La nueva unidad de 1.5 Tesla es más poderosa que los anteriores imanes

intraoperatorios de 0.2 Tesla. Su especial apertura ancha podrá acomodar a un paciente colocado de costado, mientras que la mayoría de los exploradores requieren que el paciente esté tendido sobre su espalda. Por lo tanto, un paciente con un tumor al cual debe llegarse desde el costado de su cabeza, algo inaccesible en la mayoría de los otros equipos de RM intraoperatorio, ahora puede ser operado en el BrainSUITE. Estas características, unidas a una mesa operatoria giratoria especial, permiten que se realicen exploraciones periódicas durante la operación con un mínimo de intrusión, proporcionándoles a los cirujanos información mucho más precisa y actualizada durante el procedimiento.

Este sistema quirúrgico, con cámaras montadas en los techos y conexiones de fibras ópticas incorporadas, le ofrece al cirujano imágenes actualizadas constantemente en inmensas pantallas durante el procedimiento.

Seguridad y precisión

El diseño del BrainSUITE le permitirá a los neurocirujanos extirpar tumores con mayor inocuidad que nunca, debido a que las resonancias magnéticas harán posible localizar y circunnavegar con más precisión estructuras críticas como el nervio óptico o el tronco encefálico. Con el uso del BrainSUITE se realizan alrededor de 1000 operaciones por año.

2.7.2 Tratamiento para tumores cerebrales con terapia térmica e intersticial con láser asistida por RM^[60]

En “**Monteris Medical**” situada en Kalamazoo, Michigan (EE.UU.) ha recibido la aprobación de la Administración de Drogas y Alimentos (FDA en inglés) para el sistema de la compañía de Terapia Térmica e Intersticial con Láser AutoLITT (Laser Interstitial Thermal Therapy en inglés) el cual permite destruir tumores cerebrales desde adentro.

El procedimiento **AutoLITT** se realiza con el paciente colocado en un escáner de Resonancia Magnética estándar de 1.5T. El médico tratante visualiza y controla el proceso del tratamiento en tiempo real.

La sonda es insertada dentro del tumor a través de un pequeño agujero taladrado en el cráneo (trepanación) (ver fig.2.9). El extremo de la sonda emite energía láser lateralmente (de forma radial) para calentar el tejido en una dirección, mientras que remueve el calor de las demás direcciones. El foco unidireccional permite al médico “conducir” el calor hacia el tumor y evadir los tejidos sanos vecinos.

Las señales de la Resonancia Magnética cuantifican la temperatura en el tumor y a su alrededor, permitiendo al médico visualizar al tumor y al daño térmico a medida que se produce. La retroalimentación en tiempo real le permite al especialista controlar el tratamiento de forma precisa.

CAPÍTULO 3

Marco Metodológico

En el presente capítulo se explica detalladamente la metodología que permite el desarrollo de la investigación. Se describen de manera ordenada aspectos como: ***el Desarrollo de la Investigación*** donde se narra el proceso para la obtención y selección de la mejor solución del diseño del seccionador con la cánula de aspiración para la microaspiradora de extracción de tumores cerebrales; así como también el ***Diseño de la Investigación***, que describe paso a paso los parámetros, teorías y software utilizados para el diseño definitivo del conjunto cánulas – seccionador.

3.1 Desarrollo de la Investigación

3.1.1 Revisión bibliográfica

En esta parte de la investigación, se hizo una revisión exhaustiva de la bibliografía y de los dispositivos de extracción tumoral más utilizados en los centros de salud de la región central, con el objeto de recopilar toda la información teórica posible (ya que no se encuentran especificaciones de diseño de estos equipos) referente al conjunto a diseñar, y poder establecer una sólida base para el diseño, selección y desarrollo de la investigación.

3.1.2 Obtención del sistema a diseñar

■ **Planteamiento de las posibles soluciones del dispositivo**

Se fijaran o se plantearan un número de tres (3) posibles soluciones todas diferentes entre sí, esto con el objeto de encontrar una solución al problema; las alternativas irán definidas apropiadamente y además cada una de ellas contarán con un plano o dibujo del sistema propuesto.

■ **Especificaciones del sistema a diseñar**

Se plantearan aspectos como los criterios, restricciones y funciones principales del diseño a realizar, lo cual, permitirá establecer los parámetros para comparar y rechazar algunas de las posibles soluciones.

■ **Selección de la mejor propuesta de solución**

Mediante el método de ponderación de criterios y soluciones recomendado en la guía “Estrategias Creativas en el Diseño Mecánico” del Prof. Nelson Vílchez, se escogerá la mejor solución planteada para el diseño del dispositivo, cabe destacar que el método toma en cuenta los parámetros establecidos en el ítem anterior, lo que quiere decir, que la solución escogida para el diseño final garantizará satisfacer todas propiedades y atributos (tales como: eficiencia, manejabilidad, durabilidad, accesibilidad de adquisición, etc.) que necesite el conjunto para un óptimo funcionamiento.

3.2 Diseño de la Investigación

3.2.1 Diseño del seccionador

Los aspectos más relevantes en el diseño y cálculo del seccionador son los siguientes:

■ **Teoría y Normas a utilizar para el cálculo**

En el cálculo del seccionador se hace uso de las teorías de procesos de mecanizado y fundamentos del corte de materiales (Modelo de corte ortogonal, ecuaciones básicas de fresado, etc) para la obtención de todos los parámetros básicos en estas operaciones; con el apoyo además de los manuales y guías técnicas de la empresa SANDVIK – COROMANT.

Como complemento se emplearán normas para la obtención de un instrumento de dimensiones estandarizadas; entre las Normas a utilizar se encuentran:

- Norma **UNE – EN ISO 3823 – 1:1997**. Instrumentos rotatorios dentales. Fresas. Parte 1: Fresas de acero y carburo.
- Norma **ISO 1797-1:1992**. Instrumentos rotatorios dentales. Vástagos. Parte 1: Vástagos de materiales metálicos.
- Extracto de la Norma **DIN 844 y 845**.
- Norma Venezolana **COVENIN 3459:1999**. Hojas de afeitar de doble filo.

■ **Analogía entre materiales**

Para el diseño del seccionador es muy importante el material a desbastar, esto, para la selección de los parámetros que se introducirán en las ecuaciones de cálculo.

Ahora bien, en dicho estudio el material de interés a ser desbastado es tejido calcificado (tumor calcificado) y tejido blando, por lo que se tomará en cuenta las propiedades mecánicas de los tejidos duros (hueso humano) y de los tejidos blandos (hígado, riñón, etc; según estudios realizados en la tesis de Velasco, 2002).

Debido a que no se cuentan con tablas que describan el comportamiento de estos tejidos para el mecanizado (específicamente para fresado de

materiales), se hará la analogía de estos materiales con otros (metálicos o no metálicos) que si estén tabulados y que permita el uso y selección de tablas y parámetros de corte en fresado.

Para la selección del material análogo al tejido calcificado o blando, se tomará como criterio la comparación de las propiedades mecánicas, siendo la más relevante el Esfuerzo Último (S_U) del material (igualdad o valores muy cercanos) ya que, esta es la propiedad más influyente en el proceso de mecanizado.

3.2.2 Diseño de las cánulas de succión

Para el diseño de las cánulas de aspiración se tomo en cuenta el diámetro máximo de trepanación para la neurocirugía estereotáctica, estableciéndose así un valor tope para la selección del diámetro máximo para el diseño.

El diseño de las cánulas de aspiración se realizó mediante la **Teoría de Técnicas de Vacío** en la cual se emplean presiones de vacío de hasta – **0,98 bar**, medidas desde la presión atmosférica, que en este caso sería la presión diferencia. Es decir, en los casos más extremos, se trabaja muy cerca de la presión absoluta de valor cero o del vacío total mencionado.

El uso del vacío en procesos industriales y comerciales ésta cada vez más extendido, sobre en todo en manipuladores diversos, robótica y transporte interno de distintos materiales.

En términos generales, y según la aplicación que se haga de estas técnicas, pueden establecerse dos formas diferentes de hacer uso de ellas: la que utilizan ventosas para la manipulación de productos, y la que utiliza el vacío, sin ventosas, para producir depresión en un proceso cualquiera.

Los medios empleados para producir vacío son diversos: extractores clásicos para depresiones muy pequeñas, bombas de vacío accionadas con

motor eléctrico y, los ya modernos, generadores de vacío (eyectores) de aire comprimido.

Los generadores de vacío son elementos que, como su nombre lo indica, se encargan de producir vacío o depresión de aire, que funcionan sin partes móviles y aprovechando el efecto conocido en física como Venturi. Necesitan la presión de aire de la red a una presión variable entre aproximadamente 1,5 a 8 bar, según el grado de vacío que se quiere conseguir. Son unidades de reducido tamaño, ligeras, fáciles de instalar y, prácticamente exentas de mantenimiento. El aire comprimido debe ser filtrado y sin ningún tipo de lubricación (Serrano Nicolás, 2008).

Ahora, para el funcionamiento óptimo del eyector y lo que es el caso particular de la investigación (diseño de las cánulas) se utilizarán las ecuaciones para el diseño adecuado de la tubería que va acoplada al eyector, es decir que:

Para el cálculo de la sección efectiva de paso en las tuberías de conducción (cánulas de succión) hay que tener en cuenta los factores siguientes:

- Resistencia al flujo (pérdida de carga).
- Reducción al mínimo de los volúmenes a evacuar.

Evidentemente, estos dos factores presentan una cierta desavenencia puesto que una conducción amplia proporciona menor resistencia al flujo, pero sin embargo aumentan el volumen a evacuar y por consiguiente el tiempo de respuesta o el tamaño del eyector.

En resumen, hay que diseñar las conducciones (para el caso cánulas de succión) con la sección efectiva adecuada para obtener resistencias al flujo admisibles y la longitud menor posible para disminuir el volumen a evacuar (SMC, 2000).

Luego, de haber obtenido el diámetro y longitud óptima para la cánula de aspiración mediante las técnicas de vacío, se utilizará la teoría de mecánica de fluidos (flujo en tuberías) para la obtención de la ecuación de las pérdidas en dichas cánulas, esto para la elaboración de las curvas ΔP vs \dot{m} (Caída de Presión contra Flujo Másico Aspirado) para cada cánula.

Por otra parte para el diseño de las cánulas se utilizará como referencia la Norma **UNE-EN ISO 10079-2:1999**. Equipo médico de aspiración. Parte 2: Equipo de aspiración manual.

3.2.3 Selección de la fuente motriz del dispositivo

Una vez obtenidos los valores de momento torsor y potencia de requerida, se procederá a seleccionar la fuente motriz o el micro-motor que suministrara la potencia necesaria al seccionador para la destrucción de la masa tumoral.

3.2.4 Descripción del sistema diseñado

En esta etapa se incluye una descripción más detallada de las características principales del seccionador con la cánula de succión; es decir, funcionamiento del conjunto, planos definitivos utilizando el Software AutoCAD 2007, etc. Esta descripción del sistema diseñado también constará de una animación 3D haciendo uso del software SolidWorks 2007.

3.2.5 Evaluación de la factibilidad técnica y económica de la solución

Esta etapa describe la factibilidad técnica y económica de la solución definitiva. Para ello se realiza un análisis general de los costos, en el cual se considera la adquisición de los elementos que constituyen el dispositivo seccionador - cánula a manera, de determinar el precio de ensamblaje del producto y verificar la posibilidad de comercializar el conjunto en el país.

CAPÍTULO 4

Planteamiento y selección del diseño

Podemos calificar por Diseño a la invención que se realiza para satisfacer una demanda humana. Y en el caso del Diseño Mecánico se puede decir que, se trata de encontrar "Soluciones simples y efectivas, que faciliten la construcción de algún dispositivo y cumpla con los requisitos de Diseño establecidos".

A lo largo de este capítulo, se detallan y exponen las posibles soluciones más relevantes para la selección del diseño definitivo del conjunto armado seccionador – cánulas de aspiración y del seccionador a diseñar.

La descripción de cada posible solución (tanto del conjunto armado y del seccionador) se exponen de manera simplificada y objetiva, con la finalidad de destacar los aspectos más significativos de los elementos a proyectar.

Se verá como a través del Método de Ponderación de Criterios y Soluciones (encontrado en el Libro "Estrategias Creativas en el Diseño Mecánico" del Ing. Nelson Vílchez) se consigue, de una forma muy sencilla seleccionar la solución definitiva para el diseño de los partes.

4.1 Especificaciones de diseño del conjunto armado.

4.1.1 Restricciones del diseño

El conjunto a diseñar debe tener las siguientes restricciones:

- Debe ser capaz de extraer y destruir tumores cerebrales de diferentes consistencias (desde blandos a calcificados).
- Los elementos del conjunto deben ser reutilizables, es decir, deben ser capaces de soportar la esterilización en caliente (por lo menos los que están en contacto directo con el paciente).
- El elemento motriz del seccionador debe ser un micro-motor.
- El elemento de seccionado y la cánula de aspiración deben conformar una sola pieza.
- El accionamiento y regulación del conjunto debe ser manual e independiente (accionamiento del seccionador y la aspiración son controladas por separado).
- Los diámetros de las cánulas de aspiración no deben exceder una medida de 8mm.
- La longitud mínima de las cánulas debe ser de 1,3m.
- Las cánulas no deben obstruirse con facilidad, ni extraer tejido sano.
- El conjunto armado debe ser de fácil ensamble, ya que el mismo será realizado por los usuarios del equipo.
- Para mayor ergonomía y practicidad del neurocirujano la forma de agarre del equipo debe ser tipo lápiz.

4.1.2 Criterios de diseño

Los criterios del conjunto a diseñar se detallan a continuación:

- Funcionamiento eficiente y control adecuado del sistema.
- Lograr una efectiva trituración o licuefacción del tumor cerebral.
- Óptima succión de los restos de masa tumoral.
- Fácil manipulación del sistema.
- Agarre ergonómico y práctico.

4.1.3 Función principal

Seccionar y aspirar el tumor cerebral.

4.2 Planteamiento de las posibles soluciones

4.2.1 Probable solución N° 1

La figura 4.1(a) describe el conjunto armado seccionador (11) – cánula de aspiración (9); el conjunto se pone en funcionamiento al encender el compresor (1), el aire comprimido es tratado y regulado por el filtro de aire (2) y la válvula reguladora de caudal (3) respectivamente, este aire comprimido se envía a la toma que se encuentra en el carrito móvil (14) mediante la línea principal (4). A través del tubo flexible (5) se transfiere el flujo de aire a la toma del pedal (6), a su vez este va conectado al eyector mediante la manguera (7), el cual transportará el flujo motriz que es controlado por el pedal para producir el vacío necesario para la evacuación de los restos tumorales mediante la línea de succión (8) que va conectada a la cánula de punta ciega (9) con ranuras (10, ver también figura 4.1b) distribuidas alrededor de su periferia. El accionamiento del seccionador (11) se hará por el encendido del micro motor eléctrico (12).

48 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

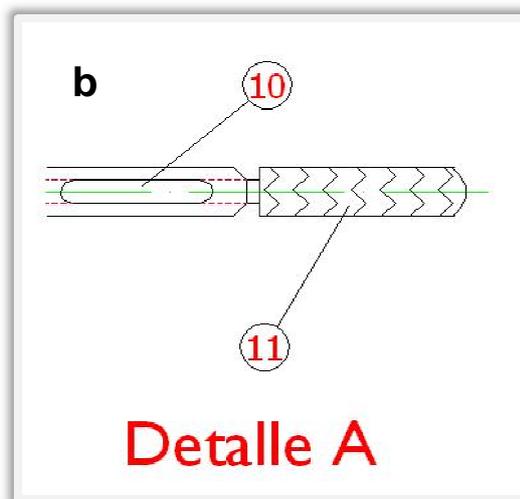
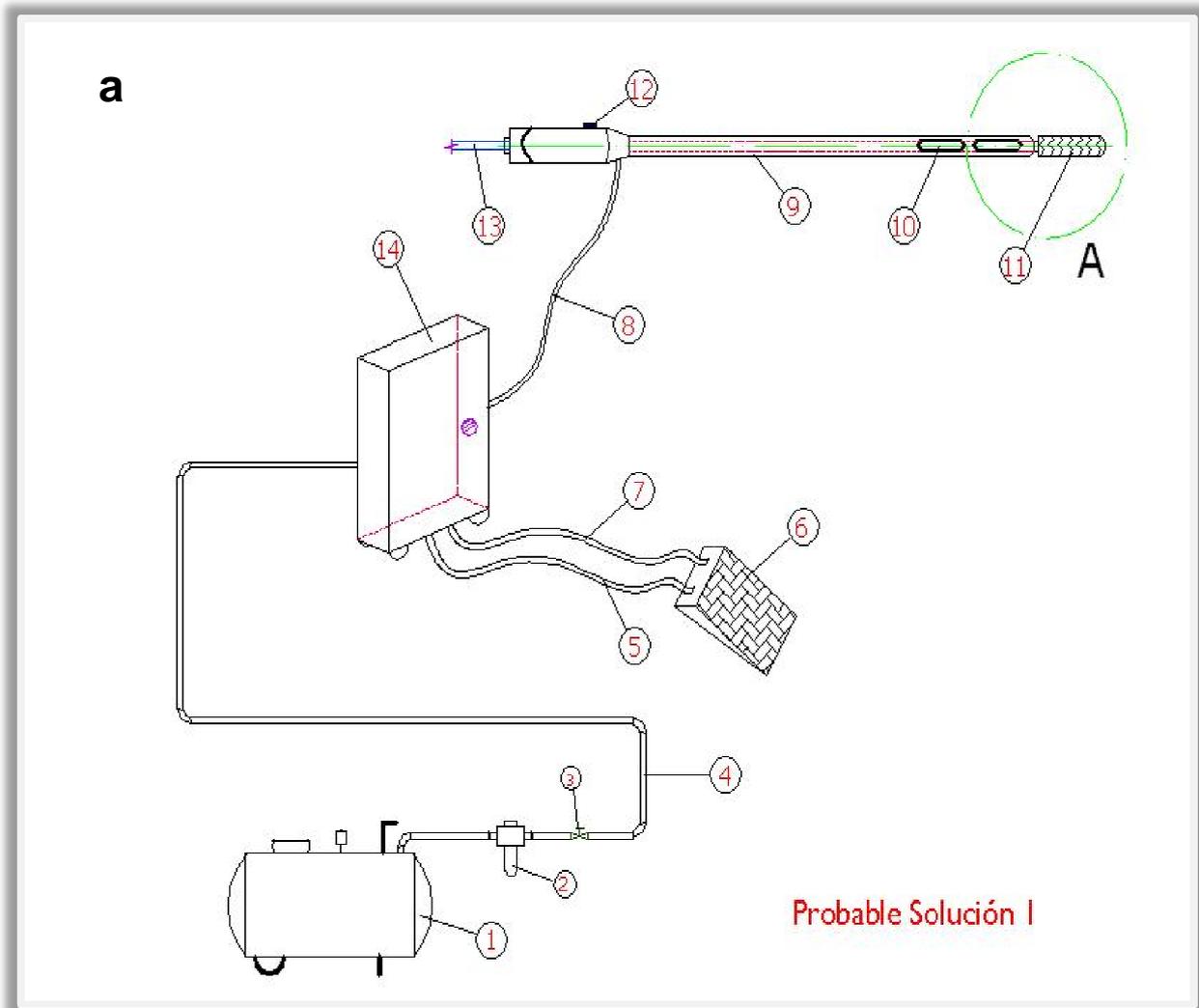


Figura 4.1 Probable Solución 1: a) Vista completa de la solución planteada. b) Detalle A, ampliado en un 50%.

4.2.2 Probable solución N° 2

La solución que se puede observar en la figura 4.2 describe el arreglo cuyo flujo motriz proveniente del compresor (1), es regulado por una válvula reguladora de caudal que se encuentra junto al eyector en el gabinete móvil (13). El seccionador (6) es accionado mediante el acople de su eje al micro motor (11), el cual es encendido y apagado por el botón (10). La cánula de aspiración (5) es adaptada a la funda (8) del eje (7) para ser ajustada de manera rápida, siendo su tope y seguro el elemento 12 (ver figura 4.3). la evacuación de los restos tumorales seccionados por el elemento (6) se realizan por la línea de succión (4) dirigiéndose así al recipiente de descarga ubicado en el gabinete móvil (13).

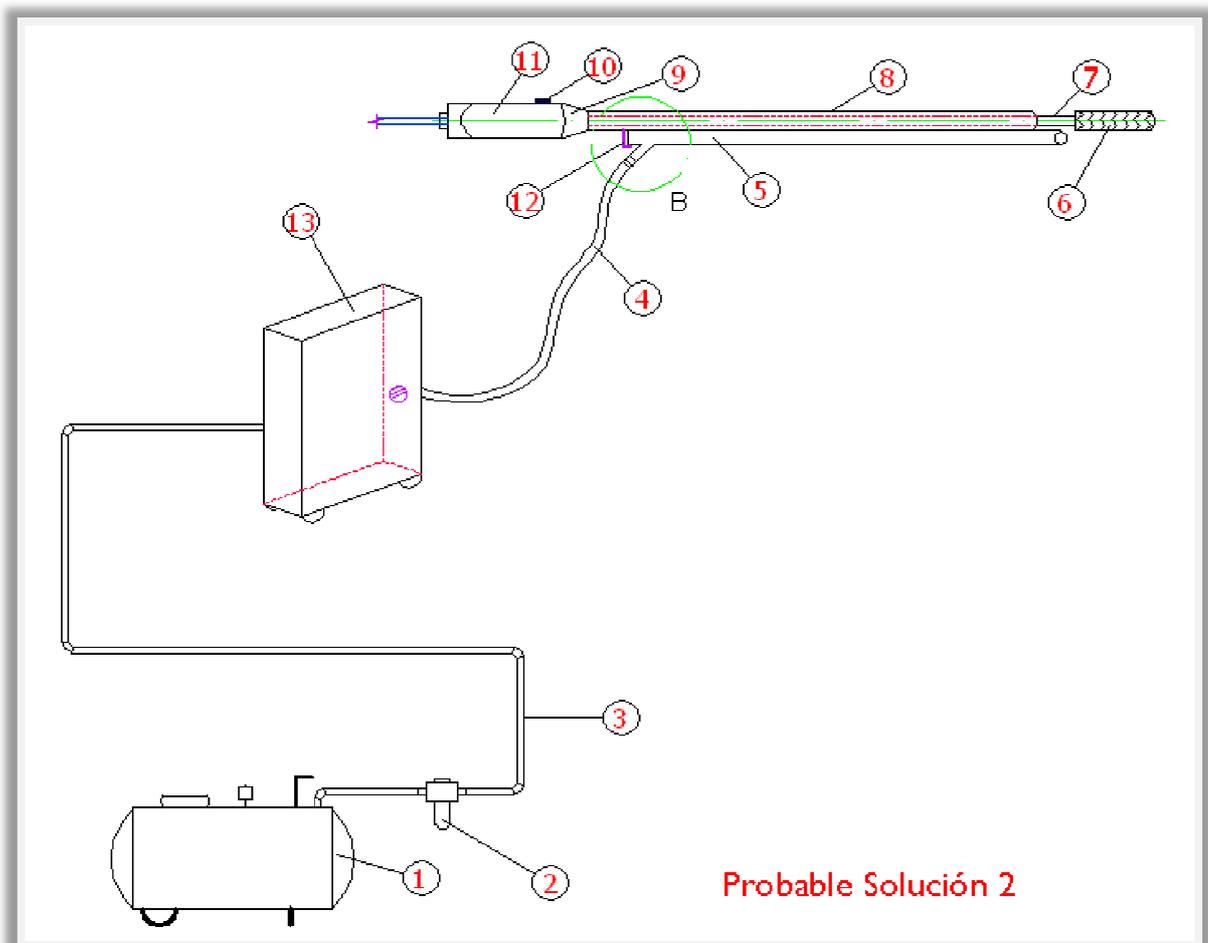
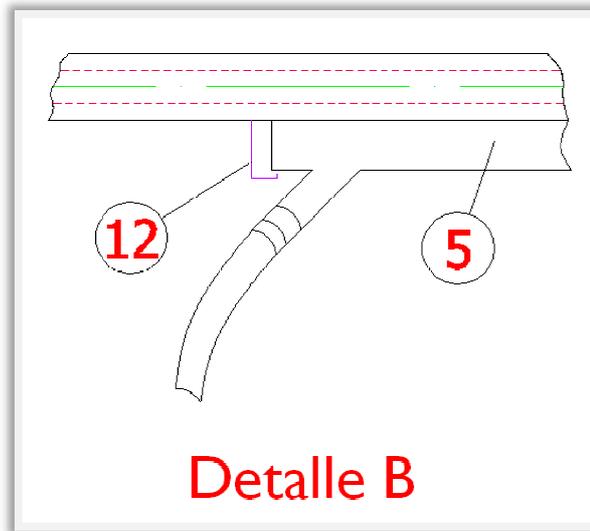


Figura 4.2 Probable solución 2: Vista completa de la solución planteada.
Fuente: Propia.

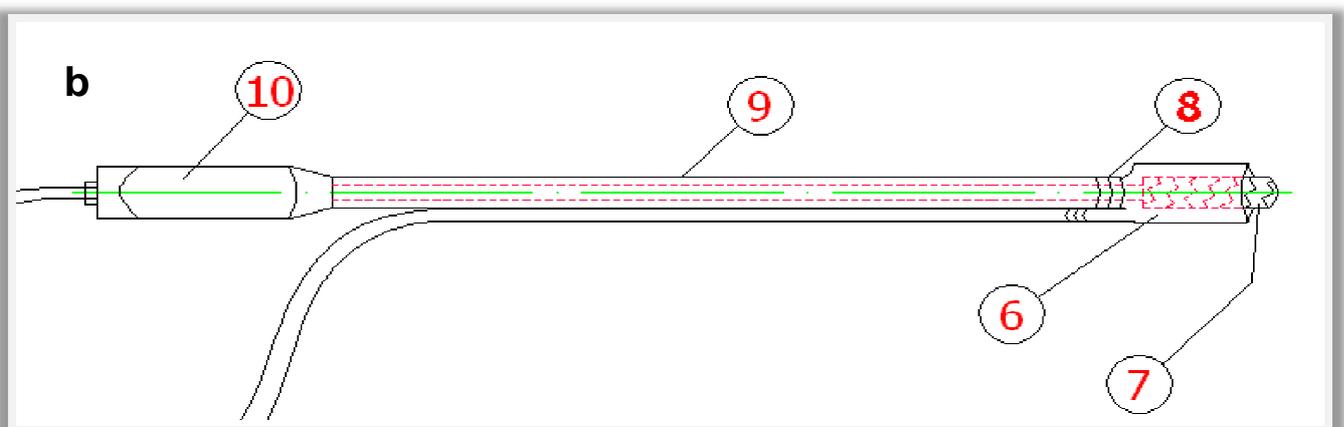
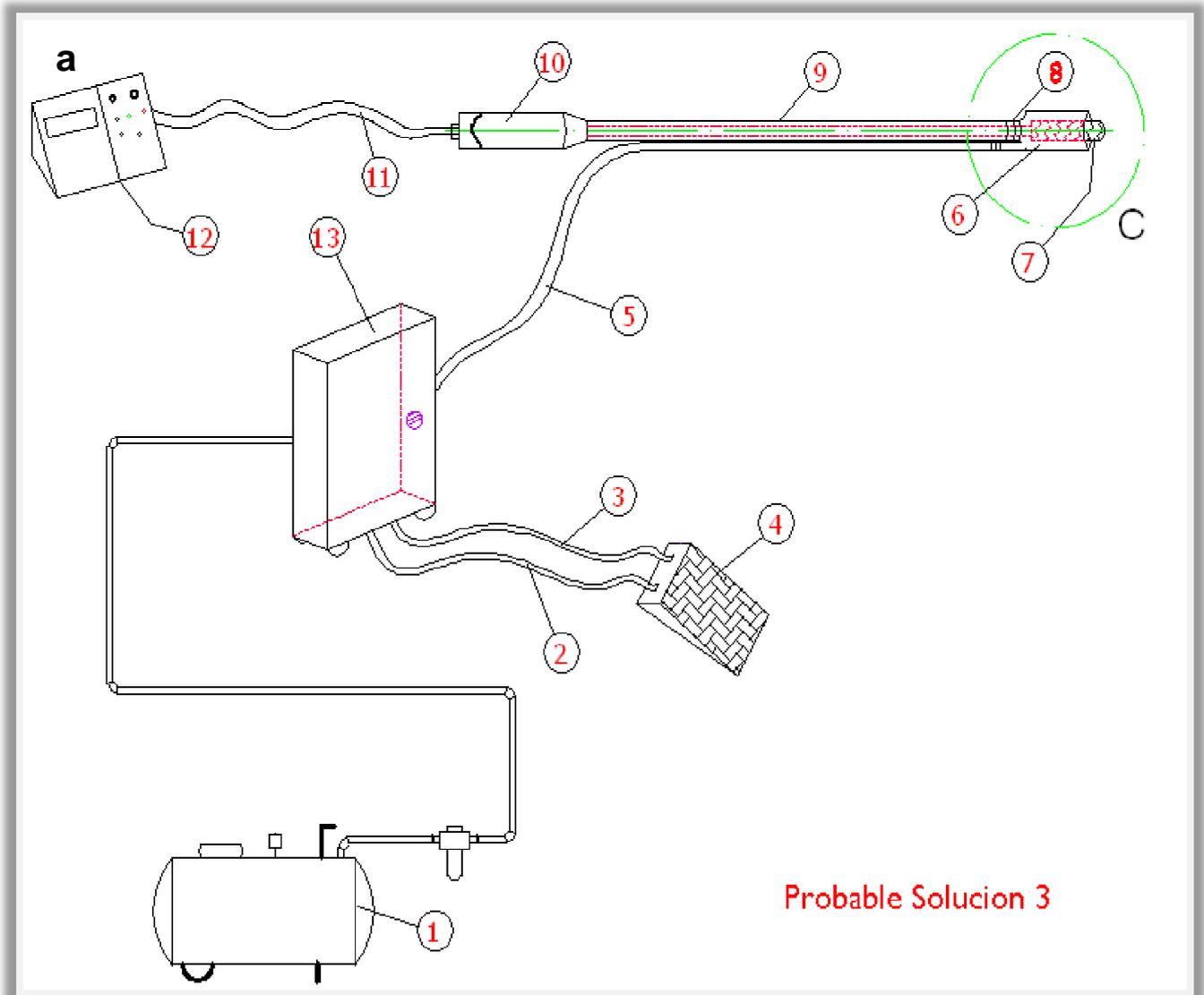


**Figura 4.3 Detalle B de la solución 2. Ampliado 50%.
Fuente: Propia.**

4.2.3 Probable solución N° 3

El sistema de la figura 4.4(a) muestra a un conjunto con agarre tipo lápiz. La succión es generada por el flujo motriz que proviene del compresor (1), cuyo caudal es regulado por una válvula (encontrada en 13) y controlado por un pedal (4) que actúa como una válvula ON – OFF. La cánula de succión consta de dos partes: un capuchón (6) que oculta al seccionador (7) parcialmente y el cual va adaptado al forro o funda (9) del seccionador por medio de un apriete por rosca (8). La otra parte de la cánula es conformada por una manguera (tubo flexible) o línea de succión (5), que lleva los restos de masa tumoral seccionados por el elemento (7) al recipiente de descarga ubicado en el equipo móvil (13).

El accionamiento del seccionador (7) se lleva a cabo por el encendido del micro motor (10) mediante el accionamiento o programación del módulo o fuente de alimentación (12).



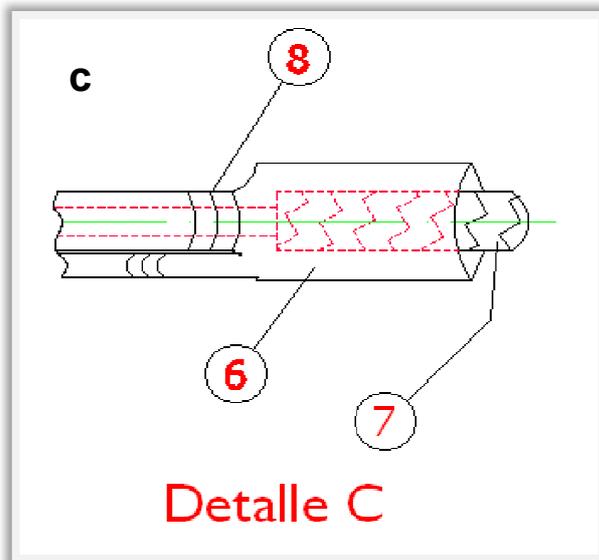


Figura 4.4 Probable solución 3: a) Conjunto armado. b) Vista más cercana cánula – seccionador. c) Detalle C, ampliado en un 50%.

4.3 Toma de decisión

En esta sección se muestra el método establecido por el Ing. Nelson Vílchez en el Libro “Estrategias Creativas en el Diseño Mecánico”, mediante el cual se seleccionará la mejor solución entre las planteadas en la **sección 4.2** de este capítulo.

Para lograr este objetivo el método plantea dos filtros o tamices, por el que deben pasar las posibles soluciones (P.S); El primero es cumplir con todas las restricciones establecidas o planteadas en el **apartado 4.1.1** de este capítulo, para luego pasar por el segundo tamiz que mediante la ponderación de criterios (**ver sección 4.1.2**) permitirá la selección de la mejor solución para el diseño.

4.3.1 Método de ponderación de criterios y soluciones

a.1) Estudio de las probables soluciones

La **tabla 4.1** presenta un estudio de las posibles soluciones, la cual capta las ventajas y desventajas de cada una de las posibles soluciones.

Tabla 4.1 Estudio de las posibles soluciones

P.S	Ventajas	Desventajas
1	Mando independiente para ambos elementos: cánula y seccionador; el tipo de control es manual para el seccionador y por pedal para la succión.	El conjunto armado no es de fácil ensamble y puede resultar más pesado ya que, la punta de la cánula es maciza para el apoyo del eje del seccionador. Además al ser la punta ciega la aspiración se hará a través de ranuras distribuidas alrededor de las mismas lo que puede arrancar tejido sano.
2	De accionamiento independiente y fácil armado. La cánula puede ser desmontada con comodidad y colocar otra de mayor o menor diámetro de manera rápida.	Limitada maniobrabilidad para el neurocirujano ya que la cánula esta acoplada en la funda del eje del seccionador, y por ende ocupa más espacio. Por otro lado la cánula puede resultar algo insegura y se puede soltar.
3	Accionamiento independiente. La cánula constará de dos partes: Un capuchón y a el se adaptará una manguera para el transporte de los restos tumorales al recipiente de descarga. Al ser la cánula en su mayoría plástica, los costos del diseño se abaratan y puede acoplarse y desmontarse rápidamente en caso de atascos.	La manguera de succión no puede ser reutilizada, hay que cambiarla después de cada neurocirugía.

b.1) Aplicación de las restricciones a las probables soluciones

La **tabla 4.2** presenta la evaluación de todas las posibles soluciones mediante la aplicación de las restricciones. Cabe destacar que cada posible solución que cumpla con todas las restricciones será considerada como solución.

Tabla 4.2 Aplicación de las restricciones

		Probables Soluciones		
		(PS) ₁	(PS) ₂	(PS) ₃
Restricciones	R ₁	+	+	+
	R ₂	+	+	+
	R ₃	+	+	+
	R ₄	+	+	+
	R ₅	+	+	+
	R ₆	+	+	+
	R ₇	+	+	+
	R ₈	X	+	+
	R ₉	X	+	+
	R ₁₀	+	+	+
Soluciones		X	S ₁	S ₂

■ **Donde:**

+ : Cumple **X**: No cumple **S_i**: Solución # i

(PS)_N: Posible Solución # N **R_i**: Restricción # i

c.1) Evaluación de los criterios a las soluciones

En este inciso se procede a la ponderación de los criterios expuestos en el apartado 4.1.2 de este capítulo, luego se procederá a ponderar cada solución y como paso final se obtendrá una ponderación final de soluciones para conseguir la solución definitiva para el sistema a diseñar.

■ **Ponderación de criterios**

Para la ponderación se necesita establecer una escala numérica arbitraria, para poder asignar un valor a cada criterio, de acuerdo al orden de importancia de los criterios (el nivel importancia de los criterios la establece el diseñador) establecidos en la sección 4.12.

La ponderación y evaluación de los criterios se presentan en la **tabla 4.3**.

Tabla 4.3 Ponderación de Criterios

		Criterios				
		C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅
PONDERACIÓN	PC*	26	25	27	21	15

■ **Donde:**

- C₁, C₂, C₃, C₄, C₅: Criterios a aplicar.
- PC₁, PC₂, PC₃, PC₄, PC₅: Valores asignados para cada criterio a evaluar.

* La escala numérica establecida serán valores del 1 al 30.

■ **Ponderación de Soluciones**

Luego de la ponderación de criterios procedemos a este, en el cual se asigna valores numéricos a las soluciones de acuerdo al grado de aceptación con el criterio (esto es a gusto del diseñador); para el caso se utiliza la escala establecida en el paso anterior.

La ponderación se muestra en la **tabla 4.4**, siguiente:

Tabla 4.4 Ponderación de Soluciones

		SOLUCIONES	
		S ₁	S ₂
CRITERIOS	C ₁	20	26
	C ₂	29	29
	C ₃	24	27
	C ₄	19	27
	C ₅	22	22

■ **Ponderación final de soluciones**

En la realización de este paso se efectuarán las siguientes sumatorias para cada una de las soluciones:

$$X_1 = PC_1 \times P_{11} + PC_2 \times P_{12} + PC_3 \times P_{13} + PC_4 \times P_{14} + PC_5 \times P_{15} \dots \text{ Ec 4.1}$$

$$X_2 = PC_1 \times P_{21} + PC_2 \times P_{22} + PC_3 \times P_{23} + PC_4 \times P_{24} + PC_5 \times P_{25} \dots \text{ Ec 4.2}$$

- **Donde:**

X_1 : Ponderación final para la solución 1.

PC_1 : Valor del criterio 1.

P_{11} : Valor fijado para la solución 1, respecto al criterio 1^a.

Sustituyendo en cada ecuación se obtiene que:

$$X_1 = (26 \times 20) + (25 \times 29) + (27 \times 24) + (21 \times 19) + (15 \times 22) = 2622$$

$$X_2 = (26 \times 26) + (25 \times 29) + (27 \times 27) + (21 \times 27) + (15 \times 22) = 3027$$

4.4 Solución

La solución seleccionada de acuerdo con el método aplicado, corresponde a la número 2 (S_2).

“Conjunto que consta de los siguientes equipos: Compresor de aire; cánula de aspiración consistente de capuchón y manguera para la succión; micro – motor eléctrico; seccionador; pedal para el control de la succión y mango para agarre tipo lápiz”.

4.5 Especificaciones de diseño para el seccionador

El siguiente apartado muestra las especificaciones de diseño que armonizan las relaciones entre el conjunto seccionador – cánula y los elementos que intervienen en el proceso de extracción del tumor cerebral.

Para el proceso de selección de la mejor solución para el diseño del seccionador se utilizará el método planteado para la obtención de la solución definitiva del conjunto armado; por lo que se relazarán la aplicación de los pasos de una manera más rápida y sin muchas explicaciones.

^a La referencia es válida para el resto de los miembros de la ecuación.

4.5.1 Restricciones de diseño

- Debe ser capaz de destruir o desbastar tumores cerebrales de diferentes consistencias.
- Las cuchillas del seccionador deben ser de diseño discreto (no deben ser de gran tamaño).
- El accionamiento será manual.
- La parte activa debe poseer unas dimensiones aproximadas de: 2mm diámetro y 4,5mm de longitud (*máximo*); es decir: $\varnothing 2mm$, $\ell_{\text{máx}} = 4,5mm$.
- Mínimo número de operaciones: 10.

4.5.2 Criterios de diseño

- Óptimo acople con la cánula de succión, sin que obstruya el funcionamiento de la misma.
- Lograr una efectiva trituración o desbaste del tumor cerebral.
- Durabilidad.

4.5.3 Función principal

Seccionar y desbastar el tumor cerebral.

4.6 Probables soluciones

A continuación se presentan las probables soluciones más relevantes para la escogencia de la solución definitiva para el diseño del seccionador.

4.6.1 Probable solución N° 1

La figura 4.5 muestra el seccionador conformado por la unión de cuatro cuchillas angulares filosas de acero inoxidable, el cual se acopla al eje de rotación del micro motor mediante el adaptador por rosca señalado en la figura. Su forma permite cubrir gran parte del tumor cerebral, proporcionando un corte rápido.

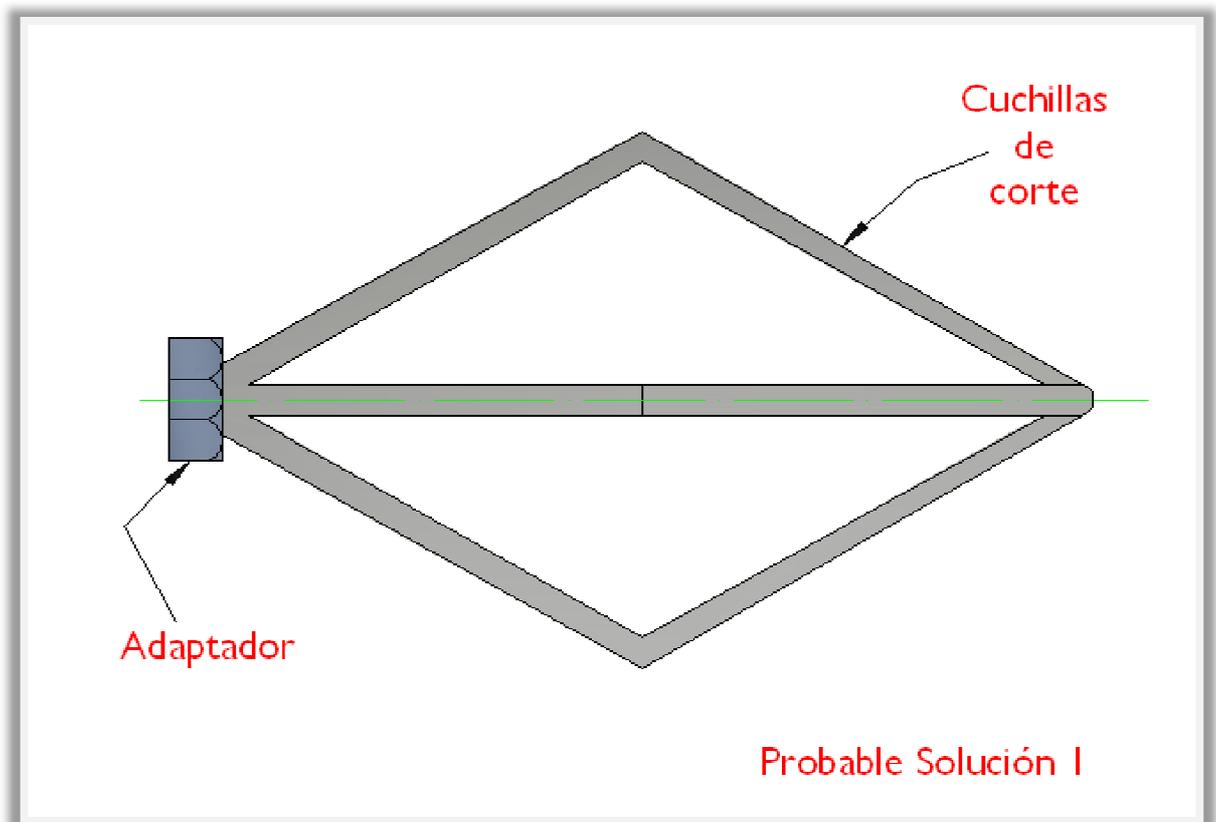


Figura 4.5 Probable solución N° 1. Seccionador.

Fuente: Propia.

4.6.2 Probable solución N° 2

El seccionador de la figura 4.6 expone un diseño práctico y simple, tipo fresa odontológica, conformado en una sola pieza que consta de dos segmentos: Eje o vástago rígido que va insertado en el acoplador del micro motor, y una parte activa cuyos dientes de corte están distribuidos a lo largo de su longitud y periferia.

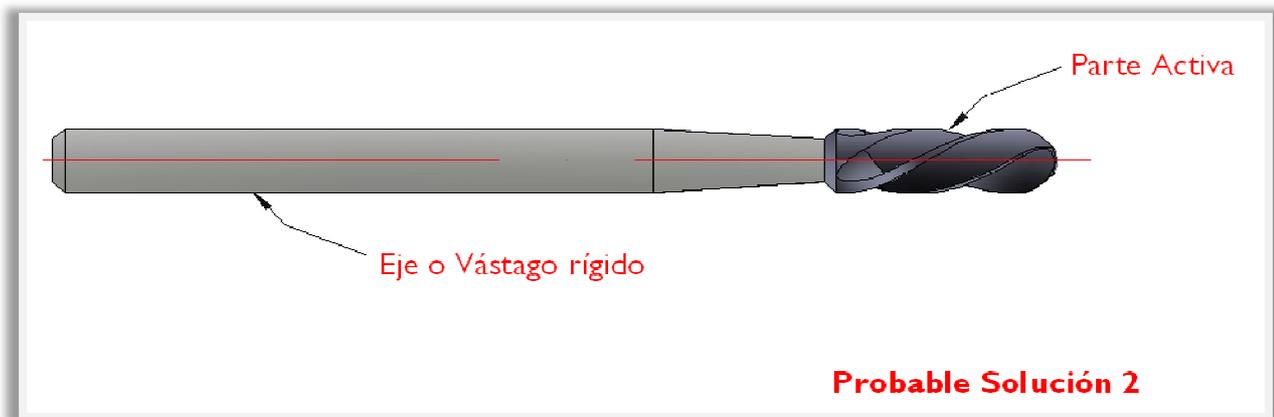


Figura 4.6 Posible solución N° 2: Seccionador tipo fresa odontológica.

Fuente: Propia

4.6.3 Probable solución N° 3

La solución planteada en la figura 4.7 presenta la vista frontal del seccionador, sus características son parecidas a las expuestas en el inciso anterior. La diferencia está en la parte activa (tipo corona o broca de campana), que consiste en una corona dentada cuyo centro es hueco.

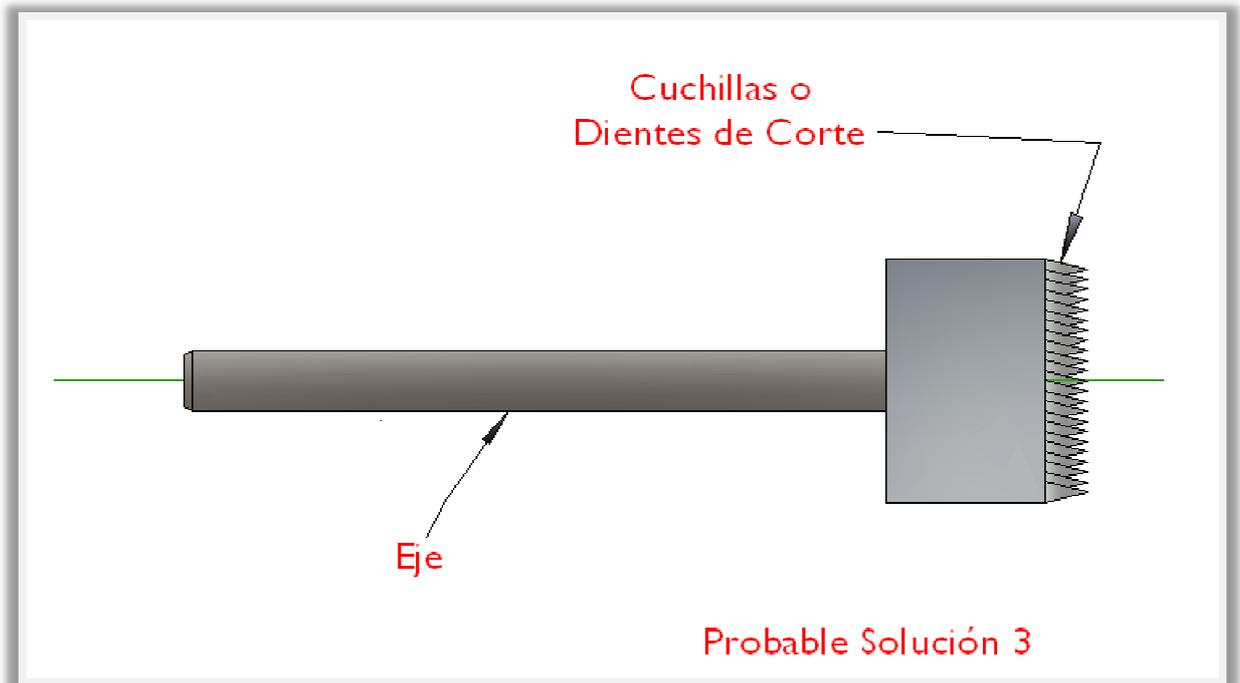


Figura 4.7 Probable solución N° 3. Seccionador tipo broca campana.

Fuente: Propia.

4.7 Toma de decisión

Los siguientes incisos seguirán la metodología planteada desde los apartados 4.3 al 4.4 de este capítulo, el cual fué descrito paso a paso, por lo cual no se hará mayores descripciones de los mismos.

4.7.1 Método de ponderación de criterios y soluciones

a.2) Estudio de las probables soluciones

La tabla 4.5 presenta el estudio de las posibles soluciones, donde se plantean las ventajas y desventaja de cada una de ellas:

Tabla 4.5 Estudio de las probables soluciones

P.S	Ventajas	Desventajas
1	Adaptable a un eje mediante rosca que permite el fácil acople del instrumento. De acuerdo a su forma con cuchillas a 45° permite un mayor desbaste del tumor cerebral.	Debido a la apertura de sus cuchillas no permite una eficiente licuefacción del tumor y por lo tanto los pedazos de masa tumoral pueden obstruir la cánula. Su conformado de 4 cuchillas y un sistema de acople ocasiona que el diseño sea más costoso y menos factible.
2	De diseño práctico y simple (tipo fresa odontológica) que proporciona una efectiva licuefacción y seccionado del tumor. Al estar la parte activa unida al eje ofrece precisión, más control y pocas vibraciones.	No ofrece una gran zona de seccionado, lo que podría aumentar el tiempo de extracción del tumor.
3	Ofrece un corte bien definido del tumor cerebral. El seccionador constituye una sola pieza con el eje.	No ejecuta una buena trituración del tumor, ya que no posee cuchillas o dientes internos que realicen dicha acción. Además impide la succión de los restos tumorales y una buena visibilidad para el neurocirujano.

b.2) Aplicación de las restricciones a las posibles soluciones

La tabla 4.6 presenta la evaluación de cada posible solución mediante la aplicación de las restricciones:

Tabla 4.6 Aplicación de las restricciones

		Probables Soluciones		
		(PS) ₁	(PS) ₂	(PS) ₃
Restricciones	R ₁	+	+	+
	R ₂	X	+	+
	R ₃	+	+	+
	R ₄	X	+	+
	R ₅	+	+	+
Soluciones		X	S ₁	S ₂

■ **Donde:**

- + : Cumple X: No cumple S_i: Solución # i
- (PS)_N: Posible Solución # N R_i: Restricción # i

c.2) Evaluación de los criterios a las soluciones

■ **Ponderación de criterios**

Para este paso estableceremos lo siguiente:

- **Escala numérica:** Valores comprendidos entre el 1 al 30.

La siguiente tabla 4.7 nos presenta la ponderación escogida

Tabla 4.7 Ponderación de Criterios

		CRITERIOS		
		C ₁	C ₂	C ₃
PONDERACIÓN	PC*	27	29	21

■ **Ponderación de soluciones**

La tabla 4.8, muestra la ponderación asignada a cada solución.

Tabla 4.8 Ponderación de Soluciones

		SOLUCIONES	
		S ₁	S ₂
CRITERIOS	C ₁	28	27
	C ₂	29	23
	C ₃	27	23

■ **Ponderación final de soluciones**

Tomando en cuenta las ecuaciones 4.1 y 4.2, y sustituyendo en ellas se obtiene:

$$X_1 = (27 \times 28) + (29 \times 29) + (21 \times 27) = 2164$$

$$X_2 = (27 \times 27) + (29 \times 23) + (21 \times 23) = 1879$$

4.8 Solución

La solución seleccionada de acuerdo con el método aplicado, corresponde a la Solución N° 1.

“Seccionador tipo fresa odontológica, de vástago recto y rígido con u hojas de corte distribuidas a lo largo de la longitud efectiva de seccionado del tumor”.

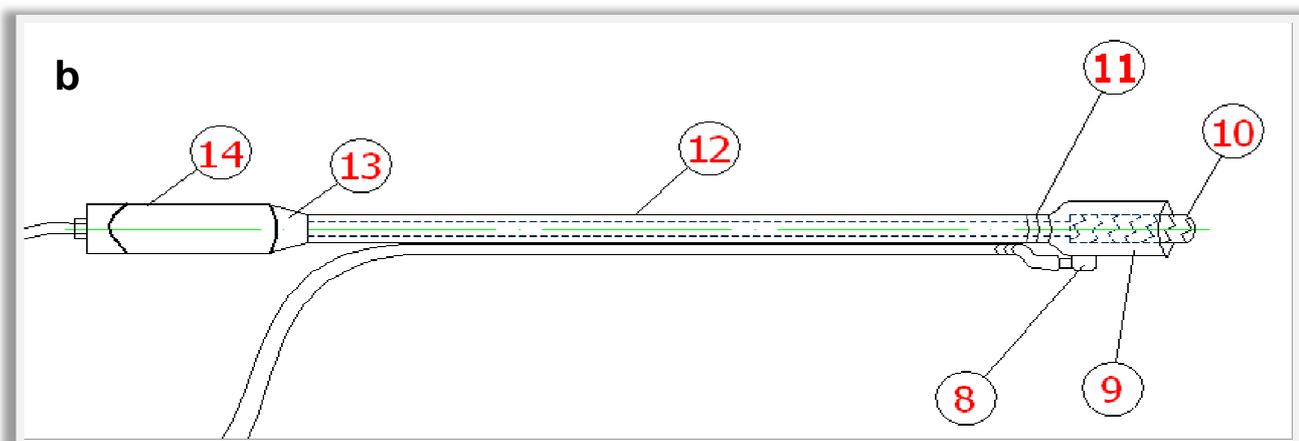
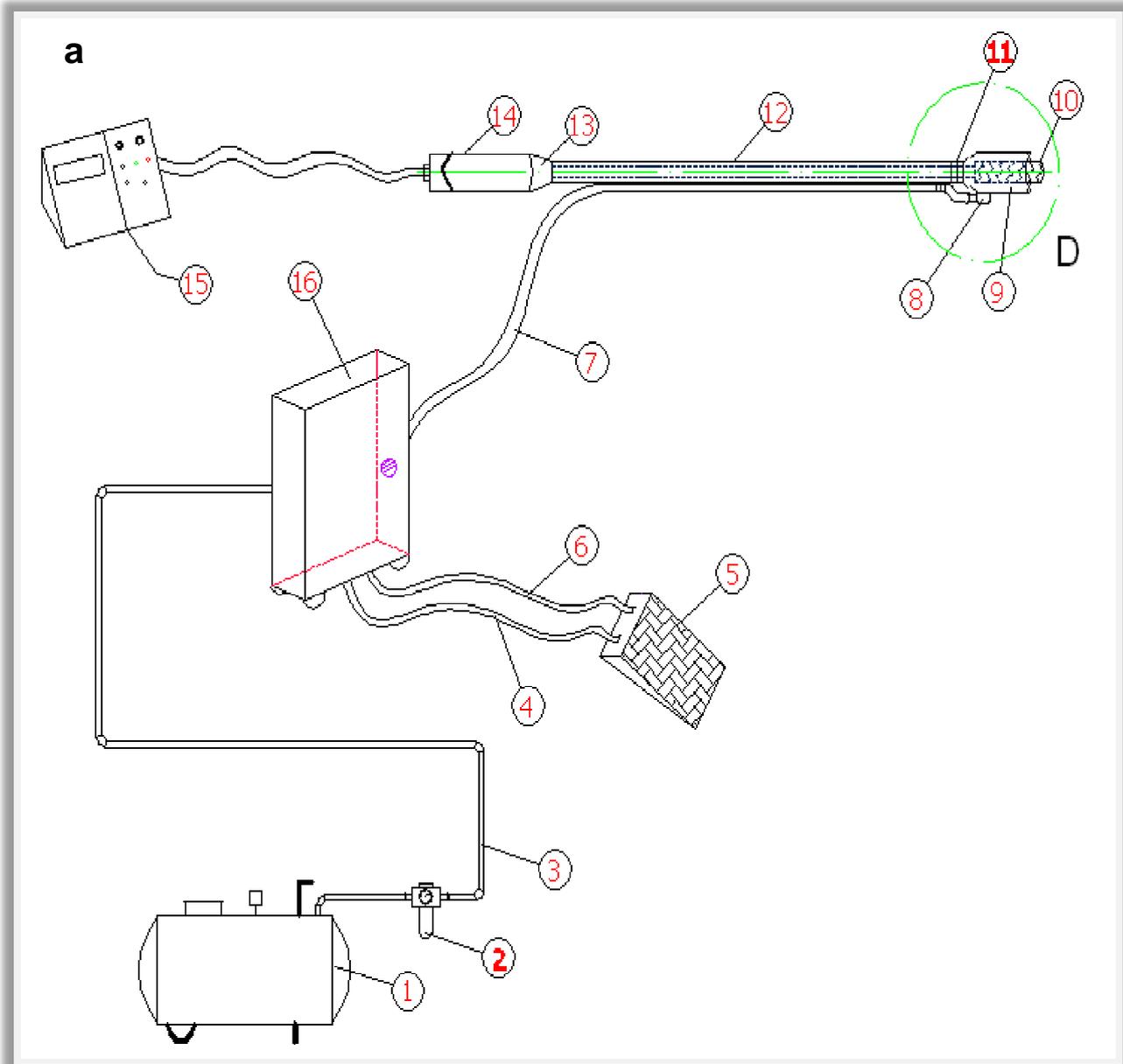
CAPÍTULO 5

Especificación técnica del diseño

En el presente capítulo se dará una descripción u orientación detallada de las características o condiciones mínimas con las que debe cumplir la solución o el diseño definitivo (ver Capítulo 4); esto, con la finalidad de crearlo, proveerlo y usarlo, de manera estandarizada permitiendo la operabilidad entre los cálculos y maximizando la calidad de la información. Lográndose lo anterior en base a las necesidades del o los usuario(s) y las expectativas del diseñador. Entonces de manera más sencilla, la especificación técnica ofrecerá una lista detallada para las piezas u objetos que incluyen, dimensiones y otras descripciones precisas para la compra o requerimientos de manufactura de las piezas que conforman el conjunto diseñado.

5.1 Descripción general de la solución

En este inciso se realiza una explicación precisa de cómo opera la solución seleccionada para el diseño. En la figura 5.1, se muestra un esquema del conjunto armado del diseño, siendo lo más relevante para este trabajo de investigación el sistema de aspiración (cánulas) y el seccionador que cortara o destruirá el tumor cerebral.



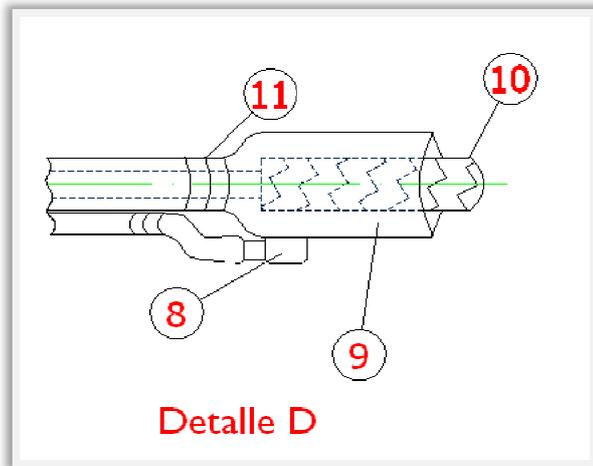


Figura 5.1 Esquema del conjunto armado del diseño. a) Conjunto armado. b) Vista del conjunto seccionador – sistema de aspiración (Boquilla - Cánula). c) Detalle D de la boquilla de la cánula (Ampliada 50%). Fuente: Propia.

El sistema de la figura 5.1 (a) muestra a un conjunto con agarre tipo lápiz (14). La succión es generada por el flujo motriz (aire comprimido) que proviene del compresor (1), el cual toma aire del medio ambiente; este caudal o aire comprimido pasa a través de un filtro regulador (2) el cual purifica y regula la presión del mismo, el aire comprimido se transporta al carro móvil (16) mediante la tubería principal (3) que es conectada una válvula reguladora de caudal tipo aguja (encontrada en 16), luego del que el aire es regulado fluye por la tubería flexible (4) y es controlado por un pedal (5) que actúa como una válvula ON – OFF dirigiéndose así por la tubería flexible (6) a la conexión de aire comprimido del eyector que se encuentra en (16).

La cánula de succión consta de dos partes: un capuchón (9) que oculta al seccionador (10) parcialmente y el cual va adaptado al forro o funda (12) del seccionador por medio de un apriete por rosca (11). La otra parte de la cánula es conformada por una manguera (tubo flexible) o línea de succión (7) es conectada al capuchón (9) mediante un conector boquilla - cánula (8) y a través de un racor al punto de vacío del eyector (ubicado en 16), que lleva los restos de masa tumoral seccionados al recipiente de descarga ubicado en el

equipo móvil (16). El ajuste del forro al conjunto micromotor – pieza de mano (14) se hace mediante un acople por rosca (13).

El accionamiento del seccionador (10) se lleva a cabo por el encendido del micromotor (14) mediante el accionamiento (manual o por pedal) o programación del módulo o fuente de alimentación (15).

Tabla 5.1 Lista de elementos que conforman la solución definitiva.

N° del Elemento	Nombre de la Pieza	Cantidad
1	Compresor	1
2	Filtro regulador	1
3,4 y 6	Tubería principal de distribución de aire comprimido	1
5	Pedal para el control del flujo	1
7	Cánula de aspiración (manguera)	4
8	Conector de acople boquilla – cánula	4
9	Boquilla de la cánula	4
10	Seccionador	2
11	Anillo roscado para acople boquilla – forro del seccionador	4
12	Forro del seccionador	2
13	Adaptador forro – pieza de mano	1
14	Micromotor eléctrico y Pieza de mano odontológica	1

Tabla 5.1 Lista de elementos que conforman la solución definitiva (*continuación*).

N° del elemento	Nombre de la pieza	Cantidad
15	Unidad de control	1
16	Carro móvil	1
17	Conexiones	13

Tabla 5.2 Elementos en el carro móvil.

Elemento	Cantidad
Eyector	1
Válvula reguladora de caudal	1
Recipiente de descarga	1
Manguera de descarga	1

5.2 Especificación del sistema diseñado

5.2.1 Compresor

Es el equipo encargado de generar el aire comprimido que se transporta mediante la tubería principal, para producir el flujo motriz que pasará por el eyector y así obtener el vacío necesario para la extracción de los restos tumorales.

Por ser un equipo quirúrgico, el aire de servicio debe estar exento de aceite, el mismo se encontrará a las afueras del la sala de operaciones (SO)

para evitar el ruido que se produce; entonces se seleccionó un compresor alternativo, no lubricado (Velasco, 2002).

Cabe destacar que la selección de este equipo se realizó en la tesis de grado de J. Velasco, 2002; por lo que, diseño de este trabajo de investigación se realizó basado en las especificaciones de este compresor.

La escogencia de este equipo se hizo de acuerdo al Manual Atlas Copco, por lo que se seleccionó un compresor móvil con las siguientes características (Velasco, 2002):

- Modelo LE-4NE/S: versión silenciadora de 4l LE-N
- Presión máxima de trabajo: 145 psig
- Velocidad: 3000 r.p.m
- Flujo volumétrico: 4,94 l/s (10,4 ft³/min)
- Diámetro del cilindro: 50 mm (1.97 in)
- Carrera del pistón: 53 mm (2.09 in)
- Potencia del motor: 1.5 kW (2.0 hp)

El tipo de compresor, es de bloque compacto con las siguientes dimensiones:

- Tipo: LE4NE/S
- Peso: 34 Kg
- Longitud: 560 mm
- Ancho: 295 mm
- Altura: 416 mm

El pulmón (calderín) requerido para garantizar la cantidad de aire necesario las especificaciones siguientes:

- Tipo: 10 bar (LE) LC510
- Volumen: 500 l
- Longitud: 1685 mm
- Anchura: 670 mm
- Altura: 685 mm

Nota: Para mayor información ver Trabajo Especial de Grado de J. Velasco, 2002.

5.2.2 Filtro – regulador

El filtro tiene la misión de extraer del aire comprimido circulante todas las impurezas y el agua condensada.

El regulador tiene la misión de mantener la presión de trabajo (secundaria) lo más constante posible, independientemente de las variaciones que sufra la presión de red (primaria) y del consumo de aire.

Es por esto que la unidad seleccionada filtro – regulador de New Deal garantizan estabilidad de la presión fijada al variar la superior, válvula de purga de la sobrepresión de serie. Además ofrecen: vaso metálico con visor externo, purga de la condensación de tipo manual-semiautomático o automático.

Las especificaciones de la unidad son:

- Tipo: New Deal
- Modelo: FR 1/2 20 012 RMSA 4M
- Código: 1425054 4M
- Presión máxima de entrada: 18 bar (261 psi)
- Campo de regulación estándar: 0 a 12 bar

- Temperatura máxima @ 10 bar: 50 °C
- Caudal @ 6 bar: 1.000 NI/min (36 scfm)
- Peso: 1 kg
- Capacidad del vaso: 45 cm³
- Grado de filtración: 20µm
- Diámetro de conexión del manómetro: G 1/8

Manómetro:

- Código: 9700101
- Modelo: 40 1/8 12
- Presión: 0 – 12 bar
- Diámetro del manómetro: 40 mm

5.2.3 Tubería principal de aire comprimido

Es la tubería que parte del compresor, y que transporta el flujo de aire comprimido (flujo motriz) al eyector para la generación del vacío requerido en la extracción de los restos tumorales.

Esta manguera (Poliuretano) fué seleccionada a partir de los cálculos realizados en el Anexo C (para mayor información referirse al anexo), de este trabajo de investigación, tomando en consideración las mínimas caídas de presión; por lo tanto, los datos técnicos son los siguientes:

- Código: 95C9X12 AZ
- Modelo: MPU12
- Diámetro interno: 9 mm
- Diámetro externo: 12 mm

- Grado de flexibilidad – radio de curvatura : 50 mm
- Presión de rotura: 29 bar
- Presión de trabajo: 10 bar (45 psig)
- Temperatura máxima de trabajo: 40 °C a 60 °C
- Longitud: 10 m
- Peso: 58 g/m

5.2.4 Válvula de accionamiento manual (Pedal)

Las válvulas manuales exigen la acción directa del usuario sobre ellas para efectuar su regulación. Este tipo de válvula exige la presencia física de un operador en el equipo para su regulación.

Su función dentro de la línea de aire comprimido de la microaspiradora es controlar (ON - OFF) el paso del flujo motriz al eyector y así, controlar la succión de los restos tumorales; es de hacer saber que el control lo tendrá el neurocirujano.

La válvula con mando a pedal METAL WORK, de la serie PEV seleccionada para esta aplicación tiene las siguientes características técnicas:

- Código: W3120000011
- Modelo: PEV 35 PEB PR
- Pedal: 5/2 vías, Biestable con protección
- Conexión de la rosca: G ¼
- Presión de trabajo: 2,5 – 10 bar (36 – 145 psi)
- Temperatura de trabajo: - 10 °C a 60 °C
- Diámetro nominal: 7,5 mm
- Caudal @ 6,3 bar $\Delta P = 0,5$ bar: 640 NI/min

5.2.5 Cánula de aspiración

Conformada en dos partes y clasificadas por arreglos, la cánula de aspiración es la que se hace cargo de la extracción de los restos tumorales.

La primera parte de la cánula (la mayoría de ella) es una manguera (tubing) de fluoropolimero PFA o FEP, según la selección hecha dependiendo de la disponibilidad de las dimensiones del mercado. La segunda parte (sección muy pequeña) es un pedazo de tubing (microtubería) de acero inoxidable AISI 316L.

Se debe resaltar que, en el país solo se podrán construir dos cánulas (dos arreglos) de las cuatro diseñadas por lo tanto, en esta sección se describirán los datos técnicos tanto para los cuatro arreglos del diseño, como para los que se pueden realizar en el país (Arreglos # 1 y # 3).

Las especificaciones técnicas generales de las cánulas por arreglo, son las siguientes:

❖ Arreglo # 1:

- Longitud total de la cánula: 1,72 m
- Rango de operación: Hasta un 20% del caudal máximo de aspiración del eyector ($20\% Q_{asp}$).

❖ Arreglo # 2:

- Longitud total de la cánula: 1,84 m
- Rango de operación: Hasta un 35% del caudal máximo de aspiración del eyector ($35\% Q_{asp}$).

❖ Arreglo # 3:

- Longitud total de la cánula: 1,65 m

- Rango de operación: Hasta un 60% del caudal máximo de aspiración del eyector (60% Q_{asp}).

❖ **Arreglo # 4:**

- Longitud total de la cánula: 1,71 m
- Rango de operación: Hasta un 70% del caudal máximo de aspiración del eyector (70% Q_{asp}).

■ **Mangueras para la extracción de restos tumorales, ver Anexo B**

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 (ver apartado 5.2.6) y por el otro van conectada al eyector mediante un racor rápido.

El Anexo B, apartado B.4 se expone todos los cálculos relacionados al dimensionamiento de las cánulas de aspiración, obtenida mediante la técnica de vacío.

Esta sección se dividirá en dos selecciones: la primera, es la selección de los tubing o mangueras para el diseño total realizado y la segunda, la selección de las mangueras existentes actualmente en el mercado para la construcción inmediata de las cánulas.

Entonces para cada arreglo del diseño, se seleccionaron Tubing de fluoropolimero (PFA o FEP) para aplicaciones médicas y odontológicas de la empresa Parker, estos tubing exhiben una alta claridad que los hacen ideales para el monitoreo del fluido en la aplicación deseada.

Las especificaciones técnicas para cada arreglo son las siguientes:

❖ **Arreglo # 1:**

- Código: 204-0600100

- Modelo: 204-PFA Metric Tubing
- Diámetro interno: 4 mm
- Diámetro externo: 6 mm
- Espesor de pared: 1 mm
- Tamaño de orden: 6 mm
- Presión de rotura @ 23 °C: 110 bar (1600 psi/72 °C)
- Presión de trabajo “ 23 °C: 22 bar (320 psig/72 °F)
- Temperatura máxima de trabajo: - 75 °C a 260 °C
- Longitud: 2 m

❖ **Arreglo # 2:**

- Código: 203-0700100
- Modelo: 203-Metric FEP Tubing
- Diámetro interno: 5 mm
- Diámetro externo: 7 mm
- Espesor de pared: 1 mm
- Tamaño de orden: 7 mm
- Presión de rotura @ 23 °C: 83 bar (1200 psi/72 °F)
- Presión de trabajo “ 23 °C: 17 bar (240 psig/72 °F)
- Temperatura máxima de trabajo: - 75 °C a 204 °C
- Longitud: 2 m

❖ **Arreglo # 3:**

- Código: 204-0800100
- Modelo: 204-PFA Metric Tubing
- Diámetro interno: 6 mm
- Diámetro externo: 8 mm
- Espesor de pared: 1 mm
- Tamaño de orden: 8 mm
- Presión de rotura @ 23 °C: 79 bar (1150 psi/72 °F)
- Presión de trabajo @ 23 °C: 16 bar (230 psig/72 °F)
- Temperatura máxima de trabajo: - 75 °C a 260 °C
- Longitud: 2 m

❖ **Arreglo # 4:**

- Código: 104-0312031
- Modelo: 104-PFA Industrial Wall Fractional Size Tubing
- Diámetro interno: 6,35 mm
- Diámetro externo: 7,92 mm
- Espesor de pared: 0,79 mm
- Tamaño de orden: 5/16 ”
- Presión de rotura @ 23 °C: 62 bar (900 psi/72 °F)
- Presión de trabajo @ 23 °C: 12 bar (180 psig/72 °F)
- Temperatura máxima de trabajo: - 75 °C a 260 °C
- Longitud: 2 m

Para la construcción en el país, se seleccionaron mangueras de poliuretano de la Empresa Neumática Rotonda con las siguientes especificaciones:

❖ **Arreglo # 1:**

- Código: PU4X6AR100
- Modelo: MPU6LLAR
- Diámetro interno: 4 mm
- Diámetro externo: 6 mm
- Espesor de pared: 1 mm
- Presión de rotura @ 20 °C: 40 bar
- Presión de trabajo @ 20 °C: 13 bar
- Grado de Flexibilidad - Radio de curvatura: 30 mm
- Temperatura máxima de trabajo: - 40 °C a 60 °C
- Longitud: 2 m

❖ **Arreglo # 3:**

- Código: PU6X8AR100
- Modelo: MPU8LLAR
- Diámetro interno: 6 mm
- Diámetro externo: 8 mm
- Espesor de pared: 1 mm
- Presión de rotura @ 20 °C: 29 bar
- Presión de trabajo @ 20 °C: 10 bar

- Grado de Flexibilidad - Radio de curvatura: 38 mm
- Temperatura máxima de trabajo: - 40 °C a 60 °C
- Longitud: 2 m

■ **Boquillas de la cánula de aspiración**

Son los elementos de la cánula de aspiración que van a estar en contacto directo con el paciente y que cubren parcialmente al seccionador. Son elaboradas a partir de microtubos (tubing) de Acero Inoxidable AISI 316L, para aplicaciones médicas.

Las dimensiones de cada boquilla varía dependiendo del arreglo al que pertenecen, manejando así, un rango de operación y una manguera determinada (ver apartado 5.2.5) según los cálculos realizados en el Anexo B.

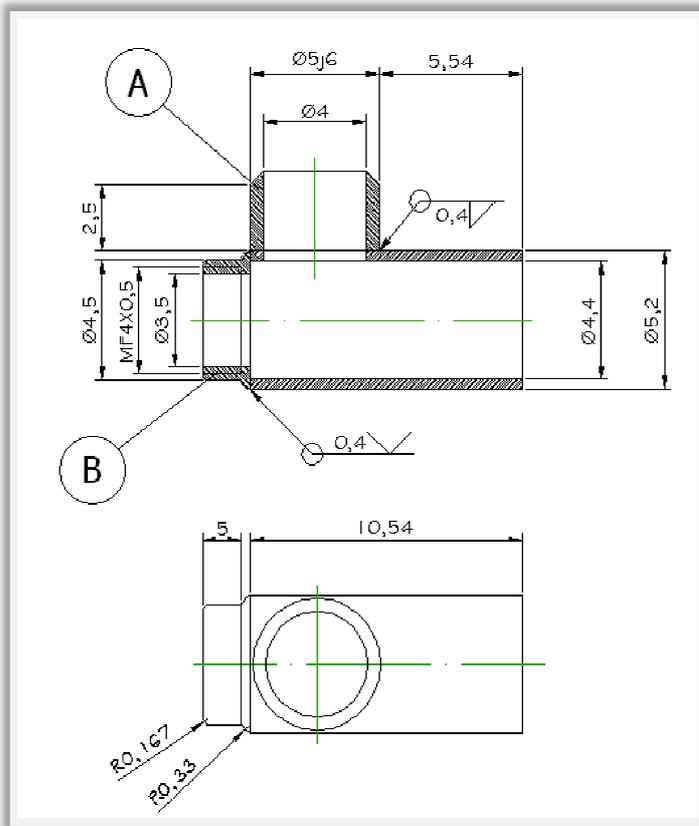
Las especificaciones técnicas de los microtubos seleccionados para cada arreglo se dan a continuación:

❖ **Arreglo # 1:**

Tubería de acero comercial para industria médica (tubing) de la Empresa E.G.O:

- Diámetro exterior: 5,2 mm
- Diámetro interior: 4,4 mm
- Espesor de pared: 0,4 mm

Como se puede observar en la figura 5.2, la boquilla no está conformada solo por el segmento de micro tubo (tubing) sino que contiene otros elementos (A: mini eje hueco, y B: rosca (anillo roscado) para la conexión con el forro del seccionador, ver Fig. 5.1), que sirven como unión con los otros componentes del conjunto; además consta de una perforación en la micro tubería que permite la evacuación de los restos tumorales. Entonces:



**Figura 5.2 Vistas de la boquilla para el arreglo # 1 (medidas en mm). Para más detalle ver lámina 4.
Fuente: Propia.**

• **El mini eje hueco (ver figura 5.2)** será conformado a partir de un tocho macizo de $\varnothing 5 \times 3$ mm, al que se abrirá un agujero pasante de $\varnothing 4$ mm (para mayor información ver lámina 4). El diámetro exterior del eje tiene una medida de 5j6 el cual es un ajuste que va en combinación con el agujero base del conector.

Para el resto de los arreglos solo se colocaran los datos técnicos de la microtubería, teniendo en cuenta que el armado de la boquilla será igual para todas solo que varían las dimensiones y que la información y detalle de ellas están en los planos adjuntos de esta investigación.

❖ **Arreglo # 2:**

Tubería de acero comercial para industria médica (tubing) de la Empresa E.G.O:

- Diámetro exterior: 6,35 mm
- Diámetro interior: 5,35 mm
- Espesor de pared: 0,5 mm

❖ **Arreglo # 3:**

Tubería de acero comercial para industria médica (tubing) de la Empresa E.G.O:

- Diámetro exterior: 7 mm
- Diámetro interior: 6,2 mm
- Espesor de pared: 0,4 mm

❖ **Arreglo # 4:**

Tubería de acero comercial para industria médica (tubing) de la Empresa E.G.O:

- Diámetro exterior: 7,5 mm
- Diámetro interior: 6,7 mm
- Espesor de pared: 0,4 mm

Para la compra en el país, se cuenta con tubing de Acero Inoxidable 316L de la empresa VENCRAFT, con las siguientes especificaciones:

❖ **Arreglo # 1:**

Tubing de Acero Inoxidable 316L, sin costura recocido y decapado en blanco; Longitud: 6m:

- Diámetro exterior: 6,35 mm (1/4")
- Diámetro interior: 4,59 mm
- Espesor de pared: 0,88 mm (0,035")

❖ **Arreglo # 3:**

Tubing de Acero Inoxidable 316L, sin costura recocido y decapado en blanco; Longitud: 6m:

- Diámetro exterior: 7,94 mm (5/16")
- Diámetro interior: 6,2 mm
- Espesor de pared: 0,88 mm (0,035")

5.2.6 Conector boquilla – manguera (conector cánula)

Conector rígido conformado en una sola pieza, diseñada y elaborada a partir de una barra maciza de Acero Inoxidable 316L (Tolerancia H9), con un diámetro 1/2" (\varnothing 1/2") y de longitud de 6m.

Son las encargadas de hacer la conexión entre la manguera y la boquilla de la cánula. Como se podrá ver en la figura 5.3 y en los planos (láminas) anexos, cada arreglo boquilla – cánula cuenta con un conector distinto, cuya geometría varía dependiendo de las dimensiones de la boquilla y manguera correspondiente a cada arreglo.

A continuación se muestra la geometría y algunas de las dimensiones del conector para el arreglo # 1, para el resto de los arreglos diríjase a los planos anexos correspondientes a cada conector:

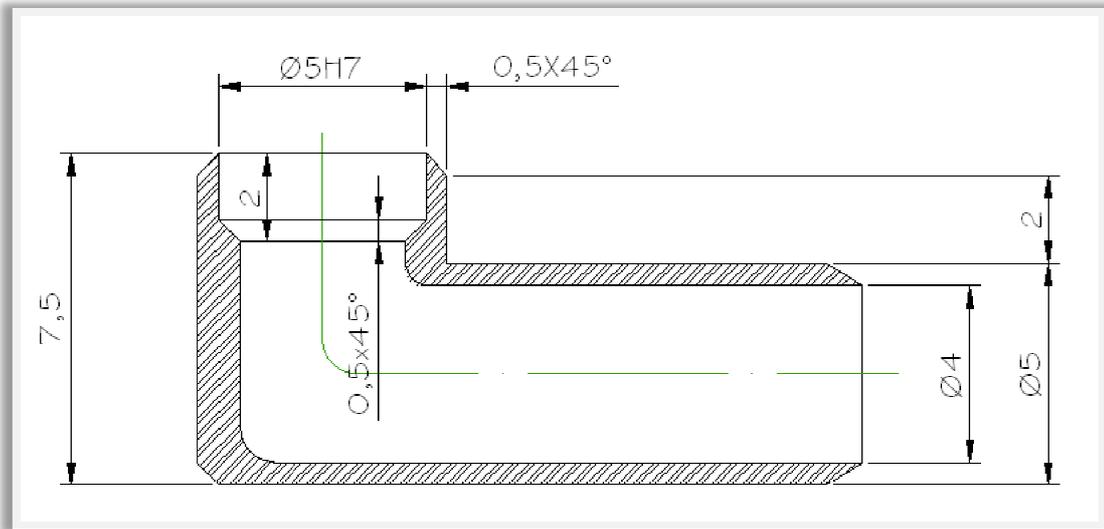
❖ **Arreglo # 1:**

Figura 5.3 Conector boquilla – cánula para el arreglo # 1.
Fuente: Propia.

En la figura 5.3, se observan las dimensiones principales para el conector del arreglo # 1; el mismo presenta un agujero base de diámetro 5H7, que hace un ajuste con el eje de la boquilla (ver apartado 5.2.7) este precedido por un agujero ciego de 4 mm de diámetro ($\varnothing 4\text{mm}$), el cual se conecta con otro agujero perforado en la parte derecha de la pieza de diámetro interno 4mm y externo de 5 mm ($\Phi_i = 4\text{ mm}$ y $\Phi_e = 5\text{ mm}$) que sirve para la conexión con la manguera. Para mayor detalle ver los planos (lámina 10) anexos a este trabajo de investigación.

5.2.7 Seccionadores (Ver anexo A)

El Anexo A presenta todos los cálculos pertinentes sobre el dimensionamiento y los parámetros más relevantes en el proceso de corte de un material. Por lo tanto, en esta sección se mostrarán mediante las figuras 5.4, a la 5.11 las dimensiones obtenidas en el proceso de diseño.

■ **Seccionador para tejidos duros**

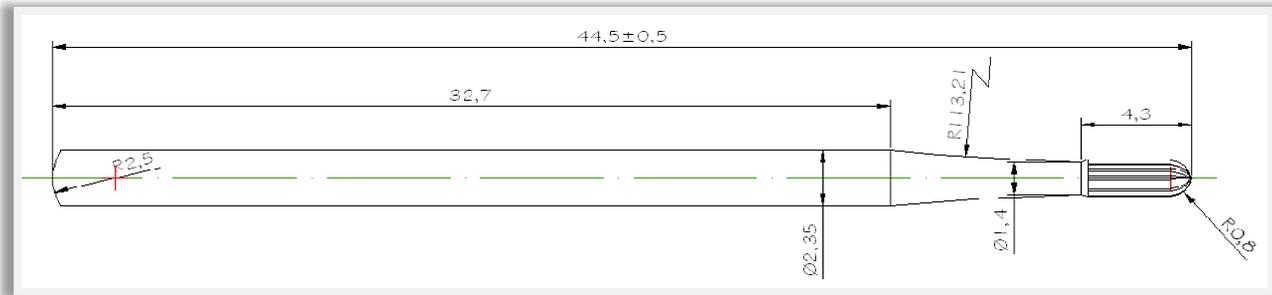


Figura 5.4 Dimensiones generales del seccionador para tejidos duros (medidas en mm).
Fuente: Propia.

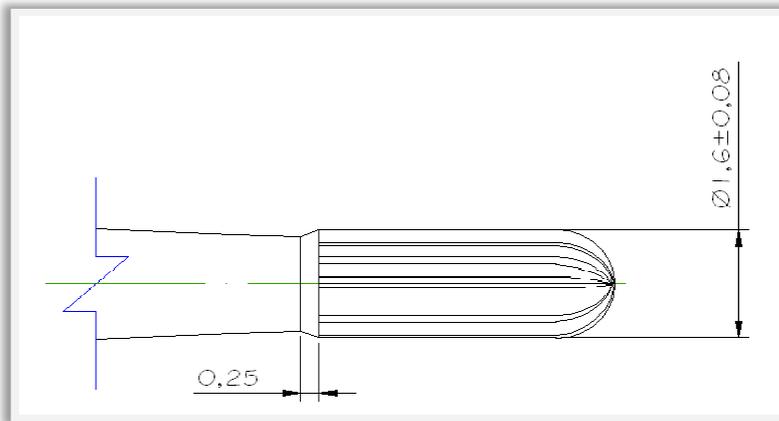


Figura 5.5 Dimensiones de la parte activa del seccionador (medidas en mm).
Fuente: Propia.

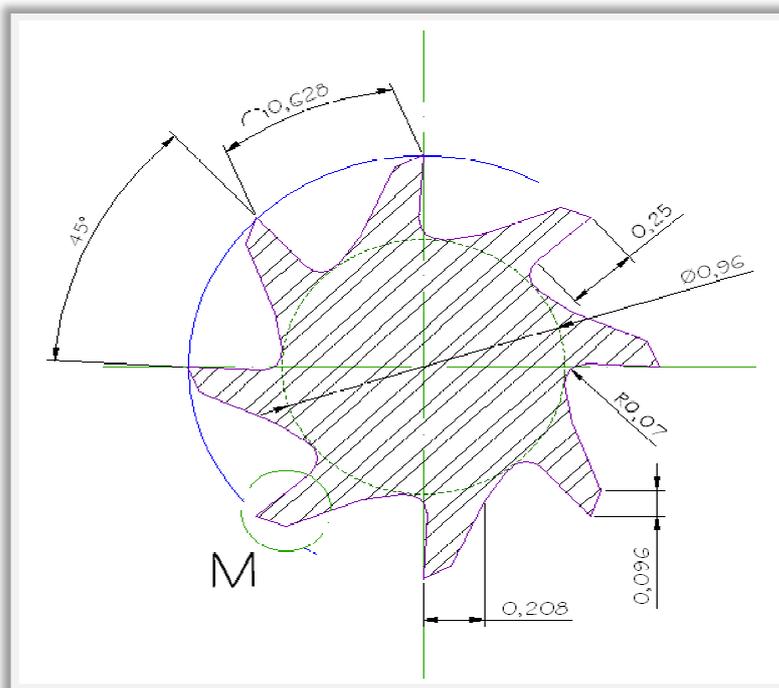


Figura 5.6 Corte transversal de la parte activa del seccionador (medidas en mm).
Fuente: Propia.

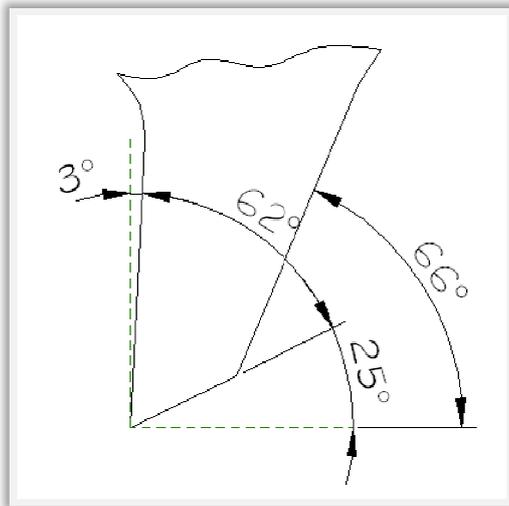


Figura 5.7 Detalle M del corte transversal:
Ángulos de corte del diente.
Fuente: Propia.

■ **Seccionador para tejidos blandos**

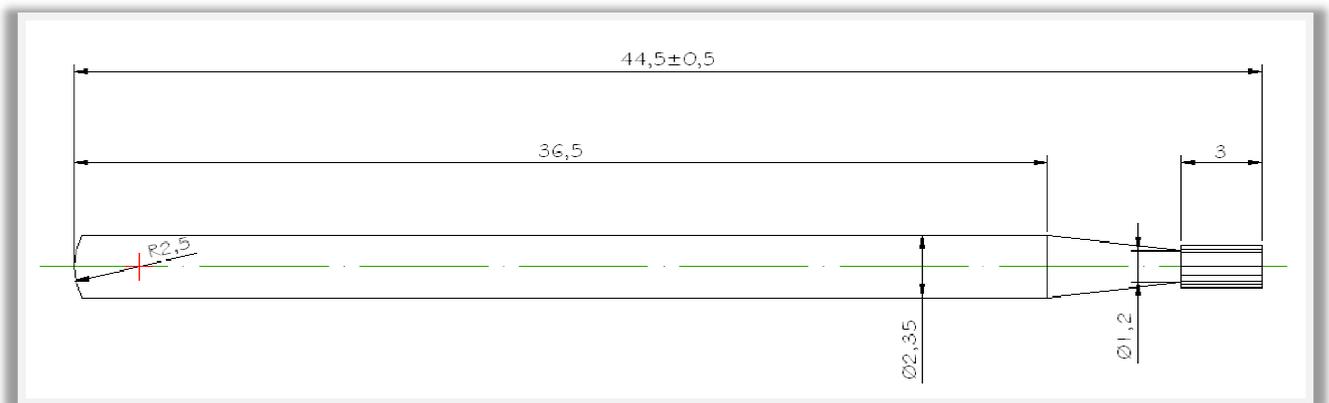


Figura 5.8 Dimensiones generales del seccionador para tejidos blandos (medidas en mm).
Fuente: Propia.

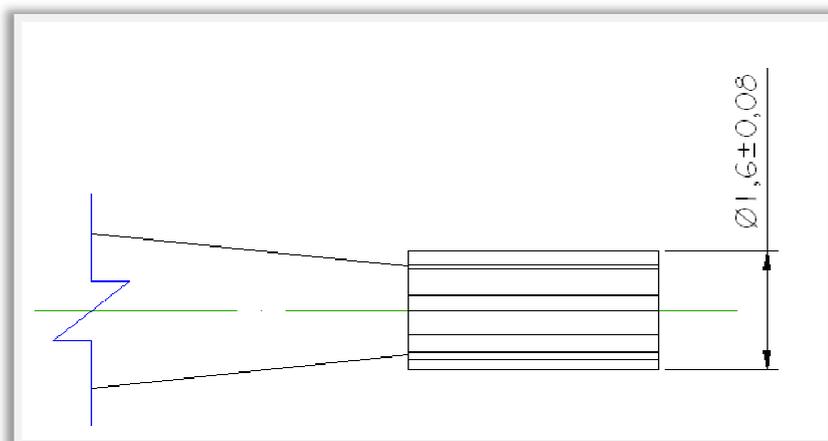


Figura 5.9 Parte activa del seccionador para tejidos blandos (medidas en mm).
Fuente: Propia.

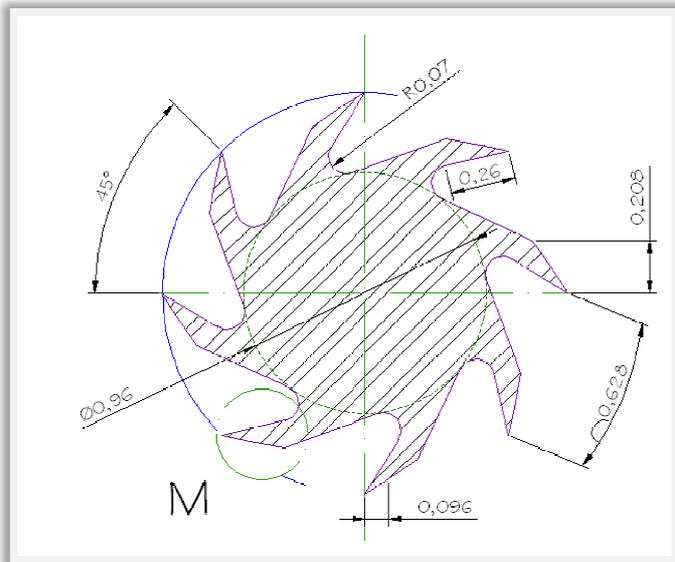


Figura 5.10 Corte transversal de la parte activa del seccionador (medidas en mm).
Fuente: Propia.

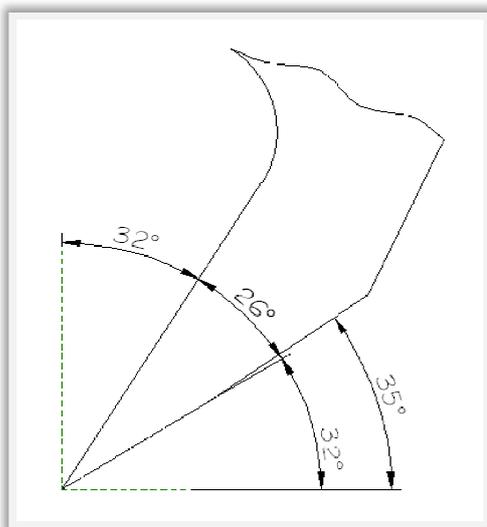


Figura 5.11 Detalle M del corte transversal: Ángulos de corte del diente.
Fuente: Propia.

Las figuras anteriores nos mostraron las medidas que deben tener los seccionadores para su fabricación; sin embargo el propósito de esta investigación es seleccionar los elementos del dispositivo que sean de difícil fabricación en el país. Por lo tanto se seleccionarán del mercado las 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).

5.2.8 Anillo roscado para la conexión boquilla – forro

El anillo es elaborado en acero inoxidable AISI 316L, a partir de un tocho de $\varnothing 4,5\text{mm} \times 1,5\text{mm}$. Su superficie externa es lisa, con acabado superficial, no es necesario tallar ranuras en la superficie externa ya que se ha diseñado para que el apriete sea realizado por el usuario del equipo sin el uso de herramientas. El interior cuenta con una rosca métrica fina ISO - DIN de 4mm con un paso de 0,5mm (MF 4 x 0,5).

Este elemento cuenta con unas orejas tipo arandela para el acople mediante soldadura a un extremo de la boquilla de la cánula puesto que su función es acoplar la boquilla de la cánula al forro del seccionador.

5.2.9 Forro del seccionador

Los forros son fabricados a partir de una barra de acero AISI 316L. Su función principal es dar soporte a la boquilla de la cánula y ocultar el giro del eje dando estética al diseño. Existen dos (2) tipos, que se clasifican de acuerdo a su longitud: una que sirve para las boquillas de los arreglos 1 y 2 midiendo 27mm de longitud; y el segundo forro que es acoplado a las boquillas de los arreglos 3 y 4, que mide una longitud 25 mm.

Ambas poseen extremos roscados ISO - DIN con una medida estandarizada MF4 x 0,5 mm y una perforación de diámetro 3mm.

5.2.10 Adaptador forro – pieza de mano

Es la pieza conexión entre la pieza de mano odontológica y el forro del seccionador.

Esta pieza tiene unas dimensiones de 20mm de longitud con roscas internas de MF10x1mm y MF4x0,5mm. Será elaborada a partir de un tocho de Acero Inoxidable AISI 316L, de dimensiones: $\varnothing 1/2''$ x 20 mm.

5.2.11 Equipo odontológico

El equipo odontológico es una de las partes más importantes para el conjunto armado, ya que este proveerá y controlará, el movimiento de rotación del seccionador ya sea manualmente o mediante la opción a pedal del equipo.

La selección de la unidad se realizó considerando los requerimientos de torque y potencia (ver Anexo A) demandados por los seccionadores en el momento del desbaste del tumor a extirpar.

El Surgic XT Plus (unidad seleccionada, recomendada por la Casa Comercial LaDental) de la Empresa NSK, está especialmente diseñado para cubrir altas exigencias en cirugía máxilo-facial ofreciendo un torque dinámico de 50 Nxcm con 210W de gran potencia. La Avanzada Calibración de Torque (ATC por sus siglas en ingles) proporciona al Surgic XT Plus la inteligencia para proveer automáticamente la velocidad y torque máximos para cada dispositivo con un alto nivel de exactitud.

Ventajas:

- Torque dinámico de 210W / 50Nxcm.
- Rango de velocidad de 200 – 40.000 rpm.
- Iluminación óptica para un tratamiento más fácil y libre de estrés.
- Un micromotor autoclavable, que no requiere mantenimiento ni escobillas.
- Mínimos niveles de ruido, vibración y generación de calor.
- Excelente durabilidad.

- Alta exactitud de torque.

Características

- Tablero de operación gráfica sencillo e intuitivo.
- Inteligente y avanzada calibración de torque (ATC).
- 10 opciones de programas individuales.

El set completo incluye:

- Unidad de Control con Avanzada Calibración de Torque (ATC).
- Micromotor Óptico con cable de 2 m.
- FC-51 Pedal de Control (Certificado IPX8).
- Ti-SG20L Pieza de mano óptica
- Tubos de irrigación (5 uds) y otros accesorios.

❖ Especificaciones técnicas generales:

Modelo: *Surgic XT Plus W/O (120V)*

Código: *Y141-246*

❖ Unidad de control con el ATC

- Salida máxima / Torque máximo: 210W / 50 Nxcm
- Fuente de alimentación : CA120V / 50 Hz
- Salida máxima de la bomba : 75 ml/min
- Programas: 10
- Dimensiones: L268 X A 230 X Al 103 (mm)

❖ **Micromotor**

- Modelo: SGL50M
- Código: E295-001
- Potencia: 210 W
- Torque: 50 Nxcn
- Velocidad del motor: 200 – 40.000 rpm
- Cuerpo de titanio macizo
- Autoclavable: 135 °C máx.

❖ **Pedal de control (con cable de 2 m)**

- Modelo: FC-51
- Código: Z272-001
- Control de velocidad: Variable
- Funciones de control de pie: Control de velocidad
Control del refrigerante
Avance/Retroceso, Control de programa
- Norma aplicada: IPX8

❖ **Pieza de mano ISO Tipo-E**

- Modelo: Ti-SG20L
- Código: C495
- Reducción 20:1
- Cuerpo de titanio macizo.

Para efectos de este trabajo de investigación se ha seleccionado otra pieza de mano para microcirugías perfectamente adaptable a la unidad seleccionada, además se hace este cambio pensando en la comodidad del especialista (neurocirujano) tratante.

La pieza de mano tiene las siguientes especificaciones técnicas:

❖ ***Pieza de mano ISO Tipo-E: para microcirugía con ángulo de 20°***

- Modelo: SGA-ES
- Código: H263
- Velocidad directa 1:1
- Para fresas quirúrgicas de $\varnothing 2,35$ mm
- Cabezal de tornillo
- Sistema de cabezal limpio
- Autoclavable en un máximo: 135 °C

5.2.12 Carro móvil

En él se encuentran la unidad odontológica en su parte superior y en la parte interior del mismo, se encuentran el elemento generador de vacío (eyector), la válvula reguladora y el recipiente de descarga con su respectiva manguera de descarga.

Su función principal es trasladar y almacenar de manera práctica los equipos en el quirófano.

El mismo será adquirido en una casa médica comercial; elaborado en Acero Inoxidable con unas medidas: 600 x 500 x 900 mm.

5.2.13 Conexiones

Para las uniones de la manguera de la línea principal de aire comprimido con el equipo se utilizan racores rectos automáticos, los datos técnicos de estos racores se presentan a continuación:

■ **Conexiones con el filtro regulador:**

- Catálogo: Empresa Neumática Redonda.
- Nombre: Racor recto automático
- Código: 2001015
- Modelo: RL1 12 – ½
- Cantidad: 1 Pieza

■ **Conexiones con el pedal:**

❖ **Racores:**

- Catálogo: Empresa Neumática Redonda.
- Nombre: Racor recto automático
- Código: 2001019
- Modelo: RL1 12 – 1/4
- Cantidad: 2 Piezas

❖ **Tapón:**

- Catálogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Tapón macho niquelado
- Código: 2107002
- Modelo: A7 ¼ M
- Cantidad: 1 Pieza

■ **Conexiones con la válvula reguladora de caudal:**

- Catálogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Racor recto automático
- Código: 2001015
- Modelo: RL1 12 – ½
- Cantidad: 2 Piezas

■ **Conexiones con el eyector:**

❖ **Copa: Puerto de aire comprimido**

- Catálogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Copa niquelada
- Código: 2152003
- Modelo: A5/Z 1/8 – 1/4
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Racor # 1: Puerto de aire comprimido**

- Catalogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Racor recto automático
- Código: 2001019
- Modelo: RL1 12 – 1/4
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Niple: Puerto de descarga**

- Catalogo: Neumática Rotonda
- Nombre: Niple – Unión roscada
- Código: 2101006
- Modelo: A1 1/4 - 1/2
- Temperatura de trabajo: - 60 °C a 190 °C
- Presión de trabajo: 60 bar
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Racor # 2: Puerto de descarga**

- Catalogo: Neumática Rotonda.
- Nombre: Racor recto automático
- Código: 2001017
- Modelo: RL1 14 – 1/2
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Racor # 3: Puerto de vacío / Arreglo # 1**

- Catalogo: Empresa Parker.

- Nombre: Prestoweld Micro Instantáneo
- Código: F4PMB6-1/4
- Modelo: F4PMB - Racor macho – BSPP
- Presión de trabajo: 0,01 bar – 16 bar
- Temperatura de trabajo: - 25 °C a 80 °C
- Peso: 16 g
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Disponible de manera inmediata en el país:**

- Catalogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Racor recto automático.
- Código: 2L01008
- Modelo: RL1 6 – 1/4
- Presión de trabajo: - 0,99 bar a + 16 bar
- Temperatura de trabajo: - 20 °C a + 80 °C
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Racor # 4: Puerto de vacío / Arreglo # 2**

- Catalogo: Empresa Parker.
- Nombre: Prestoweld Micro
- Código: T24FPMB6-1/4
- Modelo: T24FPMB - Adaptador macho de tubo – BSPP
- Presión de trabajo: 0,01 bar – 16 bar
- Temperatura de trabajo: - 25 °C a 80 °C

- Peso: 13 g

- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Racor # 5: Puerto de vacío / Arreglo # 3 y 4**

- Catalogo: Empresa Parker.
- Nombre: Prestolok, racor instantáneo para fluidos
- Código: F4PB8-1/4
- Modelo: F4PB - Racor macho - BSPP
- Presión de trabajo: 0,01 bar – 25 bar
- Temperatura de trabajo: - 25 °C a 100 °C
- Peso: 29 g
- Cantidad: 1 Pieza

❖ **Disponible de manera inmediata en el país / Arreglo # 3:**

- Catalogo: Empresa Neumática Rotonda.
- Nombre: Racor recto automático.
- Código: 2L01010
- Modelo: RL1 8 – 1/4
- Presión de trabajo: - 0,99 bar a + 16 bar
- Temperatura de trabajo: - 20 °C a + 80 °C
- Cantidad: 1 Pieza

5.2.14 Elementos en el carro móvil

Dentro del carro móvil se encuentran el elemento de generación de vacío, control de flujo y el recipiente colector de restos tumorales; las especificaciones técnicas de estos componentes se citan a continuación.

■ **Eyector de vacío para transporte de materiales**

La selección del eyector de vacío se realizó en el trabajo de investigación de J. Velasco, 2002; por lo que si se requiere mayor información refiérase a este trabajo.

Por lo tanto y de acuerdo con los parámetros obtenidos en la investigación antes mencionada se seleccionó:

Un eyector de vacío para transferencia o traslado de materiales (tejido), como se puede observar con más claridad en el anexo E, seleccionando el dispositivo DF 2-3 debido a que este cumple con las especificaciones del diseño; el dispositivo seleccionado tiene las siguientes características (J. Velasco, 2002):

- Diámetro de succión: $\frac{1}{4}$ in = 6,35 mm
- Diámetro de salida: $\frac{1}{4}$ in = 6,35 mm
- Presión de vacío 8inHg = 4psi = 28kPa
- Flujo de aire 10 (ft³ / min) = 2,8 l/s

■ **Válvula reguladora de caudal**

El dispositivo necesita una válvula reguladora de flujo de aire comprimido proveniente del compresor. La regulación de la aspiración, se logra si se controla el flujo de aire que produce el vacío.

La válvula de regulación de flujo de aire debe ser una válvula tipo aguja (recomendaciones de la casa DVS Neumática S.A.). Por medio del catálogo de la Distribuidora de Válvulas Solenoide S.A. (ver anexo II) donde se encuentra válvulas reguladoras de flujo, garantiza así uno de los criterios a alcanzar que es la regulación de la succión, ya que al lograr regular el flujo de

aire motriz al microaspirador se controla la succión. La selección se apoya en un catálogo ofrecido por la empresa (ver anexo II), la cual tiene las siguientes especificaciones (J. Velasco, 2002):

Válvula tipo en línea modelo número 4FC3

- Para la conexión posee un diámetro de 0,127 m (1/2 in)
- Capacidad de flujo 6 cv libre y 5.5 cv controlada (NUMATICS)

■ **Recipiente de descarga**

También seleccionado en el trabajo de investigación de J. Velasco, 2002; sus especificaciones son las siguientes:

- Rango de almacenamiento: 6 – 8 litros
- Altura del recipiente: 200 mm
- Diámetro: 100 mm

■ **Manguera de descarga**

Es la que se encarga de transportar el fluido (restos tumorales + líquido de irrigación) evacuado al recipiente colector (o de descarga).

La selección de esta manguera de polietileno se realizó del catálogo de la Empresa Neumática Rotonda, ofreciendo: alta resistencia a la abrasión, baja caída de presión y sin dilatación térmica. Las características técnicas de la manguera son:

- Código: TP11X14T
- Modelo: Manguera de Polietileno
- Diámetro interno: 14 mm

- Diámetro externo: 11 mm
- Espesor de pared: 1,5 mm
- Grado de flexibilidad – radio de curvatura : 80 mm
- Presión de trabajo: 8 bar
- Presión de rotura: 23 bar
- Temperatura máxima de trabajo: - 10 °C a 60 °C
- Peso: 54 g/m
- Longitud: 3 m

CAPÍTULO 6

Factibilidad técnica y económica

Este capítulo expone la factibilidad técnica y económica para la fabricación y montaje del dispositivo diseñado. Para el desarrollo del capítulo, se comienza con un análisis de la tecnología requerida para conseguir la funcionalidad y el rendimiento del sistema propuesto, definiendo así, si el conjunto se puede implementar con los medios actualmente existentes en el mercado nacional. Luego, se procede con un estudio de los costos que implica la compra y fabricación de las piezas que componen el equipo, de manera de verificar si es viable económicamente la construcción, comercialización y adquisición por parte de centros asistenciales públicos de la microaspiradora.

6.1 Factibilidad técnica

A continuación, se presenta el análisis tecnológico del conjunto armado seccionador – cánula (microaspiradora). Para esto se consideran las tablas 6.1 y 6.2, que nos muestran una lista detallada de las piezas fabricadas y adquiridas comercialmente necesarias en la construcción del dispositivo.

Posteriormente, se plantea el proceso de fabricación y las herramientas utilizadas de los elementos que requieren su elaboración.

Tabla 6.1 Elementos de la microaspiradora adquiridos en casas comerciales.

Número	Denominación	Cantidad
1	Compresor	1 pieza
2	Filtro regulador	1 pieza
3,4 y 6	Tubería principal de distribución de aire comprimido	10 m
5	Pedal para el control del flujo	1 pieza
7	Cánula de aspiración (mangueras)	2 und
10	Fresas quirúrgicas odontológicas	2 piezas
14 y 15	Unidad odontológica	1 pieza
16	Carro hospitalario	1 pieza
17	Conexiones de Unión	12 piezas
-	Eyector	1 pieza
-	Válvula reguladora de caudal	1 pieza
-	Recipiente de descarga	1 pieza
-	Manguera de descarga	3 m

Tabla 6.2 Elementos del conjunto armado manufacturados.

Número	Denominación	Cantidad
8	Conector de acople boquilla – cánula	2
9	Boquilla de la cánula	2
11	Anillo roscado para acople boquilla – forro del seccionador	2
12	Forro del seccionador	2
13	Adaptador forro – pieza de mano	1

A continuación se indicará a detalle el proceso y las herramientas utilizadas en la fabricación de los elementos citados en la tabla 6.2 ya que, los costos y el proceso de adquisición de las piezas de la tabla 6.1 se colocarán en el apartado 6.2 de la factibilidad económica.

6.1.1 Proceso de fabricación de piezas

■ Conectores de acople boquilla - manguera

En la fabricación de los dos (2) conectores (uno por arreglo), se empleará una barra de acero inoxidable de ½ in de 6 m de longitud y brocas de $\varnothing 3\text{mm}$ – $\varnothing 7\text{mm}$.

Los conectores están conformados como se puede observar Fig. 5.3 del Capítulo 5.

El proceso de maquinado de los conectores según medidas en planos, se puede realizar en un taller metalmecánico. Los materiales y herramientas

utilizadas en el proceso se citan a continuación en las tablas 6.3 y 6.4 respectivamente.

Tabla 6.3 Material utilizado para la fabricación de los conectores.

Material	Característica	Cantidad requerida
Barra de acero inoxidable AISI 316L	Longitud 6 m, laminado en frío	0,5 m

Tabla 6.4 Herramientas empleadas en la elaboración de los conectores.

Herramienta	Características
Torno	Velocidad variable del husillo (60 - 2000) rpm; Motor: 2,2kW; 110/220V.
Cortadora de metales (tronzadora) 14"	Disco 14" (356mm); Potencia: 2300W; Velocidad: 3500rpm
Taladro vertical	Velocidad variable del husillo: (15 - 3500) rpm; Motor: 550W/230V
Brocas de metal duro de alto rendimiento	Para taladrar acero inoxidable, de diversos diámetros: $\varnothing 3\text{mm}$ – $\varnothing 7\text{mm}$. Material: HM; Revestimiento: TiAlN; Ángulo de punta: 140°

■ **Boquillas de la cánulas**

Para la elaboración de las dos (2) boquillas (arreglos 1 y 3), se utilizarán microtuberías de acero inoxidable AISI 316L cuyas dimensiones en diámetro externo varían dependiendo el arreglo ($\varnothing 6,35\text{mm}$ – $\varnothing 7,94\text{mm}$) con una longitud de 6m en cada microtubería.

Las boquillas tienen elementos soldados para su conformado, entre ellos:

- **El mini eje hueco (ver figura 5.6)** será conformado a partir de una barra de acero inoxidable AISI 316L de ½ in y 6m de longitud, la cual es cortada y cilindrada hasta un tocho macizo de $\varnothing 5\text{mm}$ x 3mm de alto.
- **Anillo roscado para el acople boquilla – forro**, el cual fue diseñado en acero inoxidable AISI 316L, a partir de una barra de ½ in y 6m de longitud. Se fabricaran dos anillos.

Los equipos y materiales utilizados para la elaboración de las boquillas se indican en las tablas 6.5 y 6.6, respectivamente.

Tabla 6.5 Materiales utilizados en la fabricación de las boquillas.

Material	Características	Cantidad requerida
Microtuberías de acero inoxidable AISI 316L	<ul style="list-style-type: none"> • Diámetros externos: $\varnothing 6,35\text{mm}$ y $\varnothing 7,59\text{mm}$ • Diámetros internos: $\varnothing 4,59\text{mm}$ y $\varnothing 6,2\text{mm}$ • Longitud: 6m c/tub. 	35mm
Barra de Acero Inoxidable AISI 316L	Laminado en frio, 6 m de longitud.	30 mm
Electrodos CTG - 316	Resistencia a la tracción: $57 - 64 \text{ kg/mm}^2$	0,5 kg

Tabla 6.6 Herramientas empleadas en la elaboración de las boquillas.

Herramienta	Características
Torno convencional	Velocidad variable del husillo (60 - 2000) rpm; Motor: 2,2kW; 110/220V.
Cortadora de metales (tronzadora)	Disco 14" (356mm); Potencia: 2300W; Velocidad: 3500rpm
Taladro	Velocidad variable del husillo: (15 - 3500) rpm; Motor: 550W/230V
Brocas de metal duro para alto rendimiento	Para taladrar acero inoxidable, de diversos diámetros: \varnothing 3mm – \varnothing 7mm. Material: HM; Revestimiento: TiAlN; Ángulo de punta: 140°
Macho para roscar	MF4x0,5mm; HSCO (Herramienta de alto rendimiento); Revestimiento: ST
Máquina de soldar	Alimentación: 220/440V; 60 / 30 Amper Potencia: 100A @ 24V Capacidad: 80A Rango (TIG): 10 – 80 A, CA Max. V.C.A.: 80 Volts, CA 75 Volts. CD

■ Forro del seccionador

Para la fabricación del forro del seccionador se requiere una barra de acero inoxidable AISI 316L de ½" de diámetro y 6m de longitud. El proceso de corte de la barra se puede realizar utilizando la tronzadora o una cortadora.

Las herramientas y materiales utilizados se listan a continuación:

Tabla 6.7 Materiales requeridos en la fabricación del forro.

Material	Características	Cantidad requerida
Barra de Acero Inoxidable 316L	<ul style="list-style-type: none"> • Diámetro: Ø1/2 " • Longitud: 6m 	15 cm

Tabla 6.8 Herramientas utilizadas para la fabricación del forro.

Herramienta	Características
Tronzadora	Disco 14" (356mm); Potencia: 2300W; Velocidad: 3500rpm
Torno	Velocidad variable del husillo (60 - 2000) rpm; Motor: 2,2kW; 110/220V.

■ Adaptador forro – pieza de mano

La fabricación del adaptador se elaborara a partir de una barra de acero inoxidable AISI 316L de ½ in de diámetro y 6m de longitud. El proceso de conformado se puede ser llevado a cabo en un taller metalmecánico convencional, utilizando los materiales y herramientas que se indican en las tablas 6.9 y 6.10.

Tabla 6.9 Materiales empleados en la fabricación del adaptador.

Material	Características	Cantidad requerida
Barra de acero inoxidable AISI 316L	Longitud: 6m	40 mm

Tabla 6.10 Herramientas empleadas en la fabricación del adaptador.

Herramienta	Características
Torno convencional	Velocidad variable del husillo (60 - 2000) rpm; Motor: 2,2kW; 110/220V.
Taladro vertical	Velocidad variable del husillo: (15 - 3500) rpm; Motor: 550W/230V
Brocas de metal duro de alto rendimiento	Para taladrar acero inoxidable, de diversos diámetros. Material: HM; Revestimiento: TiAlN; Ángulo de punta: 140°
Machos de roscar	MF4x0,5mm y MF10x1mm; Herramienta: HSCO (Herramienta de alto rendimiento); Revestimiento: ST

6.2 Factibilidad económica

Seguidamente se presenta en detalle los costos relacionados a los elementos comerciales y manufacturados que componen el conjunto armado del seccionador – cánula (más específicamente la microaspiradora).

Los costos aquí citados son para la construcción y armado de un solo equipo aspirador - destructor de tumores cerebrales.

La tabla 6.11 nos presenta las cotizaciones de los productos adquiridos en casas comerciales:

Tabla 6.11 Cotizaciones de los productos comerciales a adquirir.

Denominación	Cantidad	Costo Unitario (BsF)	Costo Total (BsF)	Referencia o Casa Comercial
Compresor	1 pieza	---	---	Esta adquirido
Filtro regulador	1 pieza	678, ³⁷	759, ⁷⁷	Neumática Rotonda, C.A
Tubería principal de distribución de aire comprimido	10m	33	369, ⁶⁰	Neumática Rotonda, C.A
Pedal para el control del flujo	1 pieza	1.008, ⁰⁴	1129, ⁰⁰	Neumática Rotonda, C.A
Mangueras para las cánula de aspiración	6 x 4 mm 2m	19, ³⁶	53, ⁴⁷	Neumática Rotonda, C.A
	8 x 6 mm 2m	28, ³⁸		
Fresas quirúrgicas odontológicas	2 piezas	8, ⁴⁸ (Sin I.V.A)	19, ⁰⁰	Magic Dental & Dental ORIOM C.A
Unidad odontológica	1 Set NSK Surgic XT Plus 120V		33.117, ²⁰ (I.V.A incluido)	LA DENTAL, C.A
	1 Pieza de mano P/Microcirugía SGA-ES 20°			
Conexiones de unión	12	270, ⁰⁰	302, ⁴⁰	Neumática Rotonda, C.A
Eyector	1 pieza	---	---	Ya esta adquirido

Tabla 6.11 Cotizaciones de los productos comerciales a adquirir. *Continuación.*

Denominación	Cantidad	Costo Unitario (BsF)	Costo Total (BsF)	Referencia o Casa Comercial
Válvula reguladora de caudal	1 pieza	---	---	Ya adquirida
Manguera de descarga	3m	33, ⁰⁰	110, ⁸⁸	Neumática Rotonda, C.A
Carro Hospitalario	1 und.	3.000	3.000	Casa Médica

Tabla 6.12 Costos de mano de obra para la manufactura de las piezas.

Piezas Fabricadas	Costo de mano de obra (BsF)
Anillo roscado	15, ⁰⁰
Mini - eje	5, ⁰⁰
Perforación y corte de microtubería	2, ⁰⁰
Conector para Arreglo # 1	50, ⁰⁰
Conector para Arreglo # 3	50, ⁰⁰
Forro para Arreglos 1 y 2	50, ⁰⁰
Forro para Arreglos 3 y 4	50, ⁰⁰
Conector pieza de mano – forro	50, ⁰⁰

Tabla 6.13 Costos de los materiales para la elaboración de las piezas.

Material	Costo del material (BsF)	Referencia
Tubing, sin costura AISI 316L, ¼"	258, ⁰⁰	VENCRAFT, Aceros Inoxidables.
Tubing, sin costura AISI 316L, 5/16"	318, ⁰⁰	VENCRAFT, Aceros Inoxidables.
Barra de Acero Inoxidable 316L, ½"	344, ⁰⁰	VENCRAFT, Aceros Inoxidables.

Tabla 6.14 Costos de las piezas manufacturadas para la elaboración del conjunto armado.

Piezas Manufacturadas	Cantidad	Costo Unitario (BsF)	Costo Total de Manufactura (BsF)	
Boquilla Arreglo # 1	1	280, ⁰⁰	280, ⁰⁰	
Boquilla Arreglo # 3	1	340, ⁰⁰	340, ⁰⁰	
Conectores	2	50, ⁰⁰	100, ⁰⁰	594, ⁰⁰
Forros	2	50, ⁰⁰	100, ⁰⁰	
Conector pieza de mano – forro	1	50, ⁰⁰	50, ⁰⁰	

De acuerdo a lo anterior y una vez analizada las tablas anteriores se puede concluir que el conjunto armado seccionador – boquilla

(microaspiradora) es **tecnológicamente factible** ya que, cada elemento comercial seleccionado se encuentra en el mercado nacional. De la misma manera con los elementos manufacturados, estos pueden ser elaborados debido a que en el estado se cuenta con el taller apropiado y la mano de obra calificada para realizar las operaciones de mecanizado requeridas.

Ahora se hará el análisis desde el punto de vista económico, que una vez considerados los gastos por concepto de compra de productos comerciales, material y mano de obra en el taller correspondiente se plantea la tabla comparativa 6.15, relativa los costos correspondientes al conjunto armado seccionador – cánula (microaspirador) y sus equivalentes.

Tabla 6.15 Costos del mercado de los equipos de Neurociencias (aspirador ultrasónico, ablación de tejidos) y el conjunto diseñado.

Dispositivo	Costo (BsF)
Conjunto armado (microaspiradora)	40.075, ³²
CUSA Excel (Sistema completo, nuevo) ^a	365.500, ⁰⁰
CUSA EXcel (Sistema sin piezas de mano, usado)	104.240, ⁰⁰

Conforme a la tabla anterior el conjunto armado diseñado tiene un costo económico referente al CUSA EXcel (equipo completo) del 89,04% y con respecto al CUSA EXcel (sistema sin piezas de mano) del 38,45%. Entonces, se puede concluir que el conjunto armado diseñado ahorra 325.424,⁶⁸ BsF y por lo tanto el diseño es factible económicamente.

^a Referencia tomada de: “CUSA EXcel/Ultrasonic Aspiration System : Neurosurgery”. Jallo, George. Neurosurgery: Volumen 48 - Issue 3 - pp 695-697.

CAPÍTULO 7

Análisis de los resultados

Esta sección de la investigación se centra en el análisis de los resultados obtenidos en el proceso de diseño del conjunto armado seccionador – cánulas de aspiración, todo esto con la finalidad de fundamentar de mejor manera las conclusiones y recomendaciones que se plantearán en el Capítulo 8.

7.1 Seccionadores

Lo más importante para diseñar un elemento cortante (seccionador) es la buena selección de los ángulos de corte y qué tipo de corte tendrá el diente (dependiendo el tipo de material a cortar), esto es, de corte positivo o negativo; ya que lo anterior define principalmente la resistencia del diente y la magnitud de las fuerzas desarrolladas sobre la herramienta.

En este trabajo de investigación se desarrollo 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; ambos con geometrías del diente diferentes las cuales, por ende, desarrollarán fuerzas de distintas magnitudes.

En cuanto a los seccionadores ambos tienen un diseño del diente de corte positivo que facilita el corte del material; para fijar los ángulos y parámetros de corte se recurrió a un proceso de analogía entre materiales, comparándose el esfuerzo último de tracción (S_U) del hueso (tejido duro a calcificado) con el del aluminio 1060 (Material ISO N) en estado de recocido (ver tabla A.1 del Anexo A). Por el contrario para el seccionador de tejidos blandos se utilizan dos métodos uno para establecer el ángulo del diente y el otro referido anteriormente el de analogía de materiales, seleccionando para el caso, un material metálico (Aluminio, recocido) con un esfuerzo último relativamente bajo (ver tabla A.3) para así, poder utilizar las teorías, parámetros y ecuaciones del proceso de corte por arranque de viruta.

Dentro de los aspectos más relevantes del diseño de los seccionadores fueron los siguientes:

- Se fijaron ángulos de ataque y de incidencia de 3° y 25° respectivamente, obteniendo a partir de esto un ángulo del diente $\beta = 62^\circ$ que le proporciona al diseño, un diente lo suficientemente robusto para el corte del tejido para el que fue creado y que además, genera un factor de fricción de 1,88 que indica de que al momento del corte del tejido se generará un leve aumento de la temperatura en la zona de corte, la cual puede ser disminuida con la irrigación manual que será proporcionada al momento de la intervención quirúrgica. Para el seccionador de tumores blandos se estableció un ángulo del diente de 26° basado en la Norma Venezolana COVENIN 3459:1999, que proporciona ángulos de ataque y de incidencia de 32° , en este caso el diente tiende a ser más aguzado y genera un factor de fricción bajo de 0,488 que sugiere que el aumento de la temperatura que se genera en la zona de corte es mínimo.

- En la obtención de los parámetros de corte para un seccionador de punta esférica se utiliza el diámetro efectivo el cual depende del diámetro de la herramienta, la profundidad de corte y del ángulo de inclinación que posea

el seccionador; en este caso el diámetro efectivo tiene un valor de 1,504mm. En cambio para el seccionador de punta plana (seccionador de tejidos blandos) todos los parámetros a estimar se obtienen mediante un diámetro único el cual tiene un valor 1,6mm.

■ De los cálculos realizados en el anexo A, se obtiene que la fuerza necesaria para llevar a cabo el proceso de corte (F_C) es de 8,94N, la cual genera un par torsor requerido en el motor de 0,72 Nxcm y para el seccionador de tumores blandos se requiere una fuerza (F_C) de 2,51N, requiriendo un momento torsor para la operación de 0,2 Nxcm; Con lo anterior se concluye que los valores de Torque obtenidos están dentro los rangos normales de los equipos odontológicos (0,1Nxcm – 3Nxcm, para operaciones sencillas y de 10 Nxcm – 35 Nxcm, para operaciones quirúrgicas).

■ Para el seccionador de tumores duros se obtuvo una fuerza de empuje aplicada en la cara de corte de 14,88N positiva (hacia abajo) lo cual es congruente con lo asumido a los ángulos de corte, esto es cuando $\beta > \gamma$. Este resultado puede ocasionar que la herramienta sea un poco apartada fuera de la zona de corte y reduzca la profundidad de corte, pero ello debe ser controlado por el operador del equipo, en este caso el neurocirujano. Caso contrario ocurre con el seccionador para tejidos blandos, la fuerza de empuje (F_t) resultante fue de - 0,264N (hacia arriba) que es coherente con la teoría de fundamentos del corte; esto se origina cuando $\beta < \gamma$ (diseño del diente, $26^\circ < 32^\circ$), al no ser tan elevada la magnitud de esta fuerza se espera teóricamente que el neurocirujano tenga un control más exacto con esta herramienta.

■ Se puede inferir mediante los resultados (ver Anexo A), que la viruta que se espera obtener del proceso para el seccionador de tejidos duros es de trozos gruesos, ($h_{ex} = 0,0402$ mm y $h_m = 0,0306$ mm), esto debido a que el ángulo de ataque es muy pequeño y el factor de fricción alto, que origina una disminución del plano cortante resultando en un aumento del espesor de viruta; Para el otro seccionador se obtuvo un espesor de viruta máximo de

0,0032 mm y promedio de 0,00204 mm por lo que los trozos serán muy finos, esto debido a un aumento en el diseño del ángulo de ataque (γ) y del ángulo del plano cortante (Φ). Las dimensiones de las virutas están por el orden de 10^{-2} mm a 10^{-3} mm.

7.2 Cánulas de aspiración

Otros elementos que se lograron diseñar en el trabajo de investigación fueron las cánulas de aspiración, cuya función principal es de extraer los restos tumorales o de tejidos junto al líquido de irrigación suministrado durante el procedimiento quirúrgico, conduciéndolos así a través del eyector al recipiente de descarga.

Para comenzar con el diseño de las cánulas se determinó el flujo másico máximo que se debía extraer, obteniendo un resultado de 0,00276 kg/min para el seccionador de tejidos duros y un valor de 0,000688 kg/min para el seccionador de tejidos blandos, se debe destacar que estos valores son obtenidos a partir de la velocidad de arranque de cada seccionador (ver Anexo A). En definitiva y para establecer el flujo másico máximo que se debe evacuar a través de las cánulas, se tomó el mayor valor que puede arrancar o desbastar los seccionadores y a esto se le adicionaba el flujo promedio de irrigación suministrado por los equipos médicos, dando como resultado 0,00281 kg/min, es decir, que las cánulas deben evacuar 0,00281 kg/min de restos tumorales y fluidos de irrigación.

Una vez planteado lo anterior, se estableció un caudal mínimo para el diseño fijándolo en un 15% del caudal que puede extraer el eyector, siendo 0,05565 kg/min al comparar el caudal anterior con lo se debe evacuar a través de las cánulas se concluyó que el flujo que se debía desocupar solo representaba el 5% del caudal mínimo de diseño y con lo que se pudo asumir que el flujo de diseño es aire.

Luego de todo este análisis se obtuvieron cuatro (4) arreglos de cánulas, que están conformadas por una pequeña boquilla y una parte plástica (manguera), las cuales arrojaron las siguientes curvas:

■ **Arreglo # 1 (Cánula # 1)**

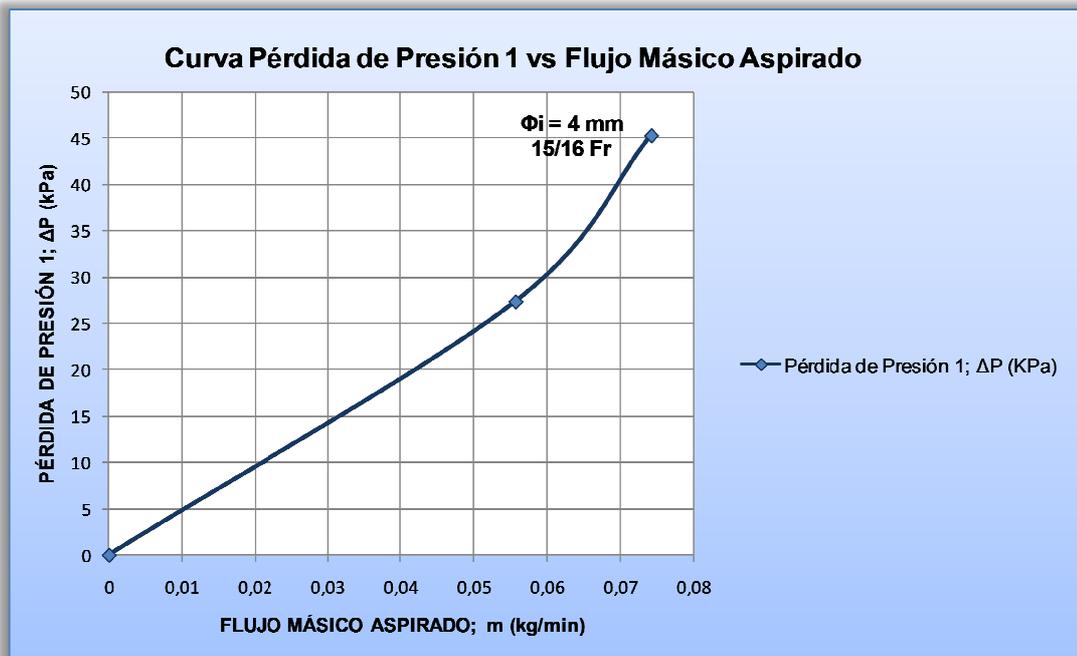


Figura 7.1 Curva Pérdida de presión vs Flujo másico aspirado para el arreglo # 1.
Fuente: Propia.

Para el arreglo # 1 se obtuvo una cánula que maneja un caudal máximo de 0,0742 kg/min, alrededor del 20% del caudal máximo que el eyector puede extraer, con una alta caída de presión máxima de 45,298 kPa; posee dimensiones de 4 mm de diámetro interno lo que es un diámetro normalizado de cánulas de 15/16 Fr y una longitud total de 1,72 m. La gráfica nos refiere un comportamiento lineal hasta un flujo de 0,05565 kg/min (15% Q_{asp}) con caída de presión de 27,36 kPa; se puede concluir que esta cánula tiene un caudal óptimo operacional de alrededor 0.057 kg/min donde las pérdidas de presión no superan la presión de vacío (-28kPa).

■ **Arreglo # 2 (Cánula # 2)**

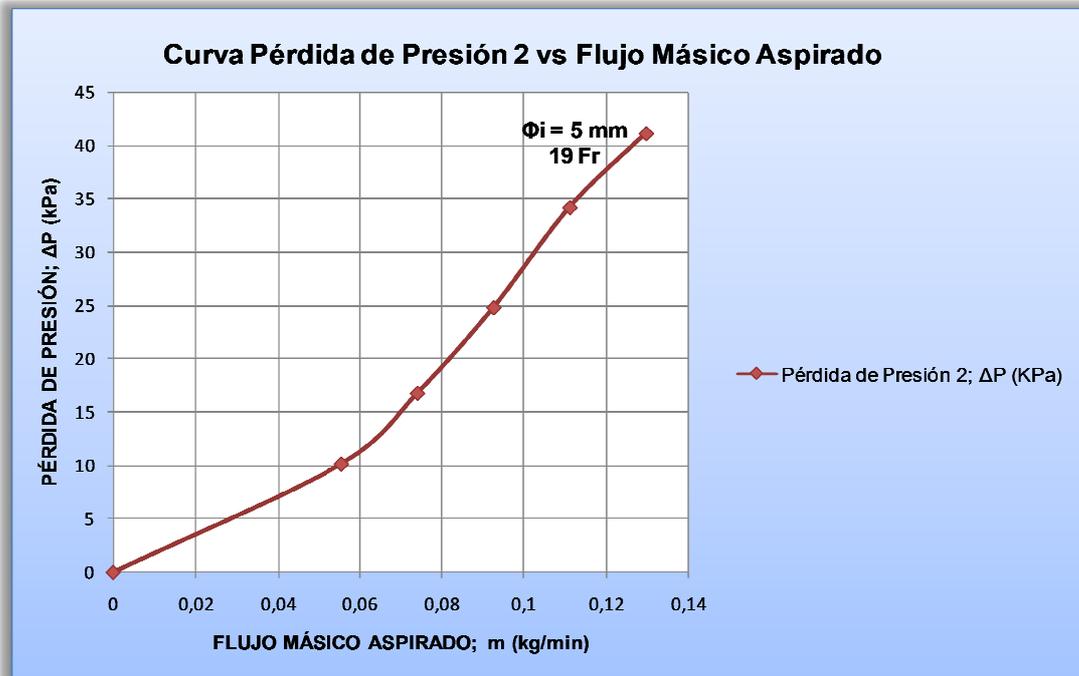


Figura 7.2 Curva Pérdida de presión vs Flujo másico aspirado para el arreglo # 2.
Fuente: Propia.

En la curva de la figura 7.2 se puede observar un comportamiento lineal hasta caudales de alrededor del 15% Q_{evac} , un 0,05565 kg/min (caudal máximo que puede extraer el eyector), luego ocurre un aumento progresivo de las pérdidas de carga a medida que aumenta el valor del flujo por la conducción (cánula) alcanzando así un máximo de pérdidas en la línea de 41,13 kPa para un flujo de 0,12985 kg/min (35% Q_{evac}). En la curva también podemos notar que la cánula tendrá un óptimo funcionamiento hasta caudales cercanos a 0,1 kg/min, donde las pérdidas de presión no superen una magnitud de 28 kPa. La cánula tiene una longitud total de 1,84 m con diámetro interno de 5 mm.

■ Arreglo # 3 (Cánula # 3)

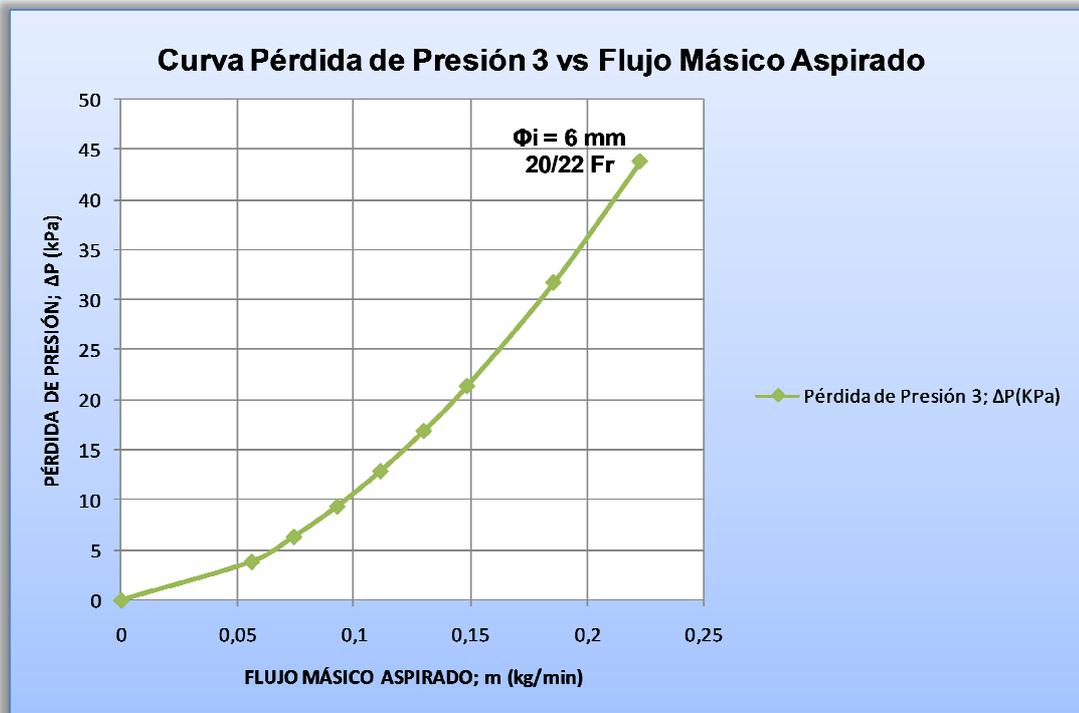


Figura 7.3 Curva Pérdida de presión vs Flujo másico aspirado para el arreglo # 3.
Fuente: Propia.

Para el arreglo # 3 (ver Figura 7.3), se diseñó una cánula que maneja por su conducción un caudal máximo de 0,223 kg/min, alcanzando caídas de presiones máximas de 43,794 kPa. Sin embargo haciendo el análisis de la curva se deduce que el valor óptimo de funcionamiento de la cánula esta en el rango de caudales de 0,05565 kg/min hasta aproximadamente 0,16 kg/min, para un rango de pérdidas de presión de 3,839 kPa hasta 26 kPa (aprox), estos rangos permiten un buen funcionamiento del eyector, ya que el mismo genera un vacío de 28kPa. La cánula tiene una longitud total de 1,65 m y un diámetro interno de 6 mm (20/22 Fr).

■ **Arreglo # 4 (Cánula # 4)**

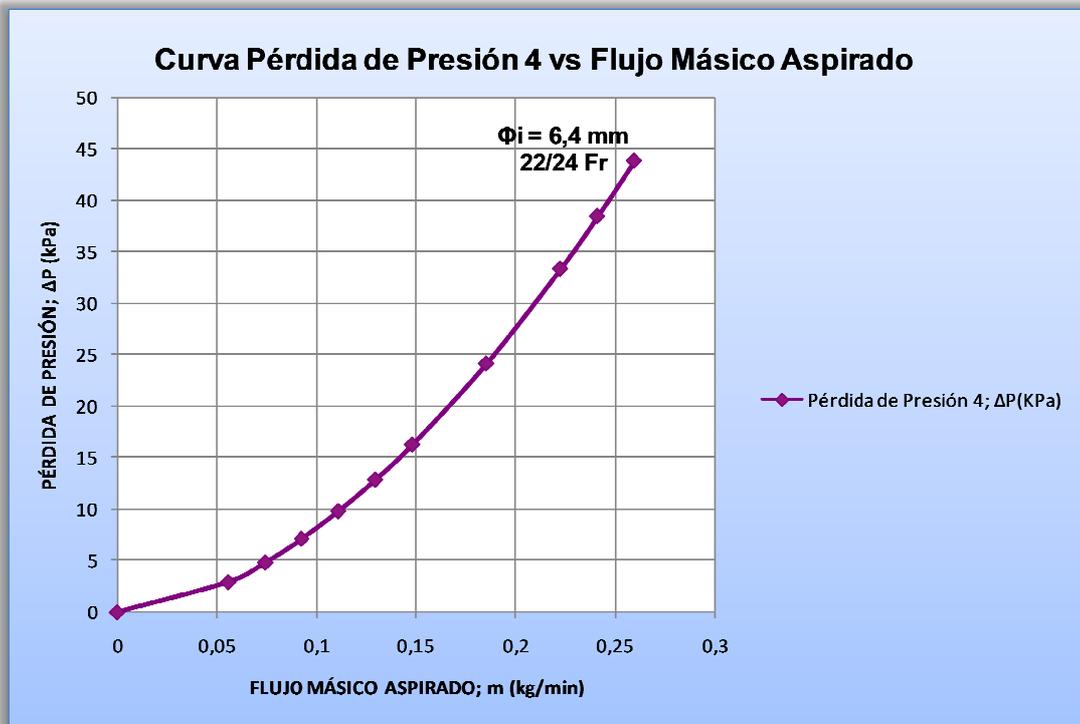


Figura 7.4 Pérdida de presión vs Flujo másico aspirado para el arreglo # 4.
Fuente: Propia.

De la figura 7.4 del arreglo # 4, se infiere que esta es la cánula que maneja un mayor flujo a través de su conducción teniendo su máximo en 0,2597 kg/min con caída de presión máxima de 43,833 kPa. El eyector logra su aspiración óptima para un flujo másico de 0,1855 kg/min con una pérdida en presión de 24,151 kPa. La longitud total de la cánula es de 1,71 m con diámetro interno de 6,4 mm (22/24 Fr, medida estandarizada en cánulas).

Para establecer una comparación entre las cánulas se presentan a continuación las gráficas 7.5 y 7.6.

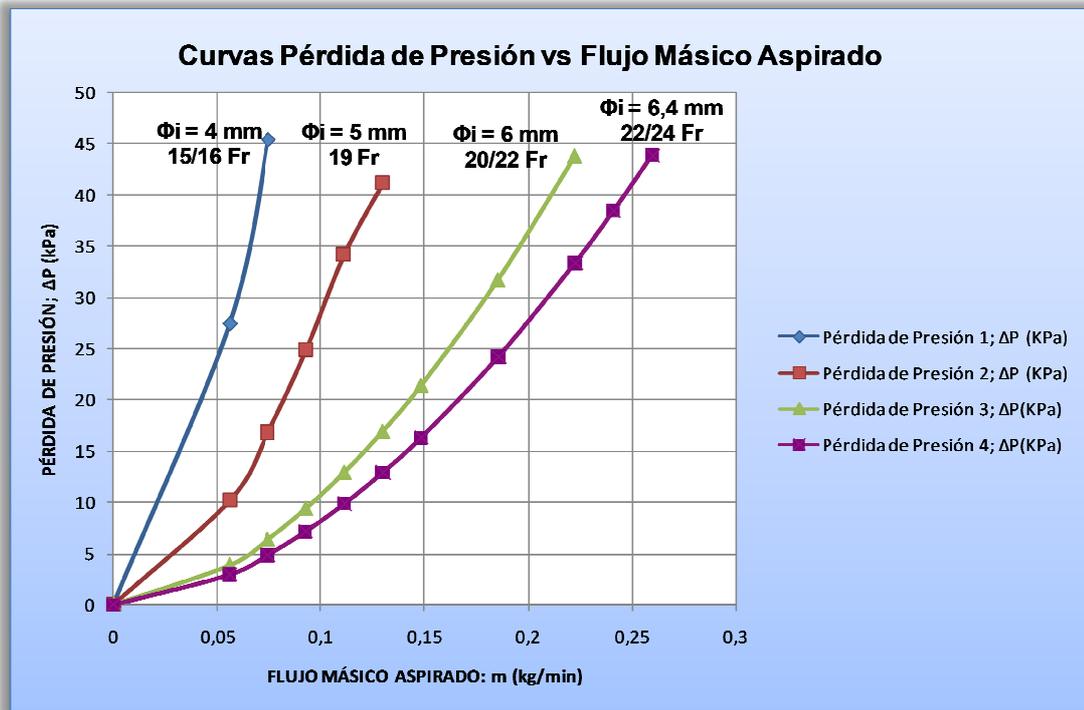


Figura 7.5 Curva comparativa para Pérdida de presión vs Flujo másico aspirado. Fuente: Propia.

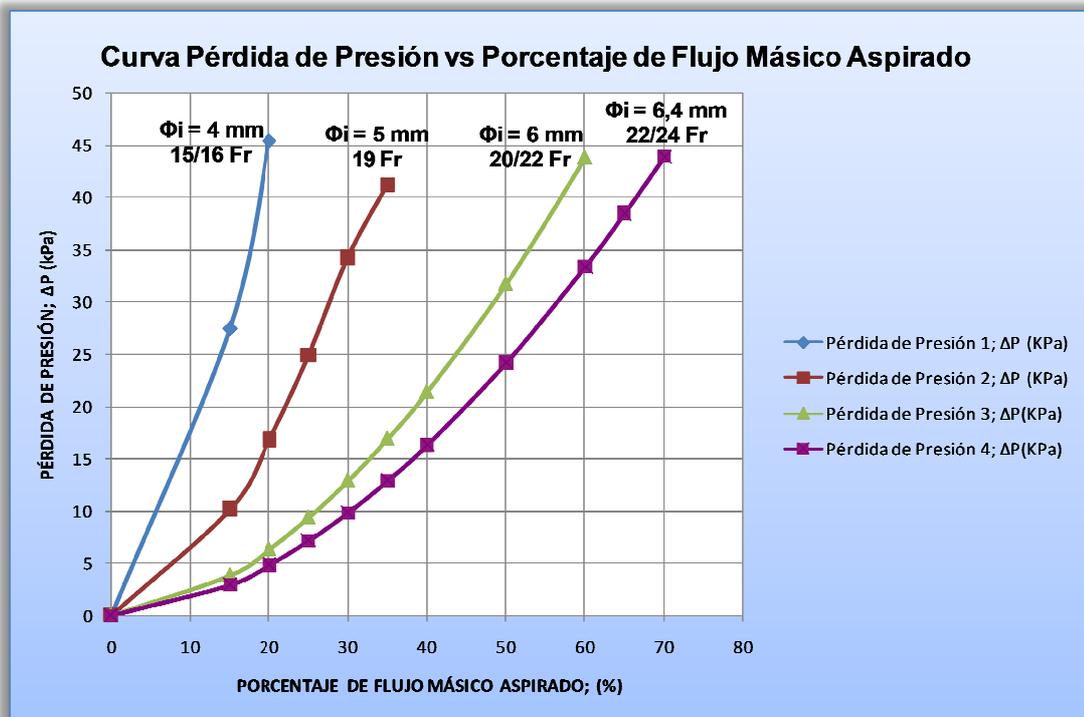


Figura 7.6 Curva comparativa Pérdida de presión vs Porcentaje de flujo másico aspirado. Fuente: Propia.

De las curvas anteriores (ver figuras 7.5 y 7.6) se observa que para el arreglo # 4, la curva tiende a ser más inclinada a la derecha lo que quiere decir que es la cánula que maneja más caudal y presenta caídas de presión más bajas en puntos donde las demás cánulas tienen una elevada pérdida de presión; por ejemplo: para un 20% del flujo la cánula # 4 tiene un $\Delta P = 4,833$ kPa; la cánula # 3 con $\Delta P = 6,335$ kPa; el arreglo # 2 presenta un $\Delta P = 16,778$ kPa y finalmente la cánula # 1 con un elevado $\Delta P = 45,298$ kPa, manejando el menor caudal del diseño (curva más hacia la izquierda). Esto también se atribuye al aumento del diámetro interno en el diseño de las cánulas, lo que se traduce en: a mayor diámetro interno, mayor el flujo que puede circular (o evacuar) por el conducto con caídas de presiones menores.

Por otro lado de las figuras 7.5 y 7.6 también se puede inferir que, la presión de vacío del eyector no es suficiente para manejar el óptimo funcionamiento de las cánulas, ya que en algún punto dentro de cada curva de las cánulas, las pérdidas por presión superan a la presión de vacío que genera el eyector.

CAPÍTULO 8

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se presentan las conclusiones más relevantes obtenidas en el desarrollo de este trabajo de investigación. También se plantean las recomendaciones que sentarán las bases para futuros trabajos de grado, para el continuo desarrollo y mejora de la microaspiradora.

8.1 Conclusiones

■ El propósito fundamental de esta tesis era el diseño de un seccionador con su cánula de aspiración para lograr la destrucción y extracción de restos tumorales en una intervención neuroquirúrgica. Para la obtención del mismo se plantearon y evaluaron seis (6) posibles soluciones; tres (3) para el conjunto armado (microaspiradora), y las otras tres (3) restantes para el estudio de la mejor solución para el seccionador. El proceso de la selección de la mejor solución para el conjunto armado y para el seccionador se llevo a cabo planteando y evaluando los criterios y restricciones para cada posible solución, al final la posible solución que cumplió con todas estas premisas fué tomada como solución definitiva del diseño.

■ Se logró el diseño de dos clases de seccionadores (tipo fresas odontológicas), uno para tumores duros (huesos, tejidos calcificados, etc.) 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, etc.) con forma en la cabeza cilíndrica punta plana. Este proceso se desarrollo 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 planteo 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 (S_U).

■ Se han diseñado mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cuatro (4) cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que estará 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 oscilan entre los 1,65 m a los 1,84 m, manejando caudales de evacuación hasta 70% del flujo máximo que puede extraer el eyector. Para la elaboración de las boquillas y conectores de las boquillas - cánulas se seleccionó como material, Acero Inoxidable 316L.

■ Se ha seleccionado como elemento motriz del dispositivo 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.

■ De acuerdo al estudio de mercado realizado, se ha determinado que en el país no se dispone de los tubing de aplicación médica (de Acero Inoxidable) requeridos para la fabricación de las boquillas; Sin embargo en el país se consiguen tubing (microtubería) de instrumentación que sirven para la construcción de dos (2) de las boquillas diseñadas, esto modificará las dimensiones de las boquillas (diámetro) pero sin afectar el diseño neumático ni el análisis de flujo hecho a las cánulas, ni el de los conectores. Por lo tanto al momento de realizar los estudios técnicos y económicos se asumieron los costos relativos a esta selección.

■ Se determinó la factibilidad técnica y económica de la solución definitiva para el diseño del conjunto armado (microaspiradora), lográndose verificar que el mismo se puede ensamblar y construir con los materiales, equipos y mano de obra disponibles en el país por lo que, se concluye que es factible tecnológicamente. Los costos de construcción, compra de materiales y equipos ascienden a 40.075,³² y comparándolo con un equipo neuroquirúrgico comercial el ahorro es del 89,04%, por lo tanto se concluye que el proyecto es factible económicamente.

8.2 Recomendaciones

■ Se recomienda realizar el diseño de una pieza de mano cuyo elemento motriz para la resección del tumor cerebral sea el ultrasonido.

■ Realizar un rediseño de las boquillas, esto es un cambio en sus dimensiones y material, para obtener una mayor longitud efectiva de trabajo y estudiar la posibilidad de fabricarlas completamente en el país.

■ Es aconsejable el diseño de cánulas para lipoaspiración, ya que la microaspiradora de tumores cerebrales puede transformarse en un liposccionador.

■ Es conveniente hacer pruebas de campo para evaluar el funcionamiento de las cánulas y del equipo armado; esto también para verificar el posible cambio del eyector por una bomba de vacío con mayor capacidad de aspiración.

■ Sería de gran utilidad diseñarle a la microaspiradora una cánula de irrigación – aspiración y a su vez adaptar la línea de irrigación, ya que, con la implementación de este fluido al sistema el personal médico se evitaría la tarea de suministrarlo de manera externa.

■ Realizar un manual de instrucciones de uso y mantenimiento del equipo.

ANEXO B

Cánulas de Succión

En el siguiente anexo se expondrán los cálculos referentes obtención de las cánulas de aspiración que extraerán los restos tumorales desbastados por el seccionador. Estos cálculos se han realizado utilizando la teoría de Técnicas de Vacío según lo expuesto en el Capítulo 3 de este trabajo de investigación.

B.1 Temperatura a la entrada de la cánula; T_1 (°C)

La temperatura de entrada T_1 a la cánula, se calculará con la siguiente ecuación^a:

$$\bullet T_1 = \frac{T_{corp} + T_{SO}}{2} \quad \dots Ec B.1$$

■ Temperatura corporal en quirófano; T_{corp} (°C)

Según el estudio realizado por Poveda et al (2009), al inicio de la cirugía la temperatura corporal promedio es de 35,6 °C y al final del procedimiento anestésico – quirúrgico es de 33,6 °C. Entonces para tomar un valor de temperatura corporal de un paciente para este estudio se considerará el siguiente criterio:

^a Ecuación utilizada por sugerencia del Prof. Gruber Caraballo.

B - 2 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

$$T_{\text{corp}} = \frac{T_{\text{inic}} + T_{\text{fin}}}{2} = \frac{(35,6 + 33,6)}{2} = 34,6 \text{ } ^\circ\text{C}; \text{ tomo:}$$

$$T_{\text{corp}} = 35 \text{ } ^\circ\text{C}$$

■ Temperatura en sala de operaciones (SO); T_{SO} ($^\circ\text{C}$)

La temperatura de la sala de operaciones (SO) varía entre $18 \text{ } ^\circ\text{C}$ y $23 \text{ } ^\circ\text{C}$, Poveda et al (2009). Entonces:

$$T_{\text{SO}} = \frac{T_{\text{min}} + T_{\text{máx}}}{2} = \frac{(18 + 23)^\circ\text{C}}{2} = 20,5 \text{ } ^\circ\text{C}; \text{ fijo:}$$

$$T_{\text{SO}} = 21 \text{ } ^\circ\text{C}^{\text{b}}$$

Ahora, sustituyendo en la ecuación B.1, se obtiene que:

$$T_1 = \frac{(35 + 21)^\circ\text{C}}{2}$$

$$T_1 = 28 \text{ } ^\circ\text{C}$$

B.2 Porción de tejido sólido y aire (%)

Para el cálculo de estas porciones se tomarán en cuenta el máximo flujo de aspiración del eyector diseñado y seleccionado en el Trabajo de Grado de J. Velasco, 2002 y la velocidad de arranque o tasa de remoción de viruta obtenido en el inciso A.1.22 y A.2.22 del Anexo A.

■ Máximo flujo de aspiración del eyector; m_{asp} (kg/min)

De la hoja técnica del eyector DF 2-3, se obtiene el siguiente dato:

^b Se fija este valor ya que las directrices de la ASPAN “**American Society of PeriAnesthesia Nurses**” (Sociedad Americana de Enfermería PeriAnestésica) indican que la sala de operaciones debe permanecer entre $20 \text{ } ^\circ\text{C}$ y $24 \text{ } ^\circ\text{C}$ (Poveda et al, 2009).

Máximo caudal de aspiración: $Q_N = 283 \text{ NI/min}$

Ahora para considerar este flujo en los cálculos debemos convertir este valor dado en unidades a condiciones normales a las condiciones reales, para ello se consideran las siguientes ecuaciones⁶:

$$\bullet Q_{FAD} = Q_N \times \frac{T_{FAD}}{T_N} \times \frac{P_N}{P_{FAD}} \quad \dots \text{Ec B.2}$$

$$\bullet Q_R = Q_{FAD} \times \frac{P_{\text{atm-S}}}{P_{\text{atm}} + P_A} \times \frac{T_R}{T_S} \quad \dots \text{Ec B.3}$$

Sustituyendo:

$$Q_{FAD} = (4,72 \text{ NI/s}) \times \frac{(273,15 + 20)\text{K}}{(273,15 \text{ K})} \times \frac{(1,013 \text{ bar})}{(1,00 \text{ bar})} = 5,132 \frac{\text{l}}{\text{s}}$$

$$Q_R = \left(5,132 \frac{\text{l}}{\text{s}}\right) \times \frac{101,325 \text{ kPa}}{101,325 \text{ kPa}} \times \frac{(28 + 273,15)\text{K}}{293,15 \text{ K}}$$

$$Q_R = 5,27 \text{ l/s (0,3162 m}^3\text{/min)}$$

El máximo flujo de aspiración viene dado por la ecuación:

$$\bullet \dot{m}_{asp} = Q_R \times \rho \quad \dots \text{Ec B.4}$$

Para calcular el flujo másico máximo que puede aspirar el eyector se necesita la densidad del fluido para ello se considera que el fluido es aire a una Temperatura de $28 \text{ }^\circ\text{C}$, entonces de las tablas de propiedades del aire:

$$\rho_{\text{aire@}28^\circ\text{C}} = 1.172 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

⁶ Las ecuaciones fueron tomadas del Libro Mecánica de los Fluidos Aplicada de Robert L Mott, 2003. También se encuentran en el Manual Técnico ATLAS COPCO, 2009.

B - 4 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

Entonces, sustituyendo en la ecuación B.4:

$$\dot{m}_{asp} = \left(0,3162 \text{ m}^3/\text{min} \right) \times \left(1,172 \text{ kg}/\text{m}^3 \right)$$

$$\dot{m}_{asp} = 0,371 \text{ kg}/\text{min}$$

■ Flujo másico de evacuación; \dot{m}_{evac} (kg/min)

En la obtención de este parámetro se tomará en cuenta la tasa de remoción de los tejidos tumorales los cuales se calcularon en los incisos A.1.22 y A.2.22 del Anexo A, entonces utilizando la ecuación B.4 se obtiene:

$$\dot{m}_{ext_1} = \left(1,534 \text{ cm}^3/\text{min} \right) \times \left(0,0018 \text{ kg}/\text{cm}^3 \right)$$

$$\dot{m}_{ext_1} = 0,00276 \text{ kg}/\text{min}$$

Flujo másico de extracción
para el seccionador 1
(Tejidos duros).

$$\dot{m}_{ext_2} = \left(0,6554 \text{ cm}^3/\text{min} \right) \times \left(0,00105 \text{ kg}/\text{cm}^3 \right)$$

$$\dot{m}_{ext_2} = 0,000688 \text{ kg}/\text{min}$$

Flujo másico de extracción
para el seccionador 2
(Tejidos blandos).

También la cánula tendrá que extraer el fluido de irrigación que es en promedio^d:

$$Q_{irrig} = 0,0000467 \left(\text{m}^3/\text{min} \right); \text{ Agua estéril } \rho = 1 \text{ kg}/\text{m}^3$$

^d Valores tomados de la tabla de equivalencia para equipos médicos utilizados en Neurocirugía, ver Anexo E y de la página del fabricante de estos equipos <http://www.r17.bmstu.ru/>.

$$\dot{m}_{\text{irrig}} = 0,0000467 \text{ kg/min}$$

Para fijar un flujo másico de evacuación se toma en cuenta el mayor valor de flujo másico de extracción (\dot{m}_{evac} , que se obtuvo de las tasas de remoción de viruta para los seccionadores) y a esto se le sumara el flujo másico de irrigación; Entonces lo planteado se resume en lo siguiente:

- $\dot{m}_{\text{evac}_{\text{total}}} = \dot{m}_{\text{ext}_1} + \dot{m}_{\text{irrig}}$... Ec B.5

Sustituyendo:

$$\dot{m}_{\text{evac}_{\text{total}}} = (0,002761 + 0,0000467) \text{ kg/min}$$

$$\dot{m}_{\text{evac}_{\text{total}}} = 0,00281 \text{ kg/min}$$

■ **Porcentaje de tejido sólido y aire**

Para el cálculo del porcentaje se aplicará una regla de tres simple, entonces:

$$\begin{array}{l} 0,371 \text{ kg/min} \quad \text{—————} \quad 100\% \\ 0,00281 \text{ kg/min} \quad \text{—————} \quad X \end{array}$$

$$X = 0,757 \% \text{ de restos tumorales}$$

En resumen: $\left\{ \begin{array}{l} 99,242 \% \text{ Aire} \\ 0,757 \% \text{ Restos tumorales} \end{array} \right.$

B - 6 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

Del resultado anterior se puede considerar como flujo de diseño para las cánulas de succión el aire ya que, el porcentaje de restos tumorales no alcanza el 1% del flujo máximo que el eyector puede extraer.

B.3 Flujo másico mínimo para el diseño; \dot{m}_{min} (kg/min)

Este flujo másico viene a establecer un valor mínimo de caudal para el diseño de las cánulas, ya que las mismas se calcularán estableciendo caudales y longitud para obtener diámetros (tanteo).

Para que este flujo sea congruente con la conclusión del inciso anterior debe cumplir la siguiente condición:

$$\% \dot{m}_{ext_{total}} < 15\% ; \text{ ver nota e}$$

Entonces se fija como flujo mínimo:

$$\dot{m}_{min} = 15\% \dot{m}_{asp} = 0,15 \times \left(0,371 \text{ kg/min} \right)$$

$$\dot{m}_{asp} = 0,05565 \text{ kg/min}$$

Ahora se comprueba si cumple la condición:

0,05565 kg/min	_____	100%
0,00281 kg/min	_____	X

$$X = 5 \% \text{ de restos tumorales}$$

Se puede observar que el caudal fijado cumple con la condición establecida, cabe destacar que esta condición es válida para poder asumir

^e La condición que se toma en cuenta por recomendación del Prof. José Gutiérrez.

que el flujo a extraer es completamente aire. También se puede comprobar que para porcentajes menores la condición no se cumple.

Por lo tanto:

$$\dot{m}_{\min} = 0,05565 \text{ kg/min}$$

B.4 Diámetros y longitud de las cánulas (configuraciones)

En el cálculo de los diámetros y longitudes de las cánulas de succión se utilizarán las ecuaciones^f del área efectiva y máxima capacidad de flujo en las conducciones (tuberías) de la teoría de Técnicas de Vacío, las cuales se presentan a continuación:

$$\bullet Q_{\text{cond}} = 11,1 \times S \quad \dots \text{ Ec B.6}$$

$$\bullet S = \alpha \times \sqrt{\frac{D^5}{L}} \quad \dots \text{ Ec B.7}$$

• Donde:

$$\bullet \alpha = 0,0844 \times C_t \times D^{0,155} \quad \dots \text{ Ec B.8}$$

$$\bullet \text{ Donde: } \begin{cases} C_t = 1,6; \text{ Para tubos de acero} \\ C_t = 2; \text{ Para tubos de plástico} \end{cases}$$

Tomando la ecuación B.8 y planteándola para cada material de tubería, se obtiene:

$$\bullet \alpha_1 = 0,0844 \times (1,6) \times D^{0,155} \Rightarrow \alpha_1 = 0,13504 \times D^{0,155} \quad \dots \text{ Ec B.9}$$

$$\bullet \alpha_2 = 0,0844 \times (2) \times D^{0,155} \Rightarrow \alpha_2 = 0,1688 \times D^{0,155} \quad \dots \text{ Ec B.10}$$

Según la solución planteada para el diseño las cánulas constan de dos partes, una metálica y la otra de plástico; ya que la parte metálica (acero

^f Las ecuaciones fueron tomadas del libro Neumática de la S.A SMC España.

B - 8 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

inoxidable) es pequeña comparada con la parte plástica consideramos para los cálculos la ecuación B.10.

Para los cálculos se utilizará un método de tanteo fijando un flujo de conducción (comenzando por el flujo obtenido en el apartado B.3, ya que este cumple con la condición planteada para poder asumir que el flujo es aire) y una longitud provisional para obtener un diámetro de diseño de la cánula; A partir de este diámetro se fija uno que se encuentre comercialmente y se recalcula la longitud para que cumpla con la condición de diseño la cual plantea, que la longitud mínima de la cánula debe ser de 1,3m.

Este procedimiento continúa con el siguiente flujo de la conducción, el cual se fija como un porcentaje del máximo caudal de aspiración del eyector hasta cumplir con un caudal máximo de diseño que arroje un diámetro menor a 8mm.

A continuación se presentan con cálculos lo planteado anteriormente:

■ **Para 15% Qasp (m_{min})**

$$\bullet Q_{15\%} = 0,15 \times Q_{asp} = 0,15 \times (283 \text{ Nl/min})$$

$$Q_{15\%} = 42,45 \text{ Nl/min} \quad (0,05565 \text{ kg/min})$$

Porcentaje de tejido sólido y aire:

0,05565 kg/min	_____	100%
0,00281 kg/min	_____	X

En resumen: $\left\{ \begin{array}{l} 95\% \text{ Aire} \\ 5\% \text{ Tejido sólido} \end{array} \right.$

Sustituyendo en la ecuación B.6, se obtiene:

$$(42,45 \text{ Nl}/\text{min}) = 11,1 \times S$$

$$S = 3,824 \text{ mm}^2$$

Combinando las ecuaciones B.7 y B.10 y sustituyendo los valores, se obtiene:

$$3,824 \text{ mm}^2 = 0,1688 \times D^5 \times \sqrt{\frac{D^5}{L}} ; \text{ suponiendo } L = 2\text{m}$$

$$D = 3,69 \text{ mm}$$

- **Fijo:** D = 4mm; recalculando la longitud de la cánula:

$$D = 4\text{mm} \longrightarrow L = 3,067 \text{ m}$$

■ Para 20% Qasp

- $Q_{20\%} = 0,20 \times Q_{asp} = 0,20 \times (283 \text{ Nl}/\text{min})$

$$Q_{20\%} = 56,6 \text{ Nl}/\text{min} \text{ (0,0742 kg/min)}$$

Porcentaje de tejido sólido y aire:

0,0742 kg/min	—————	100%
0,00281 kg/min	—————	X

B - 10 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

En resumen: $\left\{ \begin{array}{l} 96,21\% \text{ Aire} \\ 3,79\% \text{ Tejido sólido} \end{array} \right.$

Sustituyendo en la ecuación B.6, se obtiene:

$$(56,6 \text{ Nl/min}) = 11,1 \times S$$

$$S = 5,1 \text{ mm}^2$$

Combinando las ecuaciones B.7 y B.10 y sustituyendo los valores, se obtiene:

$$5,1 \text{ mm}^2 = 0,1688 \times D^5 \times \sqrt{\frac{D^5}{L}} ; D=4 \text{ mm}$$

$$D = 4\text{mm} \longrightarrow L = 1,72 \text{ m}$$

- Se adaptará para un rango de flujo entre 15 - 20% Q_{asp} una cánula con un Diámetro de 4mm y longitud total de 1,72 m.

Para el resto de las cánulas de aspiración se presentaran los resultados en una tabla (ver tabla B.1) resumen ya que, el procedimiento seguido para su obtención fue el expuesto anteriormente.

Tabla B.1 Resumen para diámetros y longitudes de las cánulas

Porcentaje de Caudal (%)	Caudal de diseño (Nl/min)	Área efectiva, S (mm ²)	Diámetro interno; D (mm) para L = 2m	Diámetro interno cánula; D (mm)	Longitud de la cánula; L (m)	# Arreglo
15	42,45	3,824	3,69	4	3,067	1 L _C = 1,72m D = 4mm
20	56,6	5,1	-----	4	1,72	Rango de Operación: Hasta 20%Q _{asp}
25	70,75	6,37	4,47	5	3,61	2 L _C = 1,84m D = 5mm
30	84,9	7,648	-----	5	2,51	Rango de Operación: Hasta 35%Q _{asp}
35	99,05	8,923	-----	5	1,84	
40	113,2	10,198	5,34	6	3,71	3 L _C = 1,65m D = 6mm
45	127,35	11,47	-----	6	2,934	Rango de Operación: Hasta 60%Q _{asp}
50	141,5	12,75	-----	6	2,38	
55	155,65	14,023	-----	6	1,96	
60	169,8	15,297	-----	6	1,65	
65	183,95	16,572	6,412	6,4	1,98	4 L _C = 1,71m D = 6,4mm
70	198,1	17,846	-----	6,4	1,71	Rango de Operación: Hasta 70%Q _{asp}

B.5 Selección de áreas geométricas para la punta de la cánula

■ Arreglo seccionador – cánula # 1

En el cálculo y selección de un diámetro para la micro tubería “tubing” (punta de la cánula) se igualara el área geométrica de la tubería plástica obtenida mediante las técnicas de vacío, al área geométrica de la sección anular (área de entrada; esto porque el seccionador queda dentro de la punta de la cánula), partiendo del hecho que con igualdades de áreas geométricas, tendrán la misma área efectiva de evacuación.

Entonces:

- **Área de tubería plástica:** $A_p = \frac{\pi}{4} \times D^2 = \frac{\pi}{4} \times (4 \text{ mm})^2$

$$A_p = 12,57 \text{ mm}^2$$

- **Área tubo de acero:** $A_{SA} = \frac{\pi}{4} \times (D_i^2 - d_1^2)$

Igualando:

$$12,57 \text{ mm}^2 = \frac{\pi}{4} \times [D_i^2 - (1,6 \text{ mm})^2]$$

$$16 \text{ mm}^2 = D_i^2 - 2,56 \text{ mm}^2$$

$$D_i = 4,31 \text{ mm}$$

Diámetro interno del micro tubo de acero.

• Se selecciona para esta configuración una tubería de plástico y un micro tubo (tubing) con las siguientes dimensiones comerciales:

Arreglo 1:	{	Tubería de acero (tubing):	Tubería de plástico
		$D_e = 5,2 \text{ mm}$ $D_i = 4,4 \text{ mm}$	(Poliuretano, PFA o FEP) 4 x 6 mm

En los siguientes arreglos solo se colocaran los resultados obtenidos ya que, el procedimiento de cálculo se explico en el apartado anterior.

■ Arreglo seccionador – cánula # 2

• Área de tubería plástica: $A_p = 19,64 \text{ mm}^2$

• Área tubo de acero: $A_{SA} = \frac{\pi}{4} \times (D_i^2 - d_1^2)$

Igualando: $D_i = 5,25 \text{ mm}$

Diámetro interno del micro tubo de acero.

• Se selecciona para esta configuración una tubería de plástico y un micro tubo (tubing) con las siguientes dimensiones comerciales:

Arreglo 2: {	Tubería de acero (tubing):		Tubería de plástico
	$D_e = 6,35 \text{ mm}$	$e_p = 0,5 \text{ mm}$	Poliuretano, PFA, FEP.
	$D_i = 5,35 \text{ mm}$		$5 \times 8 \text{ mm}$

■ Arreglo seccionador – cánula # 3

• Área de tubería plástica: $A_p = 28,27 \text{ mm}^2$

• Área tubo de acero: $A_{SA} = \frac{\pi}{4} \times (D_i^2 - d_1^2)$

Igualando: $D_i = 6,21 \text{ mm}$

Diámetro interno del micro tubo de acero.

B - 14 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

• Se selecciona para esta configuración una tubería de plástico y un micro tubo (tubing) con las siguientes dimensiones comerciales:

Arreglo 3:	{	Tubería de acero (tubing):	Tubería de plástico PFA,
		$D_e = 7 \text{ mm}$	FEP, Poliuretano.
		$e_p = 0,4 \text{ mm}$	$6 \times 9 \text{ mm}$
		$D_i = 6,2 \text{ mm}$	

■ Arreglo seccionador – cánula # 4

• **Área de tubería plástica:** $A_p = 32,169 \text{ mm}^2$

• **Área tubo de acero:** $A_{SA} = \frac{\pi}{4} \times (D_i^2 - d_1^2)$

Igualandando: $D_i = 6,59 \text{ mm}$ Diámetro interno del micro tubo de acero.

• Se selecciona para esta configuración una tubería de plástico y un micro tubo (tubing) con las siguientes dimensiones comerciales:

Arreglo 4:	{	Tubería de acero (tubing):	Tubería de plástico
		$D_e = 7,5 \text{ mm}$	(Poliuretano, PFA o FEP)
		$e_p = 0,4 \text{ mm}$	$6,4 \times 9,5 \text{ mm (3/8")}$
		$D_i = 6,7 \text{ mm}$	

B.6 Curvas Flujo Másico vs Pérdida de Carga para las cánulas de aspiración

B.6.1 Arreglo # 1

Planteando la ecuación de Bernoulli para la cánula de aspiración del arreglo #1, se obtiene que:

$$\bullet \frac{P_1}{\gamma_1} + Z_1 + \frac{V_1^2}{2g} = \frac{P_2}{\gamma_2} + Z_2 + \frac{V_2^2}{2g} + h_{f_{12}}$$

Ya que el fluido es aire se pueden hacer algunas simplificaciones, entonces la ecuación anterior queda⁹:

$$\bullet \frac{P_1 - P_2}{\gamma} = h_{f_{12}} \Rightarrow \Delta P = \gamma h_{f_{12}} \quad \dots \text{Ec B.11}$$

Donde:

$$\bullet h_{f_{12}} = h_{f_{\text{tub}}} + h_{f_{\text{acc}}} \quad \dots \text{Ec B.12}$$

En este caso la longitud punta de la cánula (de acero inoxidable) es muy pequeña en comparación a la longitud de la parte plástica (polietileno), entonces se puede despreciar la parte de la punta y considerar que toda la cánula es plástica (manguera).

■ Pérdidas por tubería

Las pérdidas por fricción en la tubería viene dada por la ecuación:

$$\bullet h_{f_{\text{tub}}} = f \times \frac{L}{D} \times \frac{V^2}{2g} \quad \dots \text{Ec B.13}$$

• Velocidad en la tubería

$$\bullet Q_{\text{asp}_{\text{cánula}}} = A \times V_1 \rightarrow V_1 = \frac{Q_{\text{asp}_{\text{cánula}}}}{A} = \frac{\dot{m}_{\text{asp}_{\text{cánula}}}}{A \times \rho} \quad \dots \text{Ec B.14}$$

De las tablas de propiedades del aire:

$$\left\{ \begin{array}{l} \rho_1 = \rho_{\text{aire}@28^\circ\text{C}} = 1,172 \text{ kg/m}^3 \\ \gamma_1 = \gamma_{\text{aire}@28^\circ\text{C}} = 11,498 \text{ N/m}^3 \\ \nu_1 = \nu_{@28^\circ\text{C}} = 1,582 \times 10^{-5} \end{array} \right.$$

⁹ Ver apartados B.3 y B.4 de este anexo.

B - 16 Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.

Sustituyendo en la ecuación B.14:

$$V_1 = \frac{\left(0,05565 \frac{\text{kg}}{\text{min}}\right)}{\left(12,57 \times 10^{-6} \text{ m}^2\right) \times \left(1,172 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right)} = 3777,48 \frac{\text{m}}{\text{min}}$$

$$V_1 = 62,958 \text{ m/s}$$

• **Número de Reynolds; R_e**

El número de Reynolds está definida por la ecuación:

$$\bullet R_e = \frac{V_1 \times D_h}{\nu_1} \quad \dots \text{Ec B.15}$$

Sustituyendo:

$$R_e = \frac{\left(62,958 \frac{\text{m}}{\text{s}}\right) \times (0,004 \text{ m})}{1,582 \times 10^{-5} \frac{\text{m}^2}{\text{s}}}$$

$$R_e = 1,5918 \times 10^4$$

Turbulento

• De la ecuación de C.F Colebrook:

$$\bullet \frac{1}{\sqrt{f}} = -2 \times \log\left(\frac{\varepsilon/D}{3,7} + \frac{2,51}{R_e \sqrt{f}}\right) \quad \dots \text{Ec B.16}$$

Donde:

• Rugosidad (Tub. Plástico y vidrio), ε (m) \approx Suavidad^h $\rightarrow (\varepsilon/D) \approx 0$

Sustituyendo en la ecuación B.16, se obtiene:

$$\frac{1}{\sqrt{f}} = -2 \times \log\left(\frac{0}{3,7} + \frac{2,51}{(1,5918 \times 10^4) \sqrt{f}}\right)$$

$$f = 0,0274$$

^h Valor tomado de la Tabla 9.1 Rugosidad de conducto: valores de diseño. Del Libro Mecánica de Fluidos Aplicada por Robert L Mott. Pág. 240. Ver anexo E.

Ahora, sustituyendo en la ecuación B.13:

$$h_{ftub} = (0,0274) \times \left[\frac{(62,958 \text{ m/s})^2}{2 \times (9,81 \text{ m/s}^2)} \right] \times \left(\frac{1720 \text{ mm}}{4 \text{ mm}} \right)$$

$$h_{ftub} = 2379,55 \text{ m.c. aire}$$

Entonces:

$$\gamma_1 \times h_{ftub} = (11,498 \text{ N/m}^3) \times (2379,55 \text{ m.c. aire})$$

$$\gamma_1 \times h_{ftub} = 27,36 \text{ kPa}$$

• **Pérdida de presión por accesorios; ΔP_{acc}**

Los accesorios para el arreglo # 1 son dos (2) acoples, uno un racor recto automático y el otro es el acople boquilla – cánula para esta configuración (ver lámina 6 - A) entonces, por recomendaciones técnicas del personal de la Casa Comercial Parker, se asume que los racores rectos proporcionarían caídas mínimas de presión al sistema; y para el acople se asumirá que también aporta caídas de presión mínimas al sistema, por lo tanto:

Pérdidas de presión por accesorios:



$$\Delta P_{acc} \approx 0 \text{ kPa}$$

Sustituyendo en la ecuación B.11:

$$\Delta P_{cánula_15\%} = (27,36 + 0) \text{ kPa}$$

$$\Delta P_{cánula_15\%} = 27,36 \text{ kPa}$$

B - 18 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

Los resultados para el próximo caudal de diseño y el de los arreglos # 2, 3 y 4, se presentan a continuación en la Tabla B.2.

Tabla B.2 Datos para las Curvas Flujo Másico vs Pérdidas de Carga

Arreglo	A (mm ²)	\dot{m} (kg/min)	V (m/s)	$R_e(x10^4)$	f	L/D	ΔP_{acc} (kPa)	$\gamma_1 x h_{ftub}$ (kPa)	ΔP_{total} (kPa)
1	12,57	0,05565	62,958	1,5918	0,027392	430	≈ 0	27,36	27,36
		0,0742	83,944	2,1225	0,02551		≈ 0	45,298	45,298
2	19,64	0,05565	40,294	1,2735	0,02899	368	≈ 0	10,152	10,152
		0,0742	53,726	1,698	0,02695		≈ 0	16,778	16,778
		0,09275	67,157	2,1225	0,02551		≈ 0	24,812	24,812
		0,1113	80,589	2,5471	0,024412		≈ 0	34,191	34,191
		0,12985	90,020	2,9716	0,02353		≈ 0	41,131	41,131
3	28,27	0,05565	27,994	1,0617	0,03039	275	≈ 0	3,839	3,839
		0,0742	37,325	1,4156	0,02822		≈ 0	6,335	6,335
		0,09275	46,656	1,7695	0,02668		≈ 0	9,358	9,358
		0,1113	55,987	2,1234	0,0255		≈ 0	12,885	12,885
		0,12985	65,319	2,4773	0,02457		≈ 0	16,897	16,897
		0,1484	74,65	2,8312	0,02381		≈ 0	21,379	21,379
		0,1855	93,312	3,539	0,02259		≈ 0	31,708	31,708
		0,2226	111,975	4,2468	0,02167		≈ 0	43,794	43,794
4	32,169	0,05565	24,601	0,99523	0,030922	267,19	≈ 0	2,9303	2,9303
		0,0742	32,801	1,32696	0,028687		≈ 0	4,833	4,833
		0,09275	41,001	1,65871	0,027111		≈ 0	7,136	7,136
		0,1113	49,202	1,9905	0,025913		≈ 0	9,823	9,823
		0,12985	57,402	2,32219	0,02495		≈ 0	12,877	12,877
		0,1484	65,602	2,65394	0,024173		≈ 0	16,289	16,289
		0,1855	82,003	3,31742	0,022937		≈ 0	24,151	24,151
		0,2226	98,403	3,9809	0,021994		≈ 0	33,347	33,347
		0,2412	106,625	4,3135	0,021596		≈ 0	38,45	38,45
		0,2597	114,804	4,6444	0,021239		≈ 0	43,833	43,833

B.7 Presión a la entrada de las cánulas de aspiración

Para el cálculo de las presiones en el punto de aspiración se toman en cuenta la caída de presión (ver tabla B.2) a lo largo de la cánula y la presión de vacío que genera el eyector; por lo tanto:

$$\bullet \Delta P = P_1 - P_2 \longrightarrow P_1 = \Delta P + P_2 \quad \dots \text{Ec B.17}$$

■ Calculando para un valor de: 15% Q_{asp} , se obtiene:

$$\text{Datos: } \left\{ \begin{array}{l} \Delta P_{15\%Q_{asp}} = 27,36 \text{ kPa} \\ P_2 = -28 \text{ kPa} \end{array} \right.$$

Sustituyendo:

$$P_1 = [27,36 + (-28)] \text{ kPa}$$

$$\mathbf{P_1 = - 0,64 \text{ kPa}}$$

Los resultados de las presiones de entrada para los próximos caudales de diseño se presentan a continuación en la Tabla B.3.

Tabla B.3 Presiones de entrada en las cánulas.

Arreglo	Porcentaje de Caudal (%)	Caída de presión; ΔP (kPa)	Presión del Eyector; P_2 (kPa)	Presión en la Entrada: P_1 (kPa)
1	15	27,36	- 28	- 0,64
	20	45,298		17,298
2	15	10,152		- 17,848
	20	16,778		- 11,222
	25	24,812		- 3,188
	30	34,191		6,191
	35	41,131		13,131
3	15	3,839		- 24,161
	20	6,335		- 21,665
	25	9,358		- 18,642
	30	12,885		- 15,115
	35	16,897		- 11,103
	40	21,379		- 6,621
	50	31,708		3,708
4	60	43,794		15,794
	15	2,9303		- 25,07
	20	4,833	- 23,167	
	25	7,136	- 20,864	
	30	9,823	- 18,177	
	35	12,877	- 15,123	
	40	16,289	- 11,711	
	50	24,151	- 3,849	
	60	33,347	5,347	
	65	38,45	10,45	
70	43,833	15,833		

B - 22 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

ANEXO C

Línea de suministro

En las siguientes páginas de este anexo, se presentan los cálculos de la línea de suministro de aire comprimido al eyector; la cual suministrará el aire necesario para generar el vacío que se requiere para la extracción de los restos tumorales.

Los cálculos mencionados se realizaron utilizando la teoría de mecánica de los fluidos y siguiendo algunas recomendaciones de la teoría neumática.

C.1 Datos de la línea de suministro

Se cuentan con los siguientes datos:

- **Consumo del eyector:** $Q_{\text{eyec}} = 6\text{SCFM}$ (170 NI/min).
- **Longitud de la tubería flexible:** $L_{\text{Diseño}} = 10\text{m}$.
- **Presión de operación del eyector:** $P_{\text{op}} = 5,5\text{ bar}$ (80psig).
- **Accesorios:** - 1 Válvula reguladora de caudal.
- 1 Válvula de accionamiento manual (pedal).

C - 2 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

C.1.1 Consumo del eyector en términos de aire libre (FAD); Q_{FAD} (l/s)

De la ecuación^a obtenemos que:

$$\bullet Q_{FAD} = Q_N \times \frac{T_{FAD}}{T_N} \times \frac{P_N}{P_{FAD}} \quad \dots \text{Ec C.1}$$

Sustituyendo:

$$Q_{FAD} = \left(2,8333 \text{ NI/s}\right) \times \frac{(273,15+20) \text{ K}}{273,15 \text{ K}} \times \frac{1,013 \text{ bar}}{1,00 \text{ bar}}$$

$$Q_{FAD} = 3,08 \text{ l/s}$$

C.1.2 Consumo del eyector en condiciones reales; Q_a (m³/s)

Con la siguiente ecuación obtenemos^b:

$$\bullet Q_a = Q_s \times \frac{P_{ATM-S}}{P_{ATM} + P_a} \times \frac{T_a}{T_s} \quad \dots \text{Ec C.2}$$

Sustituyendo:

$$Q_a = \left(3,08 \text{ l/s}\right) \times \frac{101,3 \text{ kPa}}{(101,3+551,58)\text{kPa}} \times \frac{(273,15+25)\text{K}}{293,15 \text{ K}}$$

$$Q_a = 0,486 \text{ l/s (0,000486 m}^3\text{/s)}$$

Descripción de la línea de suministro:	{	$P_T = 5,52 \text{ bar}$ $Q_{FAD} = 3,08 \text{ l/s}$ $Q_a = 0,000486 \text{ m}^3\text{/s}$ $P_{ABS} = 6,5132 \text{ bar}$
--	---	---

^a La ecuación usada fue tomada de la Manual Técnico ATLAS COPCO 2010.

^b La ecuación usada fue toma del Libro "Mecánica de Fluidos Aplicada" pág. 501.

C.2 Diámetro de la tubería, d (mm)

La línea de suministro de aire comprimido se diseñará de tal modo que la velocidad en la línea de aire comprimido sean las admisibles, entonces:

Velocidad permitida en líneas de aire comprimido^c: \longrightarrow $V_{adm} = 6 - 10 \text{ m/s}$

Ahora calculando un diámetro para una velocidad promedio permitida:

$$\bullet V = \frac{Q_a}{A} \quad \dots \text{Ec C.3}$$

Se toma una velocidad promedio de: 8 m/s; sustituyendo en la ecuación C.3 se obtiene que:

$$8 \text{ m/s} = \frac{0,000486 \text{ m}^3/\text{s}}{A_{int}}$$

$$A_{int} = 6,075 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \text{ (60,75 mm}^2\text{)}$$

Despejando el diámetro de la sección interna de la tubería:

$$A_{int} = \pi \times \frac{D^2}{4} \Rightarrow 60,75 = \pi \times \frac{D^2}{4}$$

$$D_{int} = 8,79 \text{ mm}$$

Se selecciona una manguera para aire comprimido de poliuretano de diámetro interno $D_{int} = 9 \text{ mm}$ (aprox. 3/8").

^c Recomendación tomada del Libro "Neumática" por Antonio Serrano Nicolás; pág. 80.

C.3 Cálculo de la línea de aire comprimido (comprobación).

Planteando la ecuación de Bernoulli desde la toma del compresor hasta al eyector:

$$\bullet \frac{P_1}{\gamma_1} + Z_1 + \frac{V_1^2}{2 \times g} = \frac{P_2}{\gamma_2} + Z_2 + \frac{V_2^2}{\gamma_2} + h_{f_{12}} \quad \dots \text{Ec C.4}$$

Consideraciones:

• Si se plantea como objetivo del diseño de la línea de aire comprimido tener un pequeño cambio o caída de presión entre los puntos 1 y 2, entonces puede ignorarse el cambio en peso específico. Por lo tanto: $\gamma_1 = \gamma_2$.

• Debido a que el peso específico del aire y de otros gases es muy pequeño, es permitido ignorar las diferencias de elevación cuando se está tratando flujos de gases, al menos que estas diferencias sean muy grandes; entonces: $Z_1 = Z_2$.

• La velocidad en los puntos de referencia será igual, debido a que se utilizará el mismo diámetro de tubería en todo el proceso. Por consiguiente los términos de cabeza de velocidad pueden cancelarse de la ecuación de energía (Robert L Mott, 1996).

Entonces:

$$\bullet \Delta P = P_1 - P_2 = \gamma \times h_{f_{12}} \quad \dots \text{Ec C.5}$$

C.3.1 Pérdida de energía en la tubería; h_{ftub} (m)

Según la ecuación de Darcy:

$$\bullet h_{f_{tub}} = f_{tub} \times \left(\frac{L}{D}\right) \times \left(\frac{V^2}{2 \times g}\right) \quad \dots \text{Ec C.6}$$

$$\bullet \left(\frac{L}{D}\right)_{tub} = \frac{10.000 \text{ mm}}{9 \text{ mm}}$$



$$\left(\frac{L}{D}\right)_{tub} = 1111,11$$

■ Cabeza de velocidad

Se plantea la siguiente ecuación:

$$\bullet V = \frac{Q_a}{A} \quad \dots \text{Ec C.7}$$

$$\bullet A = \Pi \times r^2 = \Pi \times (4,5 \text{ mm})^2 \quad \longrightarrow \quad A = 63,617 \text{ mm}^2$$

Sustituyendo en la ecuación C.6, se obtiene:

$$V = \frac{0,000486 \text{ m}^3/\text{s}}{63,617 \times 10^{-6} \text{ m}^2} \quad \longrightarrow \quad V = 7,639 \text{ m/s}$$

Ahora la cabeza de velocidad queda definida por:

$$\bullet \frac{V^2}{2 \times g} = \frac{(7,639 \text{ m/s})^2}{2 \times (9,81 \text{ m/s}^2)} \quad \longrightarrow \quad \frac{V^2}{2 \times g} = 2,974 \text{ m}$$

■ Número de Reynolds; \mathbb{R}_e

El número de Reynolds queda definido por la siguiente ecuación:

$$\bullet \mathbb{R}_e = \frac{V \times D \times \rho}{\mu} \quad \dots \text{Ec C.8}$$

• Propiedades a las condiciones de entrega:

Peso específico; γ (N/m^3)

$$\bullet \gamma = \frac{P_{\text{ABS}}}{R \times T} = \frac{652,92 \times 10^3}{(29,2 \text{ N m/NK}) \times (298,15 \text{ K})} \quad \longrightarrow \quad \gamma = 71,98 \text{ N/m}^3$$

$$\bullet \rho = \frac{\gamma}{g} = \frac{(71,89 \text{ N/m}^3)}{9,81 \text{ m/s}^2} \quad \longrightarrow \quad \rho = 7,328 \text{ kg/m}^3$$

C - 6 Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.

• $\mu_{@25^{\circ}\text{C}} = 1,835 \times 10^{-5} \text{ Pa} \times \text{s}$ \longrightarrow

Tomado de la tabla de propiedades del aire del libro "Mecánica de Fluidos Aplicada"

Sustituyendo en la ecuación Ec C.8 se obtiene:

$$\mathbb{R}_e = \frac{(7,639 \text{ m/s}) \times (9 \times 10^{-3} \text{ m}) \times (7,328 \text{ kg/m}^3)}{1,835 \times 10^{-5} \text{ Pa} \times \text{s}}$$

$$\mathbb{R}_e = 2,7455 \times 10^4$$

■ **Factor de fricción de la tubería; f**

- Rugosidad relativa; ε

De la tabla (ver Anexo E) se obtiene que para tuberías plásticas:

$$\varepsilon \approx \text{Suavidad}$$

Entonces:

Con: $\left\{ \begin{array}{l} \text{Curva de conductos lisos} \\ \mathbb{R}_e = 2,7455 \times 10^4 \end{array} \right. \xrightarrow[\text{Moody}]{\text{Diagrama de}} f = 0,0235$

Ahora sustituyendo los valores obtenidos en la ecuación C.6:

$$h_{f_{tub}} = (0,0235) \times (1111,11) \times (2,974 \text{ m})$$

$$h_{f_{tub}} = 77,65 \text{ m}$$

C.3.2 Pérdida de energía por accesorios; h_{acc} (m)

En el sistema o en la línea de suministro de aire comprimido se encuentran dos (2) válvulas:

- ✓ Válvula reguladora de flujo, tipo aguja.
- ✓ Válvula ON – OFF de accionamiento manual (pedal), tipo asiento.

Según Rase. H en su libro “Diseño de Tuberías de Plantas de Procesos”, tanto las válvulas de aguja y las de asiento son similares a las válvulas de globo por lo tanto, se asumirá que los dos accesorios son tipo globo.

De la tabla del Anexo E \longrightarrow $\left(\frac{L_e}{D}\right)_{V.Globo} = 340$

2 Válvulas de Globo: $\left(\frac{L_e}{D}\right)_{TotalV.Globo} = 680$

Ya que el valor de la rugosidad se asemeja a la suavidad, el valor del factor de fricción en la zona de turbulencia total f_t , se tomará:

$$f_{tub} = f_T = 0,0235$$

Entonces las pérdidas por accesorios quedan definidas por:

$$\bullet h_{acc} = \left(\frac{L_e}{D}\right) \times f_T \times \left(\frac{v^2}{2 \times g}\right) = K \times \left(\frac{v^2}{2 \times g}\right) \quad \dots \text{Ec C.9}$$

Sustituyendo en la ecuación anterior:

$$h_{acc} = (0,0235) \times (680) \times (2,974 \text{ m})$$

$$h_{acc} = 47,52 \text{ m}$$

C - 8 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

Ahora el valor de las pérdidas por tubería y por accesorios se sustituyen en la ecuación C.5, obteniendo que:

$$\Delta P = \left(71,89 \frac{\text{N}}{\text{m}^3} \right) \times (77,65 + 47,52) \text{ m}$$

$$\Delta P = 8,99 \text{ kPa (0,0899bar)} < 10\%$$

■ Presión a la salida del compresor; P_1 (kPa)

- $\Delta P = P_1 - P_2 \Rightarrow P_1 = P_2 + \Delta P = (551,58 + 8,99) \text{ kPa}$

$$P_1 = 560,57 \text{ kPa (5,61 bar)}$$

ANEXO D

Selección de la fuente motriz

El anexo presenta la selección de la fuente motriz que accionara al seccionador (fresa), esto tomando en cuenta el momento torsor y la potencia requerida para el desbaste del material (tejido tumoral) a eliminar. Los parámetros que serán de utilidad para la selección fueron calculados en el Anexo A de este Trabajo de Investigación.

D.1 Selección

Para hacer la selección del micromotor se hará uso de la potencia y momento torsor que requieren los seccionadores para hacer el desbaste o seccionado del tumor cerebral, ambos valores, como ya ha sido mencionado fueron calculados en el Anexo A, por lo tanto:

D.1.1 Potencia y momento torsor requeridos

- El seccionador para tejidos duros tiene los siguientes requerimientos:

$$P_C = 0,01335 \text{ kW} = 13,35\text{W}$$

D - 2 *Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.*

$$M_C = 0,7152 \text{ Nxcn}$$

- Y, el seccionador para tejidos blandos requiere lo siguiente:

$$P_C = 0,00535 \text{ kW} = 5,355\text{W}$$

$$M_C = 0,201 \text{ Nxcn}$$

D.1.2 Micromotor (Unidad odontológica)

De acuerdo a lo expuesto anteriormente y a recomendaciones técnicas del personal que labora en la Casa Comercial LA DENTAL, se selecciona:

La unidad odontológica Surgic XT Plus de la Empresa NSK, está especialmente diseñado para cubrir altas exigencias en cirugía máxilo-facial ofreciendo un torque dinámico de 50 Nxcn con 210W de gran potencia, con una fuente de alimentación CA 120V/50Hz. La Avanzada Calibración de Torque (ATC por sus siglas en ingles) proporciona al Surgic XT Plus la inteligencia para proveer automáticamente la velocidad y torque máximos para cada dispositivo con un alto nivel de exactitud.

El micromotor tiene las siguientes especificaciones:

- Modelo: SGL50M
- Código: E295-001
- Potencia: 210 W
- Torque: 50 Nxcn
- Velocidad del motor: 200 – 40.000 rpm

- Cuerpo de titanio macizo
- Autoclavable: 135 °C máx.

Al micromotor se le adaptará una pieza de mano para microcirugía ISO Tipo - E con un ángulo de 20 ° para mayor comodidad del neurocirujano, la cual cuenta con las siguientes características:

- Modelo: SGA-ES
- Código: H263
- Velocidad directa 1:1
- Para fresas quirúrgicas de $\varnothing 2,35$ mm
- Cabezal de tornillo
- Sistema de cabezal limpio
- Autoclavable en un máximo: 135 °C.

Referencias bibliográficas

- [1] Afifi, A. K. & Bergman, R. A. (2006). Neuroanatomía Funcional: Texto y Atlas. (2^{da} Ed., pp. 24-44). México: McGraw-Hill Interamericana. S.A.
- [2] Atkinson, L. J. & Fortunato, N. M. (1998). Berry & Kohn's: Técnicas de Quirófano. (8^{va} Ed., pp. 763-782). Madrid, España: Harcourt-Brace.
- [3] Baumer, Ch. L & Milligan, J. A. (2007). Instrumentación Quirúrgica: Teoría, Técnica y Procedimientos (Fuller) (4^{ta} Ed., pp. 987-997). México D.F: Panamericana. S.A.
- [4] Borbón Mendoza, J. E., Bouza Cardín, J., & Beato Canfux, A. (2002). diseño y Construcción de Cánulas de Liposucción. *Revista Cubana Médico Militar* , 31 (3), 222-223.
- [5] Brunicardi, F. Ch. (2006). Schwartz; Principios de Cirugía. (Vol II., pp. 1609-1611; 1633-1645). México: McGraw-Hill Interamericana.
- [6] Drake, R. L. Mitchell. A. W. M. & Volg. W. (2007). Gray: Anatomía para Estudiantes. (1^{ra} Ed., pp. 763-798). Madrid, España: ELSEVIER.

- [7] DORMER. (2009). Guía Técnica 2009 de la *DORMER TOOLS* (pp 5-8; 96-109). Recuperado el 21 de Agosto de 2010, de:
<http://www.dormertools.com/sandvik/2531/internet/s003591.nsf?OpenDatabase>
- [8] FONDONORMA. (14 de Julio de 1999). Norma Venezolana COVENIN 3459:1999. *Hojas de Afeitar de Doble Filo* , 1-10. Caracas, Venezuela.
- [9] Gerling, H. (2006). *Alrededor de las Máquinas Herramientas* (3ª ed., pp 119 - 141). México D.F, México: REVERTÉ EDICIONES, S.A de C.V.
- [10] G. J. Mount, W. R. Hume, & Mosby. *Conservación y Restauración de la Estructura Dental* (págs. 45 - 54). Harcourt Brace.
- [11] Gomes, J. O., & Vallejos, R. V. (2004). Análisis de la Utilización de Fresas de Punta Esférica de Filos Helicoidales y Rectos para el Afinado de Superficies Complejas en Acero SAE H13 (48HRC) Steel. *Scielo Chile* , 15 (4), 31-38.
- [12] Grupo MASSON S.A. (2005). *Diccionario Médico* (4ª ed., pp 235). Barcelona , España: MASSON S.A.
- [13] Grupo OCÉANO. (2009). *Diccionario de Medicina OCÉANO MOSBY*. (L. Ferrús Estopá, & J. D. Curell Guerra, Trads.) Barcelona, España: OCÉANO.
- [14] Hosemann, S., Chalaire, D., & Witter, D. (Mayo de 2006). Un mejor tipo de neurocirugía. 51 . Houston, Texas, EE.UU: Informes para MédicosOncoLog.
- [15] Jhong Cobo, E., Pereira Borges Jr., F., & Pereira Riverón, R. (2005). Modelo simulador para entrenamiento en neuroendoscopia y neuroanatomía. *Revista Cubana de Cirugía* , 44 (1).

- [16] Kalpakjian, S., & Schmid, S. R. (2002). *Manufactura, Ingeniería y Tecnología* (4ª ed., pp 534 – 565; 646 - 664). Juárez, México: Pearson Educación.
- [17] Krivoy, S. (2002). Neuroendoscopia: Nuevas fronteras en neurocirugía. A propósito de 200 casos*. *Gaceta Médica Caracas*. Volumen 110, N°3:372-377.
- [18] Lakes, R. S. (2006). Composite Biomaterials. En J. D. Bronzino, *Biomedical Engineering Fundamentals* (3ª ed., págs. 41-6). Hartford, Connecticut, U.S.A: Taylor & Francis.
- [19] LaRoux K, G. (2003). *Hand Deburring: Increasing Shop Productivity* (pp. 125 - 155). Dearborn, Michigan, U.S.A: Society of Manufacturing Engineers (SME).
- [20] Leonardo, M. R., & Leonardo De Toledo, R. (2002). *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de Níquel – Titanio* (pp. 328). Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Ltda.
- [21] Montilla, G., Bosnjak, A., Villegas, H., & Jara, I. (2008). Planificación de neurocirugías asistidas por computadora utilizando visualización 3d y mapeo dependiente de la textura. *Universidad, Ciencia y Tecnología* , 12 (49), 263-270.
- [22] Mott, R. L. (1996). *Mecánica de Fluidos Aplicada* (4ª ed., pp. 237 – 257; 267 – 283; 491 - 505). Naucalpan de Juárez, Estado de México, México: Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.
- [23] Mott, R. L. (2006). *Diseño de Elementos de Máquinas* (4ª ed., pp 29 – 78; A 15-17). Naucalpan de Juárez, México: PEARSON EDUCACIÓN.

[24] Norma Española UNE-EN ISO 10079-2. (24 de Febrero de 2009). Equipo Médico de Aspiración. Parte 2: Equipo Médico de Aspiración Manual (ISO 10079-2:1999). 24. Madrid, España: AENOR.

[25] Norma Española UNE-EN ISO 3823-1. (20 de Noviembre de 1998). *Instrumentos Rotatorios Dentales. Fresas. Parte 1: Fresas de Acero y Carburo (ISO 3823-1:1997)*, 39. Europa: AENOR.

[26] Ojeda, D., Gámez, B., Velasco, J., & Chacón, R. (2007). Diseño de una micro aspiradora para extraer tumores cerebrales. *Ingeniería UC*, 14 (3), 24-29.

[27] Páez, C. Y., & García, E. H. (2007). Respuesta Pulpar a los Cambios Mecánicos. *Revista Colombiana de Endodoncia*, 1-5. Sitio Web: http://www.encolombia.com/endodoncia1_contenido1.htm

[28] Pereira F, J. C. (2004). *Procesos de Fabricación por Arranque de Viruta* (1ª ed., 65 - 77). Naguanagua, Carabobo, Venezuela: Publicaciones de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo.

[29] Poveda B, V., Galvao, C. M., & Dos Santos, C. B. (2009). Factores Relacionados al Desarrollo de Hipotermia en el Período Intraoperatorio. *Latino-am Enfermagem*, 17 (2).

[30] Ramírez, J. L. (2005). *Normas de ajustes y tolerancias* (2005 ed.). Bárbula, Carabobo, Venezuela: Publicaciones de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo.

[31] Rase, H. F. (1979). *Diseño de Tuberías para Plantas de Proceso* (pp. 3 - 24). Madrid, España: H. BLUME EDICIONES.

[32] Ricárdez M, C. A. (2003). *Análisis y redefinición de los procesos de manufactura para una empresa metalmecánica. Procesos de torneado,*

fresado y pintura. Tesis Profesional. Universidad de Las Americas Puebla (UPDLA), Choula, Puebla, México. Sitio Web:

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/ricardez_m_ca/capitulo5.pdf

[33] S.A. SMC España. (2000). *Neumática* (2ª ed., pp. 115 - 150). España: Thomson - Paraninfo.

[34] San Antonio, T., Corvo, A., Chirinos, E., & Gubaira, E. (2004). Dispositivo Fragmentador de Huesos para realizar Autoinjertos. *Ingeniería UC*, 11 (002), 19-25.

[35] SANDVIK-COROMANT. (2010). *Guía Técnica 2010 (pp D2-D192; I6-I8)*. Recuperado el 15 de Agosto de 2010, de:

<http://www.sandvik.com/sandvik/3200/Internet/Coromant/es02001.nsf>

[36] Serrano N, A. (2008). *Neumática* (5ª ed., pp 78 – 86; 185 - 201). Madrid, España: Thomson - Paraninfo.

[37] Shapiro, W. R. (2009). Tumores del sistema nervioso. En M. S. DOHME, *Nuevo Manual MERCK de Información Médica General* (Vol. 1, pp. 623 - 634). Barcelona, España: OCEANO.

[38] Velasco, J.T. (2002). Diseño y Construcción de una Microaspiradora para Extraer Tumores Cerebrales. Tesis de Grado. Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo. Valencia, Venezuela.

[39] Vilchez, N. (2005). *Estrategias creativas en el diseño mecánico* (2005 ed.). Bábula, Carabobo, Venezuela: Publicanes de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo.

[40] Zequera, M., Manrique, M., Yamure Kattah, G., Uriza, F., Medina, A., Unigarro Narváez, D., et al. (2008). Diseño de un dispositivo mecánico que permita la evaluación del comportamiento biomecánico del tejido plantar

mediante el uso de ultrasonido. *Scientia et Technica* (39), 422-427. Universidad Tecnológica de Pereira. Colombia.

Referencias de Páginas Web:

[41] *Aria Health*. (2011). Recuperado el 12 de Febrero de 2011, de Craneotomía:

<http://www.ariahealth.org/default.aspx?pageid=3794&type=L&topicid=30469&typeid=92&contentid=P09205>

[42] Atlas Copco. (2010). *Manual Técnico 2010*. Recuperado el 2 de Septiembre de 2010, de Atlas Copco Venezuela:

<http://www.atlascopco.com.ve/vees/careers/wheretofindus/>

[43] (s.f.). Recuperado el 15 de Octubre de 2009, de:

www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf/k021989.pdf

[44] *Blutuz.com*. Recuperado el 10 de Abril de 2010, de

<http://blutuz.com/wp-content/uploads/craneo-post.jpg>

[45] (s.f.). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de Neurología: <http://www.iqb.es/neurologia/a002.htm#diencefalo>

[46] *Cancerinfo España*. (s.f.). Recuperado el 25 de Marzo de 2010, de

www.cancerinfo.es/img

[47] *Care New England, Health System*. (s.f.). Recuperado el 10 de Abril de

2010, de <http://www.carenewengland.org/healthGate/images/si2230.jpg>

[48] (2005). Recuperado el 20 de Octubre de 2009, de Sitio Web Casa Pi-

Ro S.A: <http://www.casapiro.com.ar/dissectron.htm>

[49] Chuaqui, D. B. (s.f.). *Lecciones de Anatomía Patológica de la Pontificia Universidad Católica de Chile*. Recuperado el 25 de Marzo de 2010, de Edema cerebral y hernias:

<http://escuela.med.puc.cl/publ/anatomiapatologica/09Neuropatologia/9edema.html>

[50] Diario Médico. (2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de Diario Médico.com:

<http://www.dmedicina.com/enfermedades/cancer/tumores-cerebrales>

[51] *emagister.com:La guía inteligente de información*. (s.f.). Recuperado el 25 de Marzo de 2010, de Foro de medicina general: Devate derivación ventriculo peritoneal:

http://grupos.emagister.com/debate/derivacion_ventriculo_peritoneal/6747-318872

[52] Estrada, E. (01 de Octubre de 2004). Recuperado el 24 de Octubre de 2009, de <http://www.encyclopedia.com/doc/1G1-122768183.html>

[53] H. Lee Moffitt Cancer Center & Research Institute. (2009). H. Lee Moffitt Cancer Center & Research Institute. Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Moffitt Cancer Center:

<http://www.moffitt.org/espanol/Site.aspx?spid=7EBE06218D7A43EDA67B07C13DA4CA04>

[54] *Instituto Mexicano de NeuroCiencias*. (s.f.). Recuperado el 12 de Febrero de 2011, de Radiocirugía: Información para el paciente:

www.neurocienciasmexico.org/content/radiocirugia

[55] Instituto Nacional del Cáncer. (09 de Agosto de 2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web del Instituto Nacional del Cáncer :

<http://www.cancer.gov/espanol/pdq/tratamiento/cerebraladultos/Patient/page3>

[56] National Cancer Institute. (s.f.). *Med News*. Recuperado el 10 de Abril de 2010, de Treatment statement for Patients: Descripción del tratamiento de los tumores del cerebro y la médula espinal en niños (PDQ®):

www.meb.uni-bonn.de/Cancernet/CDR0000256790.html

[57] Lustgarten, L. (s.f.). *Dr. Leonardo Lustgarten Neurocirujano*. Recuperado el 21 de Julio de 2010, de Tumores Cerebrales:

<http://www.leonardolustgarten.com/category/tumores-cerebrales/>

[58] *Micromar Solutions*. (s.f.). Recuperado el 25 de Marzo de 2010, de Productos Micromar: Neurocirugía: www.necod.com.ar/Micromar.htm

[59] MD Anderson Cancer Center. (2009). *The University of Texas*. Recuperado el 16 de Noviembre de 2009, de MD Anderson Cancer Center:

<http://www.mdanderson.org/depts/oncolog/SP/articles/pf/06/5-may/5-06-1-pf.htm>

[60] Medgadget LLC. (15 de Mayo de 2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de MedGadget Internet Journal of Emerging Medical Technologies:

http://medgadget.com/spanish/2009/05/tratamiento_para_tumores_cereb_1.html

[61] PsicoActiva on-line. (2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de PsicoActiva: <http://www.p psicoactiva.com/atlas/cerebelo.htm>

[62] PsicoActiva on-line. (2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de PsicoActiva: <http://www.p psicoactiva.com/atlas/corteza.htm>

[63] RTMA. (22 de Diciembre de 2001). Recuperado el 15 de Octubre de 2009, de Sitio Web de Research Team "Medical Acoustic":

<http://www.r17.bmstu.ru/~kvashnin/en/meas/baza/Sonotom110/Sonotom110.htm>

[64] Sánchez Montes, M. (23 de Octubre de 2009). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web Blog Medicina:

<http://www.blogmedicina.com/2009/10/23/%C2%BFque-es-un-tumor-cerebral/>

[65] Sociedad Española de Neurocirugía; Antigua S.L.E.N. (s.f.). Recuperado el 24 de Octubre de 2009, de Sitio Web de Sociedad Española de Neurocirugía (SENEC): <http://www.senec.org/tumor.htm>

[66] The Nemours Foundation. (Junio de 2007). (A. W. Walter, Editor) Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de Kids Health from Nemours Foundation:

http://kidshealth.org/parent/en_espanol/medicos/brn_tumors_esp.html#

[67] University of Virginia. (18 de Diciembre de 2007). Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de University of Virginia Health System : http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_neuro_sp/brain.cfm

[68] Wood, D. R. (30 de Septiembre de 2009). (E. Publishing, Editor) Recuperado el 03 de Noviembre de 2009, de Sitio Web de Health Library: <http://healthlibrary.epnet.com/GetContent.aspx?token=0d429707-b7e1-4147-9947-abca6797a602&chunkiid=103788>



SINOPSIS DEL PROYECTO DE GRADO

TITULO DEL TRABAJO:

Diseño de un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales.

FECHA DE APROBACIÓN DEL TG – II: 26 de Febrero del 2010 / 2º- 2009.

FECHA DE EX. FINAL: _____

FECHA DE ENTREGA DE EJEMPLARES DEFINITIVOS A DIRECCIÓN DE ESCUELA: _____

SINOPSIS:

El propósito fundamental de esta investigación tuvo como finalidad de Diseñar un seccionador con cánula de aspiración para una microaspiradora de extracción de tumores cerebrales. Con el desarrollo del proyecto se pretende extraer la mayor cantidad de tumor cerebral y de esta manera mejorar el nivel de vida del paciente. Para la obtención de este objetivo se plantearon y evaluaron seis (6) posibles soluciones; tres (3) para el conjunto armado (microaspiradora), y las otras tres (3) restantes para el estudio de la mejor solución para el seccionador. Para esto se desarrollo 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 han diseñado mediante el uso de las técnicas de vacío y mecánica de los fluidos, cuatro (4) cánulas de aspiración las cuales constan de una pequeña boquilla metálica que estará en contacto directo con el paciente y una parte plástica (manguera, que es prácticamente la cánula) las cuales están unidas mediante un conector. Para concluir se realizó un análisis de factibilidad técnica y económica obteniéndose que la solución definitiva es viable para su implementación en el país.

CEDULA DE IDENTIDAD

NOMBRES

FIRMA

15.065.488

MARIANA HURTADO LÓPEZ

PROFESOR GUÍA: Ing. JOSÉ VELASCO. S

JURADO: Prof. David Ojeda.

JURADO: Prof. Cesar Campos

TERMINOLOGÍA MÉDICA

Astrocito^[13]: Célula grande estrellada que forma parte de la neuroglia del tejido nervioso.

Astrocitoma^[13]: Tumor primario del cerebro compuesto por astrocitos y caracterizado por un crecimiento lento con formación de quistes, invasión de las estructuras circundantes, y, con frecuencia, desarrollo de un glioblastoma de elevada malignidad dentro de la masa tumoral.

Astrocitoma anaplásico^[13]: Glioblastoma multiforme. Tumor maligno de crecimiento rápido, pulposo o quístico que asienta en el cerebro u ocasionalmente en la médula espinal.

Autoclave^[13]: Aparato que se utiliza para esterilizar el instrumental quirúrgico u otros objetos, mediante vapor a presión.

Avascular^[13]: **1.** Falta de aporte sanguíneo suficiente en un área hística. El descenso del flujo sanguíneo puede ser consecuencia del bloqueo del vaso por un coágulo, de la detención intencionada durante una intervención quirúrgica o la instauración de medidas encaminadas al control de una hemorragia. **2.** Se aplica a un tipo de tejido sin vasos sanguíneos.

Benigno^[13]: (Relativo a un tumor). No canceroso y por tanto que no implica una amenaza inmediata, aunque en ocasiones es necesario llevar a cabo el tratamiento por razones estéticas o de salud (por la ocupación de volumen que puede dañar las estructuras vecinas).

Biopsia^[13]: **1.** Extirpación de un pequeño fragmento de tejido vivo de un órgano u otra parte del cuerpo para su examen microscópico a fin de confirmar o establecer un diagnóstico, estimar un pronóstico o seguir la evolución de una enfermedad. **2.** Tejido extirpado para su examen.

Circunvolución cerebral^[13]: Cualquiera de las formaciones múltiples que se observan en la superficie externa del hemisferio cerebral separadas entre sí por surcos que aparecen en su mayoría durante el sexto o el séptimo mes de vida fetal.

Cortisol^[13]: Hormona esteroidea producida de forma natural en el organismo que se puede sintetizar artificialmente para usarla como medicamento.

Espacio subaracnoideo^[13]: Cavidad situada por debajo de la aracnoides y por encima de la piamadre.

Esterilización^[13]: **1.** Proceso o acto que incapacita a una persona para tener hijos. **2.** Técnica cuyo objetivo es destruir los microorganismos por medio del calor, el agua, sustancias químicas o gases.

Estroma^[13]: Tejido de sostén o matriz de un órgano, independiente del parénquima.

Exéresis^[12]: Separación quirúrgica de una parte, natural o accidental del cuerpo.

Extirpar^[13]: Eliminar completamente un órgano.

Herniación^[13]: Protusión de un órgano corporal o una porción de un órgano a través de una abertura anormal en una membrana, músculo u otro tejido.

- **Herniación transtentorial:** Protusión del tejido nervioso fuera del cráneo a través de la tienda del cerebelo, debida al aumento de la presión intracraneal.

Hipertiroidismo^[13]: Trastorno caracterizado por hiperactividad de la glándula tiroides, que suele estar hipertrofiada y segrega cantidades anormalmente altas de hormonas tiroideas, las cuales aceleran los procesos metabólicos orgánicos.

Hueso esfenoideas^[13]: Hueso situado en la base del cráneo, por delante de los temporales y la porción basilar del occipital. Se parece al un murciélago con las alas extendidas.

Hueso etmoides^[13]: Hueso ligero y esponjoso situado en la base del cráneo que constituye la mayor parte de las paredes de la porción superior de las fosas nasales.

Hueso occipital^[13]: Hueso de la parte posterior del cráneo, perforado por una gran abertura denominada foramen magnum, que comunica con el canal vertebral.

Hueso temporal^[13]: Hueso par, ancho, que constituye parte de la porción inferior del cráneo.

Intracraneal^[13]: Relativo al interior del cráneo.

Lesión^[13]: Cualquier alteración local visible de los tejidos corporales, como una herida, úlcera, forúnculo o erupción. Puede ser clasificada de benigna, cancerosa, oculta, primaria o grande.

Líquido cefalorraquídeo^[13]: Líquido que fluye a través de los cuatro ventrículos cerebrales, el espacio subaracnoideo y el canal espinal que tiene un efecto protector de esas estructuras.

Metástasis^[13]: **1.** Proceso por el que las células tumorales se diseminan hacia partes distantes del organismo. Puesto que los tumores malignos no tienen cápsula, las células pueden escapar, convertirse en émbolos y ser transportados por la circulación linfática o la sanguínea, para implantarse en los ganglios y en otros órganos distantes del tumor primario. **2.** Tumor que se desarrolla de esta forma.

Morbilidad^[13]: (Estadística). **1.** Frecuencia con la que se produce una enfermedad o anomalía; se calcula dividiendo el número total de personas de un grupo por el número de afectadas por la enfermedad o anomalía. **2.** Frecuencia con la que se produce una enfermedad en una determinada población o área.

Nervio olfatorio^[13]: Uno de los dos nervios relacionado con el sentido del olfato. Es el I par craneal y está constituido por numerosos y finos filetes que se ramifican en la membrana mucosa del área olfatoria.

Nervio óptico^[13]: Uno de los dos nervios craneales que consta fundamentalmente de gruesas fibras mielinizadas, se origina en la capa gangliónica de la retina, atraviesa el tálamo y conecta con la corteza visual.

Parénquima^[13]: Tejido propio de un órgano distinto del soporte o tejido conectivo.

Pares craneales^[13]: doce pares de nervios que salen de la cavidad craneal a través de diferentes agujeros del cráneo. Se denominan mediante números romanos: (I) Olfatorio; (II) óptico; (III) oculomotor; (IV) ocular interno

o patético; (V) trigémino; (VI) ocular externo; (VII) facial; (VIII) acústico; (IX) glossofaríngeo; (X) vago; (XI) accesorio o espinal; (XII) hipogloso.

Parietal^[13]: **1.** Relativo a la pared externa de una cavidad. **2.** Relativo al hueso parietal del cráneo.

Patología^[13]: Estudio de las características, causa y efecto de la enfermedad tales como se reflejan en la estructura y función del organismo.

Periostio^[13]: Membrana vascular fibrosa que recubre los huesos a excepción de sus extremos. Constituida por una capa externa de tejido colágeno, contiene un número escaso de células grasas y una capa interna de fibras elásticas finas. Se trata de una membrana gruesa y muy vascularizada en etapas posteriores de la vida.

Prolactina^[13]: Hormona producida en la hipófisis anterior que se libera en la corriente sanguínea de ésta.

Quiste^[13]: Saco cerrado situado en el interior o debajo de la piel, revestido de epitelio y que contiene o materia semisólida.

Quiste dermoide^[13]: Tumor derivado de los tejidos embrionarios, constituido por una pared fibrosa cubierta con epitelio y una cavidad que contiene materia grasa y con frecuencia pelos, dientes, fragmentos de hueso y cartílago.

Resección^[13]: Quitar una porción significativa de un órgano o estructura.

Síndrome de Cushing^[13]: Trastorno metabólico resultante de la hiperproducción crónica de cortisol por la corteza suprarrenal, o de la administración de dosis elevadas de glucocorticoides durante varias semanas.

Tejido^[13]: Conjunto de células similares que actúan conjuntamente en la realización de una función concreta.

Tejido Conectivo^[13]: Tejido que sirve de sostén y unión de otros tejidos y órganos.

Trabécula^[13]: Cada uno de los tabiques que se extienden desde la envoltura de un órgano parenquimatoso a la sustancia de éste, formando la parte esencial del estroma.

Vascular^[13]: Pertenciente o relativo a un vaso sanguíneo.

Vascularización^[13]: Proceso por el cual se desarrollan capilares proliferantes en los tejidos orgánicos. Puede ser natural o inducido por técnicas quirúrgicas.