
Desarrollo y validación de filtro bacteriológico hidrofóbico de bajo costo para máquinas de succión médica

Natalia Molina Castejón



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería




**Desarrollo y validación de filtro bacteriológico hidrofóbico de
bajo costo para máquinas de succión médica**

Trabajo de graduación presentado por Natalia Molina Castejón para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica


Guatemala,

2025

Vo.Bo.:

(f) 

Dr.-Ing. José Leal

(f) 

M.Sc. Carlos Esquit

Mi motivación para este proyecto tomó forma durante el programa de verano de Engineering World Health (EWH) en el año 2024. Al realizar mantenimiento preventivo y correctivo en hospitales de recursos limitados en Quetzaltenango, presencié la necesidad crítica de la succión médica en pacientes con problemas respiratorios y la frustración del personal médico cuando los equipos faltaban o no funcionaban. Luego de reparar varias máquinas de succión y ver la alegría genuina de las enfermeras cada vez que volvían a operar, me hizo comprender que un componente tan pequeño, como un filtro, puede marcar la diferencia.

En primer lugar, agradezco a mis padres que me han acompañado en cada etapa de mi vida. Desde mis primeras exposiciones de arte, obras de teatro en el colegio, y mis búsquedas vocacionales hasta elegir Ingeniería Biomédica y culminar esta tesis. Sin su apoyo, no habría descubierto mi pasión. A mis hermanos, gracias por estar siempre, por hacerme sonreír al volver cansada, ya fuera jugando videojuegos, viendo televisión o simplemente conversando.

A mi tío, gracias por ser una de las razones por las que estudié esta carrera y por darme el mejor ejemplo de perseverancia. Me enseñaste que, con disciplina y convicción, es posible alcanzar todo lo que nos proponemos sin importar los obstáculos que hayan en el camino. A mis amigos, gracias por ponerle chispa a la vida universitaria y darme razones para no rendirme cuando más las necesite.

Al Hospital El Pilar, especialmente al ingeniero Meda, expreso mi sincero agradecimiento por el préstamo del aspirador GOMCO® 6036, ya que sin este equipo el desarrollo de este trabajo no hubiera sido posible. A los técnicos del departamento, gracias por su apoyo con materiales y consejos prácticos en los momentos clave del proyecto. Al Dr. José Andrés Leal, asesor de este trabajo, agradezco sus observaciones precisas y su exigencia académica, lo cual orientó cada decisión de diseño y validación. Finalmente, agradezco a Engineering World Health por la oportunidad de participar en su programa. Sin esa experiencia, no habría identificado la necesidad que dio origen a este proyecto.

Prefacio	I
Índice de figuras	VI
Índice de cuadros	VII
Resumen	VIII
Abstract	IX
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	10
6.1. Máquinas de succión médica	10
6.1.1. Definición y funcionamiento general	10
6.1.2. Aplicaciones de la succión médica	11
6.1.3. Componentes, funcionamiento, posibles fallos y mantenimiento de máquinas de succión médica	13
6.1.4. Indicaciones técnicas de uso de máquinas de succión médica	15
6.1.5. Rol del filtrado en máquinas de succión médica	16
6.2. Filtros en sistemas médicos	17
6.2.1. Funciones y aplicaciones en distintos sistemas	17
6.2.2. Diferencia entre filtros para líquidos y gases	18
6.2.3. Diferencia filtros hidrofóbicos e hidrofílicos	20

6.3.	Materiales utilizados en filtros médicos hidrofóbicos	21
6.3.1.	Membranas porosas de politetrafluoroetileno (PTFE)	21
6.3.2.	Membranas porosas de polipropileno (PP)	22
6.3.3.	Materiales para la carcasa externa de filtros hidrofóbicos	22
7.	Metodología	25
7.1.	Diseño y fabricación de carcasas de filtro	25
7.1.1.	Requerimientos y referencias de diseño para compatibilidad con man- gueras médicas	25
7.1.2.	Diseño CAD de carcasas	27
7.1.3.	Fabricación de carcasa	32
7.2.	Evaluación del desempeño de flujo del filtro	34
7.2.1.	Pruebas preliminares mediante cronometraje	35
7.2.2.	Mediciones mediante sensor de flujo YF-S201	36
8.	Resultados	38
8.1.	Diseño y fabricación de carcasas de filtro	38
8.1.1.	Diseño CAD de carcasas	38
8.1.2.	Fabricación de carcasa	41
8.2.	Evaluación del desempeño de flujo del filtro	44
8.2.1.	Pruebas preliminares mediante cronometraje	44
8.2.2.	Mediciones mediante sensor de flujo YF-S201	45
9.	Discusión	50
10.	Conclusiones	55
11.	Recomendaciones	57
12.	Bibliografía	58

1.	Diagrama de conexión de un sistema de succión médica Adaptado de [17] . . .	5
2.	Daño interno por corrosión en compresor de succión médica PrecisionMedical PM50 EasyComp Imagen tomada por el autor	5
3.	Variantes de equipos de succión médica: (a) unidad eléctrica portátil Vacutec 800 EV2, (b) aspirador eléctrico VET-23B.I, (c) compresor eléctrico PrecisionMedical PM50 EasyComp, (d) dispositivo de succión manual tipo pistola VBM Medizintechnik GmbH, (e) aspirador manual con pedal MKR-PS002, (f) broncoscopio con succión incorporada Olympus EXERA II BF-P180 . . .	11
4.	Procedimientos clínicos que emplean succión médica: (a) sistema de succión cerrada (CSS) durante ventilación mecánica, (b) aspiración endobronquial mediante broncoscopia, (c) uso de aspirador ultrasónico CUSA en neurocirugía, (d) circuito de cardiotomía por succión en cirugía cardiovascular Adaptado de [20] [22] [23] [24]	12
5.	Métodos de generación de succión: bombas, inyectores y gravedad Esquema elaborado por el autor	13
6.	Tipos de bombas utilizadas para generar vacío en máquinas de succión médica: (a) bomba rotativa, (b) bomba de pistón biela, (c) bomba de diafragma, (d) bombas manuales Adaptado de [1]	14
7.	Componentes principales en una máquina de succión médica: bomba de vacío, manómetro, filtro hidrofóbico, válvula antirreflujo y recipiente recolector [16] .	14
8.	Ejemplos de succionadores médicos y filtro hidrofóbico: (a) succionador DFX-23A, (b) aspirador de secreciones GOMCO modelo 430A, (c) aspirador portátil de secreciones marca Apex, (d) filtro bacteriológico para succión GOMCO	16
9.	Mecanismos de retención de partículas en filtros para gases: (a) intercepción directa de partículas >100 nm, (b) sedimentación por impacto de partículas >1 μ m, (c) difusión de partículas <0.1 μ m Adaptado de [43]	19
10.	Mecanismos de filtración en membranas para líquidos: (a) exclusión por tamaño, (b) interacción hidrofóbica o por enlaces de hidrógeno, (c) interacción electrostática con superficies cargadas, (d) formación de fouling por contaminantes orgánicos/inorgánicos Adaptado de [46]	20

11.	(a) Representación de las tensiones interfaciales en una gota sobre una superficie sólida. γ_{LG} : tensión superficial entre líquido y gas, γ_{SL} : tensión superficial entre sólido y líquido, γ_{SG} : tensión superficial entre sólido y gas, θ : ángulo de contacto, (b) membrana hidrofílica (ángulo de contacto $< 90^\circ$), (c) membrana hidrofóbica (ángulo de contacto $> 90^\circ$) Adaptado de [47], [48]	21
12.	Ejemplos carcasas de filtros bacteriológicos médicos con membranas hidrofóbicas, (a) filtro de succión hidrofóbico ZF-181 transparente, material ABS, (b) filtro de succión hidrofóbico ZF-280 transparente, material ABS, (c) filtro de succión hidrofóbico ZF-010 transparente, material PP Adaptado de [50]	23
13.	(a) Modelo real (filtro hidrofóbico comercial de referencia DeVilbiss [®]), (b) dimensiones del modelo real	26
14.	(a) Modelo real (filtro hidrofóbico comercial de referencia AG Industries [®]), (b) dimensiones del modelo real	27
15.	(a) Pieza superior de la carcasa reutilizable tipo DeVilbiss [®] , (b) pieza inferior de la carcasa reutilizable tipo DeVilbiss [®]	28
16.	(a) Pieza superior de la carcasa reutilizable tipo AG Industries [®] , (b) pieza inferior de la carcasa reutilizable tipo AG Industries [®]	29
17.	Selección del mecanismo de cierre del filtro. (a) rosca M42 \times 1.5 (diámetro libre 40.536 mm, holgura de impresión 0.05 mm), (b) rosca M50 \times 2 para membranas \varnothing 47 mm (diámetro libre 48.022 mm, holgura 0.05 mm). (c) rosca M50 \times 2 para membranas \varnothing 47 mm (diámetro libre 48.526 mm, holgura 0.05 mm). Vistas en corte, lateral, isométricas y pieza impresa en 3D	30
18.	Definición de la profundidad de rosca y del espacio de alojamiento de la membrana. (a) diseño inicial con profundidades de 9.00 y 6.50 mm (alojamiento de 2.5 mm), (b) diseño ajustado con 7.155 y 7.000 mm (alojamiento de 155 μ m), (c) diseño final con 6.655 y 6.500 mm (alojamiento de 155 μ m)	31
19.	Refinamiento del soporte de la membrana: (a) nervaduras radiales delgadas, (b) soporte en cruz con mayor altura y espesor, (c) versión final con cruz retirada del diámetro de paso para evitar restricción del caudal	32
20.	Rotulado en relieve “RECIPIENTE RECOLECTOR” en pieza superior de la carcasa tipo AG Industries [®]	32
21.	Configuración de impresión en Bambu Studio (Bambu Lab, China)	33
22.	(a) Membranas hidrofóbicas filtrantes: discos PTFE \varnothing 47 mm CHMLAB [®] y corte de lámina PTFE \varnothing 48 mm con soporte de polipropileno Sterlitech [®] (b) secuencia de ensamble de la carcasa reutilizable y conexión al sistema de succión	34
23.	Esquema de conexión del sistema de succión para pruebas preliminares por cronometraje	35
24.	Esquema de conexión del sistema de succión para mediciones con sensor de flujo YF-S201	36
25.	Configuración del sensor de flujo YF-S201	37
26.	Desarrollo del diseño de espiga para compatibilidad con mangueras médicas de 0.25” de diámetro interno. (a) V1.1, (b) V1.2, (c) V1.3	39
27.	Desarrollo del diseño de espiga para compatibilidad con mangueras médicas de 0.25”–0.50” de diámetro interno. (a) V2.1 (b) V2.2 (c) V2.3	40

28.	(a) Piezas impresas en 3D del filtro con rosca M50x2 (b) acoplamiento de piezas impresas en 3D con rosca M50x2, cierre completo y tres hilos de enrosca (c) alojamiento de membranas en el filtro impreso en 3D con soporte interno tipo cruz	41
29.	Ahorro neto acumulado del filtro reutilizable según número de unidades producidas. Comparación por tipo de carcasa (a) CDV, (b) CAG, impresora (Bambu Lab X1C y Creality K1) y precio de filtro comercial de referencia (Q175 y Q100)	43
30.	Ensamble de filtro impreso reutilizable con sellado por medio de cinta de teflón	43
31.	Diagrama de caja y bigotes de caudal (L/min) medido por cronometraje. Comparación de filtros comerciales (DeVilbiss [®] y AG Industries [®]) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE (0.20 μm , $\varnothing 47$ mm) a distintas presiones de succión: (a) 90 mmHg, (b) 150 mmHg ($n = 10$)	45
32.	Caudal (L/min) respecto al tiempo (s) medido con sensor de flujo YF-S201. Comparación de filtros comerciales (DeVilbiss [®] y AG Industries [®]) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE (0.20 μm , $\varnothing 47$ mm) a distintas presiones de succión: (a) 70 mmHg, (b) 125 mmHg, (c) 150 mmHg ($n = 5$)	46
33.	Caudal promedio (L/min) respecto a la presión de succión (mmHg) para filtros comerciales (DeVilbiss [®] y AG Industries [®]) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE 0.20 μm ($\varnothing 47$ mm) ($n = 5$)	47
34.	Caudal (L/min) respecto al tiempo (s) medido con sensor de flujo YF-S201. Comparación de diferentes tipos de membrana (membrana PTFE 0.20 μm $\varnothing 47$ mm CHMLAB [®] y membrana PTFE 0.20 μm $\varnothing 48$ mm con soporte de polipropileno Sterlitech [®]) a distintas presiones de succión: (a) 70 mmHg, (b) 125 mmHg, (c) 150 mmHg ($n = 5$)	48
35.	Caudal promedio (L/min) respecto a la presión de succión (mmHg) para diferentes tipos de membrana (membrana PTFE 0.20 μm $\varnothing 47$ mm CHMLAB [®] y membrana PTFE 0.20 μm $\varnothing 48$ mm con soporte de polipropileno Sterlitech [®]) ($n = 5$)	49

Índice de cuadros

1.	Rangos de presión negativa recomendada por tipo de aplicación clínica [20], [27], [29], [30]	12
2.	Aplicaciones clínicas de filtros médicos [2], [3], [7], [35], [36], [37], [38], [39], [40]	17
3.	Comparación entre materiales utilizados en filtros hidrofóbicos médicos [4], [47], [5], [49]	23
4.	Resinas termoplásticas utilizadas en filtros médicos [47]	24
5.	Dimensiones del filtro de referencia DeVilbiss [®] medidas con vernier digital . .	26
6.	Dimensiones del filtro de referencia AG Industries [®] medidas con vernier digital	27
7.	Parámetros de impresión para Bambu Lab X1C	33
8.	Costo total y tiempo de impresión de la carcasa según el tipo de filtro y membrana utilizada	42

Eliminar secreciones, líquidos o materiales extraños del cuerpo es esencial para la atención clínica. Para esto se utilizan sistemas de succión médica, los cuales generan un gradiente de presión negativa para extraer dichos fluidos. No obstante, las máquinas de succión médica están expuestas a contaminación cruzada y daños internos causados por la entrada accidental de fluidos. Esto representa un riesgo para la seguridad del paciente como para la funcionalidad de los dispositivos. Para prevenir esto, es necesario utilizar filtros bacteriológicos hidrofóbicos desechables. Sin embargo, estos tienen un costo elevado lo cual conlleva a poca disponibilidad en los hospitales de Guatemala. Estudios previos han demostrado la viabilidad de fabricación local mediante tecnologías accesibles, como la impresión 3D, en combinación con membranas de PTFE y PP, para lograr filtración bacteriana y efecto anti-reflujo. Esto abre la oportunidad para desarrollar soluciones de bajo costo que se adapten a contextos de recursos limitados.

En este trabajo se diseñó y fabricó un filtro bacteriológico hidrofóbico de bajo costo mediante impresión 3D. Se desarrolló una carcasa reutilizable en PLA, compatible con mangueras de succión médica y se integraron membranas de PTFE de 0.20 μm con y sin soporte de polipropileno. La funcionalidad se evaluó midiendo el caudal con el sensor YF-S201 a 70, 125 y 150 mmHg comparando contra filtros comerciales. Se verificó la hidrofobicidad succionando agua y la retención bacteriana se respaldó con especificaciones del fabricante de membranas. El análisis económico estimó un costo unitario de Q22 y punto de equilibrio de 111 unidades.

Removing secretions, fluids, or foreign materials from the body is essential for clinical care. Medical suction systems are used for this purpose, generating a negative pressure gradient to extract these fluids. However, medical suction machines are exposed to cross-contamination and internal damage caused by accidental fluid ingress. This poses a risk to patient safety and device functionality. To prevent this, disposable hydrophobic bacteriological filters must be used. However, these are expensive, which leads to low availability in Guatemalan hospitals. Previous studies have demonstrated the feasibility of local manufacturing using accessible technologies, such as 3D printing, in combination with PTFE and PP membranes, to achieve bacterial filtration and an anti-reflux effect. This opens up the opportunity to develop low-cost solutions that are adapted to resource-limited contexts.

In this study, a low-cost hydrophobic bacteriological filter was designed and manufactured using 3D printing. A reusable PLA casing compatible with medical suction hoses was developed, and 0.20 μm PTFE membranes with and without polypropylene support were integrated. Functionality was evaluated by measuring flow rate with the YF-S201 sensor at 70, 125, and 150 mmHg, comparing it to commercial filters. Hydrophobicity was verified by suctioning water, and bacterial retention was supported by the membrane manufacturer's specifications. The economic analysis estimated a unit cost of Q22 and a break-even point of 111 units.

CAPÍTULO 1

Introducción

La succión médica es un procedimiento clínico esencial para despejar vías aéreas, drenar cavidades y mantener campos quirúrgicos libres de fluidos. La eficacia de esta depende de la integridad neumática del sistema interno y de evitar la contaminación cruzada y el reflujo hacia el mecanismo de generación de vacío. En Guatemala, los filtros bacteriológicos hidrofóbicos, responsables de la protección interna, presentan baja disponibilidad por su costo. Esto deteriora el funcionamiento del mecanismo pistón biela de las máquinas de succión, lo que impide alcanzar la presión negativa necesitada exponiendo al paciente a riesgos.

En este trabajo se diseñó, fabricó y se validó preliminarmente un filtro bacteriológico hidrofóbico de bajo costo mediante impresión 3D, integrando membranas comerciales de PTFE. Para esto, se diseñaron dos carcasas reutilizables tomando como referencia geométrica y dimensional filtros comerciales disponibles en el mercado y permitiendo el alojamiento para membranas de PTFE disponibles en el mercado. Se realizaron mediciones de caudal con el sensor YF-S201 a 70, 125 y 150 mmHg comparando con filtros comerciales. La función bacteriológica se comprobó con el tamaño del poro y las características hidrofóbicas del PTFE. Finalmente, se estimaron costos unitarios y punto de equilibrio para evaluar la viabilidad técnica y económica.

En el capítulo 2 se presentan los antecedentes sobre la succión en la práctica clínica y membranas hidrofóbicas. En capítulo 3 se expone la justificación del proyecto recalando la importancia del uso de filtros hidrofóbicos en hospitales. Posteriormente, en el capítulo 4 se define el objetivo general y específicos, delimitando su alcance técnico y experimental en el capítulo 5. En el capítulo 6 se desarrollan los fundamentos de succión médica, principios de filtración y consideración de materiales de manufactura. Por otro lado, el capítulo 7 describe la metodología desde el diseño en CAD hasta las mediciones de caudal. Consecuentemente, en el capítulo 8 se reportan los resultados y en los capítulos 9 y 10 se discuten y se concluyen estos. Por último, en el capítulo 11 se incluyen las recomendaciones y líneas de trabajo futuro.

La succión es utilizada en la práctica clínica para la eliminación de secreciones, fluidos o material del cuerpo extraño, con el objetivo de mantener vías aéreas despejadas, facilitar procedimientos quirúrgicos o asistir el drenaje de cavidades corporales. En los sistemas de succión médica, la presión negativa es generada mediante bombas de vacío. Sin embargo, si el circuito que conecta la bomba al paciente se daña o se contamina, se ve afectada la generación de presión negativa, lo que compromete la funcionalidad del sistema [1]. Para minimizar riesgos de contaminación, se ha desarrollado el filtro de membrana de poros pequeños, el cual evita la contaminación bacteriana y viral, tanto del paciente al circuito como del circuito al paciente [2]. Entre los materiales más destacados para la manufacturación de estos filtros se encuentran las membranas de politetrafluoroetileno (PTFE) y polietileno ultra poroso (UPE). Las membranas de PTFE se integran en filtros HEPA (*high efficiency particulate air*) y ULPA (*ultra low penetration air*) para salas limpias, así como en filtros de ventilación médica y de ostomía, debido a sus propiedades hidrofóbicas naturales y su alta resistencia química y térmica [3].

Para la fabricación de estas membranas, se han desarrollado diversos métodos los cuales permiten controlar tanto la porosidad como la estructura del material. Entre los más destacados se encuentran la extrusión de pasta con estirado, la sinterización asistida por agentes formadores de poros, el electrohilado y emulsión y de campo cercano, así como la técnica de envoltura [4]. Cabe recalcar que, las membranas de UPE, debido a sus propiedades de estabilidad a la radiación gamma, son utilizadas en aplicaciones desechables del sector médico y biofarmacéutico [3]. Otro material prometedor para la filtración de bacterias y micropartículas de aire es el polipropileno (PP), el cual ha sido ampliamente utilizado en la fabricación de filtros de aire debido a sus propiedades físicas y químicas. El PP ha demostrado ser eficaz en la retención de partículas mediante distintos métodos de fabricación, como el soplado en fusión y el electrohilado, técnicas que permiten obtener membranas con alta eficiencia de filtración [5].

El PP es utilizado particularmente en la fabricación de mascarillas desechables, las cua-

les están compuestas por 3 capas de PP no tejido. A partir de estas puede obtenerse PP reciclado, ya que se ha evidenciado que, luego de un proceso de descontaminación térmica y extrusión, el PP mantiene su capacidad de filtración, pudiendo ser reutilizado en distintas aplicaciones [6]. Otro tipo de filtro empleado en la industria médica es el basado en nanofibras, el cual permite una mayor eficiencia en la retención de partículas ultrafinas [7]. Cabe recalcar que, al aplicar nanorecubrimientos repelentes al agua y al aceite, se ha mejorado el rendimiento de los productos de filtración ya que, se proporciona una alta protección contra líquidos sin comprometer el flujo de aire [8]. Por esto mismo, este tipo de filtros es utilizado en sistemas de ventilación hospitalaria, donde la reducción de la caída de presión y el mantenimiento del flujo de aire son factores críticos.

Igualmente, los filtros de membrana con soporte no tejido han demostrado beneficios adicionales al reducir el ensuciamiento de la membrana, lo que prolonga su vida útil y mejora la estabilidad estructural del filtro [9]. Por último, el uso de filtros de múltiples capas, donde una capa actúa como barrera principal y una o dos capas actúan como soporte para mejorar la resistencia mecánica, han sido clave en la evolución de los sistemas de filtración médicos. Se ha demostrado que la integración de filtros compuestos de nanofibras con sustratos de *spunbond* y *melblown* mejora la retención de microorganismos y partículas en suspensión sin comprometer la transpirabilidad del material [10], [11].

En 2019, las enfermedades respiratorias representaron tres de las diez causas principales de muerte a nivel mundial, con más de 8 millones de muertes al año [12]. Entre estas enfermedades destaca la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), la cual causa 3.2 millones de muertes anuales, ubicándose como la tercera causa de muerte a nivel mundial [13]. En el contexto de Guatemala, en el año 2022, las infecciones respiratorias fueron responsables de 8,824 muertes en el país, lo que evidencia su impacto como una de las principales causas de mortalidad. Cabe destacar que el asma, la EPOC y otras enfermedades respiratorias son responsables de un 24.82 por ciento de estas muertes en el país de Guatemala [14].

Uno de los dispositivos médicos fundamentales para el manejo de estas afecciones, especialmente la EPOC e infecciones respiratorias, son las máquinas de succión médica. Además de su uso en el manejo de la EPOC, estas máquinas cumplen con diversidad de funciones en el ámbito clínico, como su uso en situaciones de emergencia para despejar vías respiratorias, durante la limpieza de sitios quirúrgicos, en el cuidado posoperatorio para drenar fluidos y en el tratamiento de afecciones neurológicas. Donde se utilizan aspiradores quirúrgicos ultrasónicos como el CUSA (*cavitron ultrasonic surgical aspirator*), el cual permite la resección segura y precisa de tumores y tejidos blandos sin dañar estructuras adyacentes [15]. Esto refleja la relevancia de las máquinas de succión y la importancia de su funcionamiento correcto para la seguridad y bienestar de los pacientes en la atención médica [1].

Sin embargo, debido a restricciones presupuestarias y logísticas, el acceso a equipo médico adecuado en los hospitales públicos en Guatemala es limitado. Un problema recurrente en estos hospitales es la falta de filtros bacteriológicos hidrofóbicos en las máquinas de succión, los cuales son instalados en la entrada del tubo de aspiración para proteger el sistema interno del equipo (Figura 1). Estos filtros son de vital importancia ya que, previenen la contaminación y el reflujo de fluidos hacia el mecanismo interno de la máquina. La falta de estos causa la entrada de fluidos a componentes críticos del sistema, como el cigüeñal y la biela del pistón, lo que ocasiona fallas mecánicas y afecta el rendimiento del equipo (Figura 2) [16].

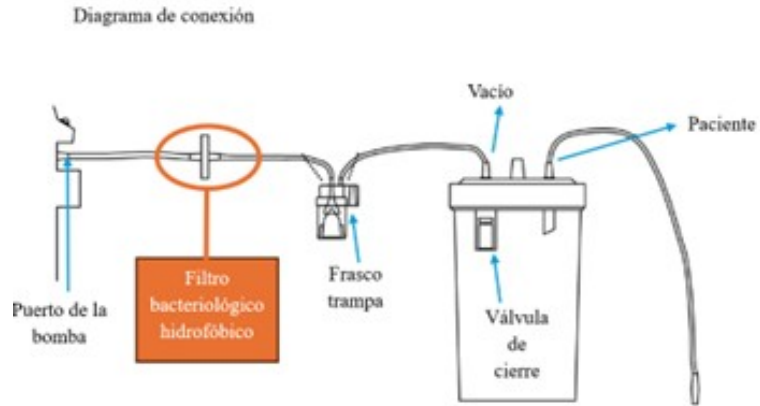


Figura 1. Diagrama de conexión de un sistema de succión médica Adaptado de [17]



Figura 2. Daño interno por corrosión en compresor de succión médica PrecisionMedical PM50 EasyComp Imagen tomada por el autor

La contaminación interna de las máquinas de succión médica provoca un deterioro progresivo y esto compromete la disponibilidad y el funcionamiento correcto del equipo. Cuando el sistema de succión no alcanza el nivel de presión negativa adecuado, su precisión disminuye drásticamente lo que afecta la seguridad y el éxito de procedimientos médicos. La precisión de estos equipos es de vital importancia ya que, distintos procedimientos y tipos de paciente requieren niveles determinados de succión. Por ejemplo, en la aspiración de la traqueostomía (donde se incorpora un sistema de succión cerrada, para la eliminación continua de secreciones traqueobronquiales en pacientes conectados a ventilación mecánica), las presiones negativas varían según la edad. En neonatos se utilizan presiones de 60 a 80 mmHg, en lactantes de 80 a 100 mmHg, en niños de 100 a 120 mmHg y en adultos de 100 a 150 mmHg. La presión negativa es necesaria para lograr generar un gradiente que permita el flujo de secreciones desde el cuerpo hacia el sistema recolector [18], [19]. Aplicar presiones inadecuadas podría llegar a generar lesiones en la tráquea o aumentar el riesgo de infecciones respiratorias [20]. Por lo que, mantener la funcionalidad de las máquinas de succión médicas es de vital importancia ya que, la contaminación interna no solo compromete la eficacia del equipo, sino que aumenta el riesgo de fallos durante procedimientos críticos.

Una solución para la contaminación interna de las máquinas de succión es el mantenimiento preventivo y correctivo, pero, a debido a que las máquinas de succión operan de manera continua esto no es viable. Otra opción es el reemplazo del equipo al momento que esté presente fallos en la precisión de la presión negativa, no obstante, las máquinas de succión médica tienen un costo elevado, oscilando entre 100 a 400 dólares. Debido a los limitados presupuestos asignados en el sector de salud en Guatemala esto no es una opción viable. A pesar de que el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social (MSPAS) cuenta con un presupuesto de Q14,000 millones, hospitales regionales reciben únicamente Q20 millones, lo que dificulta la adquisición de equipos médicos de alto costo [21] .

Otra alternativa es adquirir estos filtros importados desde otros países, sin embargo, los costos de compra y envío pueden ser considerablemente elevados. Por ejemplo, un kit de tres piezas de filtros antibacterianos hidrofóbicos universales (marca Otica) tiene un costo de Q389.57, sin incluir el envío Otra opción disponible es el filtro marca Ag Industries el cual tiene un precio estimado de Q77.50 por unidad. Aunque estas opciones podrían ser más accesibles en comparación al reemplazo de las máquinas de succión, la dependencia de importaciones, costo de envío y posibles retrasos en la entrega complican la disponibilidad inmediata en hospitales y centros de salud.

Para el desarrollo de uno de estos filtros, se deben considerar tanto los materiales a utilizar en la membrana interna como el material de la carcasa externa. En el caso de la carcasa se planea llevar a cabo la fabricación utilizando impresión 3D, debido al bajo costo, variedad de técnicas y materiales disponibles para la manufactura. Para ejemplificar el bajo costo de fabricación se realizó un cálculo estimado utilizando PLA (uno de los filamentos más comunes). Este filamento (marca ESUN) tiene un costo de Q169 por kg, considerando que la carcasa del filtro tendría un peso aproximado de 1.45 onzas (41.10 g), el costo del material para la impresión sería de Q6.95 por pieza. A pesar de que el precio puede variar dependiendo del filamento, la diferencia en el costo final es mínima. Por otro lado, en el caso de la membrana interna se evaluarán diversos materiales que cumplan con una función de filtrado antibacteriano, tengan propiedades hidrofóbicas y alta resistencia química y térmica [3].

Por último, el desarrollo de estos filtros bacteriológicos hidrofóbicos de bajo costo podría tener un impacto positivo significativo en hospitales guatemaltecos ya que, esto ayudaría a que el personal médico cuente con máquinas de succión en óptimas condiciones, garantizando su disponibilidad en procedimientos quirúrgicos y en atención de pacientes con enfermedades respiratorias. Además, estos filtros no se limitan únicamente a máquinas de succión, sino que también podrían llegar a adaptarse a otros equipos médicos que requieran filtración de aire. La fabricación local, reduciría los costos de producción y facilitaría la distribución a hospitales y centros de salud en regiones con recursos limitados.

4.1. Objetivo general

Diseñar y fabricar un prototipo de bajo costo de un filtro bacteriológico hidrofóbico para evitar la contaminación cruzada de fluidos en máquinas de succión médica utilizando técnicas de escaneo e impresión 3D.

4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar un prototipo funcional de un filtro hidrofóbico mediante modelado e impresión 3D, seleccionando materiales poliméricos accesibles.
- Validar y caracterizar la capacidad del filtro desarrollado para filtrar aire y líquidos, así como sus propiedades antibacterianas, en condiciones controladas.
- Evaluar la viabilidad técnica y económica del filtro para su implementación en hospitales nacionales con recursos limitados.

El presente trabajo de graduación consiste en el diseño, fabricación y evaluación preliminar de un filtro bacteriológico hidrofóbico de bajo costo para máquinas de succión médica. Se enfoca en técnicas de modelado e impresión 3D para la carcasa del filtro y como elemento filtrante se utilizan membranas comerciales de PTFE. Se utilizan filtros comerciales de referencia para parametrizar la geometría del diseño.

Para el desarrollo del filtro se diseña una carcasa reutilizable roscada con espigas compatibles con mangueras de succión médica de 0.25" a 0.50" de diámetro interno. Se espera que la rosca tenga un cierre completo con bajo par de apriete, sellado hermético y permita el alojamiento de membranas de PTFE comerciales. No se utilizaron técnicas de escaneo 3D debido a que, la herramienta no ofrece resolución suficiente para detalles milimétricos de las piezas. Por esto mismo, se utilizan filtros comerciales como referencia dimensional y geométrica para el diseño. La fabricación se limita a tecnologías de modelado por deposición fundida con polímeros accesibles.

La validación de la capacidad funcional del filtro se evalúa comparando el comportamiento temporal y valores promedio del caudal frente a filtros comerciales de referencia, succionando únicamente agua como fluido de prueba a tres presiones de succión (70, 125 y 150 mmHg) representativas del rango clínico. No se realizan ensayos con secreciones humanas ni en pacientes por falta de acceso a entornos clínicos. La capacidad de retención bacteriana se infiere a partir del tamaño de poro y de la información técnica del fabricante de las membranas PTFE utilizadas. No se incluyen cultivos microbiológicos debido a limitaciones de infraestructura de laboratorio.

Por último, se cuantifica el costo unitario de fabricación considerando materiales de impresión y consumo eléctrico. Se realiza un análisis de punto de equilibrio en base a precios de filtros comerciales de referencia. No se incorporan presupuestos hospitalarios ni costos logísticos, ya que varían según institución.

Con el desarrollo de este filtro bacteriológico hidrofóbico impreso en 3D se espera un prototipo funcional, que en el rango de succión clínica, demuestre compatibilidad mecánica

con mangueras de succión médicas estándar, hermeticidad del cierre y un comportamiento hidráulico comparable al de los filtros comerciales de referencia. Se tiene previsto que las propiedades antibacterianas las brinde la membrana de PTFE comercial utilizada. Se proyecta que los costos de fabricación se adapten técnica y económicamente a hospitales con recursos limitados.

6.1. Máquinas de succión médica

6.1.1. Definición y funcionamiento general

Las máquinas de succión médica (Figura 3) están diseñadas para generar presión negativa controlada con el propósito de extraer secreciones, fluidos corporales o materiales del cuerpo humano. Esta succión es empleada en contextos clínicos en los cuales es indispensable despejar vías aéreas, drenar cavidades o, durante procedimientos invasivos, mantener un campo quirúrgico libre de fluidos. Para generar la presión negativa requerida se realiza por medio de una bomba, la cual puede ser eléctrica, manual o impulsada por gas comprimido.

Esta se conecta a un sistema de tuberías que finaliza en un catéter o una cánula, que se inserta en donde se requiere la extracción del fluido. Al activar el mecanismo, la máquina reduce la presión en el sistema, lo cual permite que los fluidos sean aspirados hacia un recipiente colector. Para evitar el contacto de fluidos con el mecanismo interno se incluyen válvulas antirreflujo y filtros [1]. La presión negativa generada se mide en mmHg y la intensidad es regulada según el tipo de paciente y el procedimiento a realizar. Esto es crucial para garantizar la eficacia y seguridad del tratamiento [20].



Figura 3. Variantes de equipos de succión médica: (a) unidad eléctrica portátil Vacutec 800 EV2, (b) aspirador eléctrico VET-23B.I, (c) compresor eléctrico PrecisionMedical PM50 EasyComp, (d) dispositivo de succión manual tipo pistola VBM Medizintechnik GmbH, (e) aspirador manual con pedal MKR-PS002, (f) broncoscopio con succión incorporada Olympus EXERA II BF-P180

6.1.2. Aplicaciones de la succión médica

La succión médica tiene amplias aplicaciones dentro del ámbito hospitalario y puede abarcar múltiples especialidades médicas. Una de las aplicaciones críticas, en donde se utilizan máquinas de succión médica eléctricas específicamente como la Vacutec 800 EV2, VET-23B.I y PrecisionMedical PM50 EasyComp (Figura 3a, b y c), es en la aspiración de vías respiratorias. Un ejemplo es el procedimiento de intubación y traqueostomía donde se incorpora un sistema de succión cerrada (CSS) para eliminar secreciones bronquiales en pacientes ventilados mecánicamente (Figura 4a). Esto evita la hipoxemia y contaminación cruzada durante la ventilación mecánica [18], [19]. Otro procedimiento de alto impacto es la broncoscopia en la cual se utilizan equipos de succión de alto flujo integrados al broncoscopio (Figura 3a), para facilitar la extracción de tapones mucosos y muestras de lavado bronco alveolar (Figura 4b) [20].

Por otra parte, la succión también es utilizada en cirugías y procedimientos invasivos. Un campo donde es indispensable es en la neurocirugía donde se utilizan aspiradores quirúrgicos ultrasónicos, como CUSA (*cavitron ultrasonic surgical aspirator*), para la aspiración y extirpación de tumores y tejido (Figura 4c) [15]. Otra aplicación crítica es cardiología por succión, en la cual se recupera sangre del campo quirúrgico para re-infusión (Figura 4d) [12].

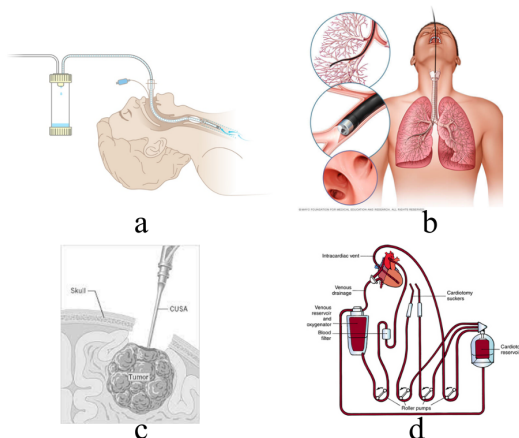


Figura 4. Procedimientos clínicos que emplean succión médica: (a) sistema de succión cerrada (CSS) durante ventilación mecánica, (b) aspiración endobronquial mediante broncoscopia, (c) uso de aspirador ultrasónico CUSA en neurocirugía, (d) circuito de cardiomotomía por succión en cirugía cardiovascular Adaptado de [20] [22] [23] [24]

Las máquinas de succión eléctrica (Figura 3a, b y c) son ampliamente utilizadas en escenarios de primeros auxilios y atención prehospitalaria ya que, pueden despejar vías aéreas obstruidas por vómito, sangre u otros fluidos. Lo cual es frecuente en pacientes con trauma craneoencefálico, convulsiones o que han perdido la conciencia [25]. Específicamente en salas de emergencia, estas máquinas contribuyen al control de sangrado activo y limpieza de cavidades en casos de heridas abiertas. Esto con el propósito de mantener el campo visual libre durante intubaciones y evitar aspiraciones pulmonares [26]. Además, en unidades de cuidados intensivos neonatales (UCIN) estas desempeñan un papel crucial en el manejo de secreciones excesivas en neonatos con síndromes de dificultad respiratoria. Eliminar de manera controlada las secreciones reduce el riesgo de colapso alveolar. Cabe recalcar que la succión debe ser ajustada cuidadosamente con presiones inferiores de 80 mmHg, para evitar traumatismos, en cuidados intensivos de neonatales [27]. Con esto se puede destacar la importancia crítica de la presión y flujo adecuado dependiendo de la aplicación. Esto debido a que una presión insuficiente puede dificultar la evacuación de fluidos [28]. Los parámetros con los que operan las máquinas de succión utilizados en distintos escenarios clínicos evidencian como el correcto funcionamiento de la bomba, filtros, válvulas y tuberías es de vital importancia para la seguridad del sistema (Cuadro 1).

Cuadro 1. Rangos de presión negativa recomendada por tipo de aplicación clínica [20], [27], [29], [30]

Aplicación clínica	Presión negativa recomendada (mmHg)
Aspiración de vías respiratorias (adultos)	100–150
Broncoscopia / lavado broncoalveolar	100–150
Succión quirúrgica en procedimientos invasivos	≥ 450
Cuidados críticos en UCI neonatal	60–80 (máx. 100)

6.1.3. Componentes, funcionamiento, posibles fallos y mantenimiento de máquinas de succión médica

Las máquinas de succión médica, para lograr generar succión, deben crear un gradiente de presión entre dos puntos de un sistema tubular. En estas cuando un extremo del tubo está abierto a la atmósfera y el otro conectado a una fuente de presión negativa, se genera un gradiente de presión lo cual induce el flujo de aire o fluido desde el punto de mayor presión (atmosférica) hacia el de menor presión (vacío). Este principio permite la aspiración de líquidos (como sangre y secreciones) hacia un recipiente recolector. La presión negativa puede generarse mediante tres métodos fundamentales: bombas mecánicas, inyectores y sistemas por gravedad (Figura 5).

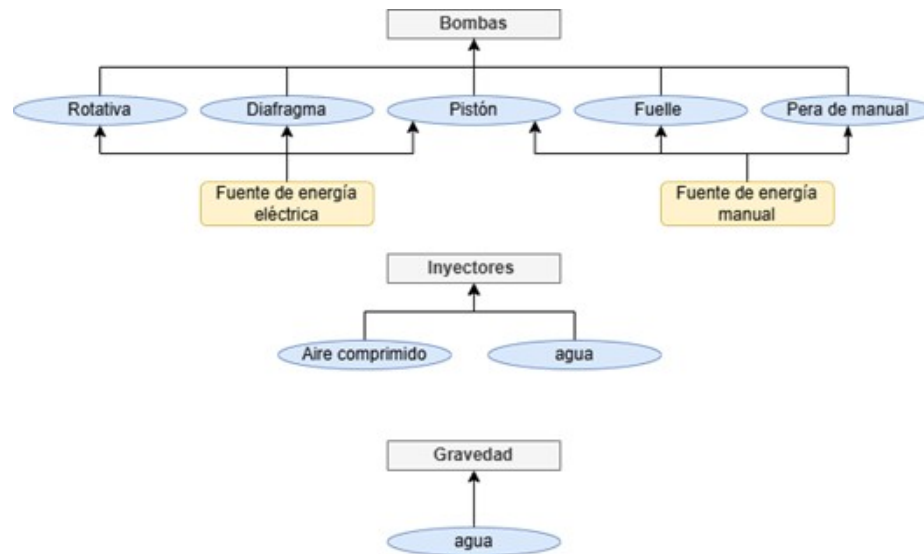


Figura 5. Métodos de generación de succión: bombas, inyectores y gravedad Esquema elaborado por el autor

Todas las bombas mecánicas, con fuente de energía eléctrica, operan por medio de un motor eléctrico el cual se acciona con corriente alterna (AC) o continua (DC) para generar el movimiento rotativo necesario. Las bombas rotativas, para generar vacío, utilizan un rotor excéntrico que gira dentro de una cámara creando cavidades de volumen variable que generan succión y descarga continua. Estas no requieren válvulas debido a su diseño unidireccional inherente y requieren de menor mantenimiento por ausencia de partes que causan fricción (Figura 6).

La bomba con el conjunto pistón biela transforma el movimiento rotativo del motor en movimiento lineal alternativo generando ciclos de compresión y expansión en una cámara sellada generando el vacío necesario (Figura 6b). Por otro lado, las bombas de diafragma son accionadas por un solenoide o un motor pequeño que acciona como un pistón (Figura 6c). Además del mecanismo que genera el vacío las máquinas cuentan con una serie de componentes complementarios los cuales permiten modular, controlar y direccionar el flujo de fluidos hacia el recipiente recolector. Inmediatamente después de la bomba de vacío se encuentra el filtro hidrofóbico bacteriológico el cual impide que partículas líquidas alcancen

el mecanismo generador de vacío. También se encuentra el manómetro, el cual monitorea el nivel de presión negativa generado en mmHg.

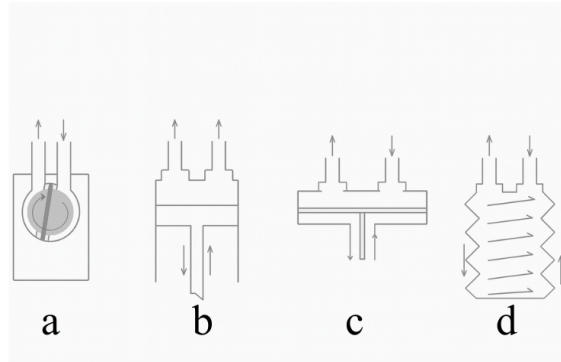


Figura 6. Tipos de bombas utilizadas para generar vacío en máquinas de succión médica: (a) bomba rotativa, (b) bomba de pistón biela, (c) bomba de diafragma, (d) bombas manuales Adaptado de [1]

Luego, se encuentra la válvula de retención o antirreflujo que permite que el flujo viaje en una sola dirección. Finalmente, está el recipiente recolector con el tubo de entrega [1] (Figura 7).

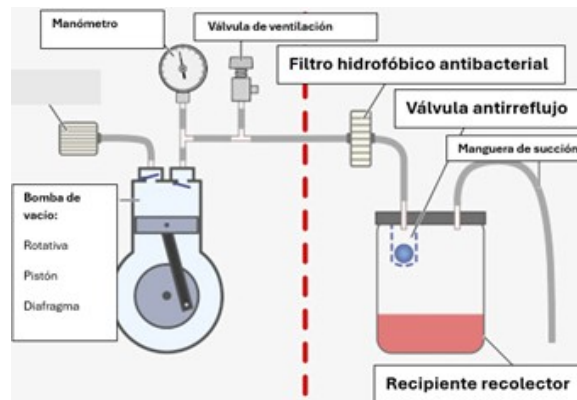


Figura 7. Componentes principales en una máquina de succión médica: bomba de vacío, manómetro, filtro hidrofóbico, válvula antirreflujo y recipiente recolector [16]

Cabe destacar que uno de los mecanismos más comúnmente utilizados en las máquinas de succión médica eléctricas es el sistema pistón biela. Este tipo de bomba, aunque sea robusta y eficiente es susceptible a fallos por contaminación de fluidos. Esto debido a que sus componentes móviles están en contacto con el trayecto neumático del sistema. Para prevenir el ingreso de fluidos al sistema se utiliza un filtro hidrofóbico bacteriológico entre el recipiente recolector y la válvula de ventilación. La ausencia o daño de este filtro permite el reflujo de líquidos hacia el conjunto pistón biela, provocando corrosión, pérdida de lubricación, obstrucción del cigüeñal o daño del sellado de la cámara. Esto compromete la capacidad de la máquina para generar presión negativa adecuada [2].

Además de fallos relacionados con el mecanismo pistón biela por contaminación existen

otras fallas frecuentes que pueden afectar el rendimiento de las máquinas de succión eléctricas. Una de las más comunes es la falta de estanqueidad del sistema. Esto es causado por mala colocación de la tapa del recipiente recolector y conexiones mal acopladas entre tubos lo que provoca pérdida significativa de presión negativa.

También se han documentado fallos mecánicos derivados del mal funcionamiento del sistema de protección contra reflujo ya que, si la bola flotante está ausente, atascada o mal ensamblada la protección se pierde. Consecuentemente el líquido puede entrar al canal neumático y contaminar el conjunto pistón biela provocando corrosión de los cojinetes, bloqueo del cigüeñal, atasco completo del motor o ruptura del sello de la cámara de compresión. Al hacer referencia al mantenimiento las recomendaciones enfatizan en que todas las partes en contacto con fluido deben ser limpiadas y desinfectadas tras cada uso. Esto incluye el recipiente recolector, la válvula de retención, el conector de tubo y las mangueras. El filtro hidrofóbico debe sustituirse tras cada paciente, o al menos cada dos semanas si se mantiene para un solo paciente. Además, se debe inspeccionar el sistema para verificar su movilidad e integridad [16].

6.1.4. Indicaciones técnicas de uso de máquinas de succión médica

El uso correcto de las máquinas de succión médica, eléctricas y manuales, requiere el cumplimiento de indicaciones técnicas específicas que garantizan el funcionamiento seguro, eficaz y compatible con los requisitos del entorno hospitalario donde están siendo utilizadas. Estas se derivan de manuales de operación de equipos comerciales y son vitales para asegurar que todos los componentes del sistema funcionen de manera adecuada. Como primer punto antes de iniciar la operación de la maquina se debe realizar una verificación del sistema completo. Esto incluye inspección visual del frasco recolector, para asegurar que la tapa este firmemente colocada, verificar que las conexiones de los tubos estén ajustadas sin fugas y verificar que el mecanismo de filtrado este adecuadamente conectado entre el recolector y la bomba de vacío. Omitir estos pasos podría comprometer la estanqueidad del sistema y reducir la capacidad de generar presión negativa suficiente [31].

En el caso de las máquinas eléctricas como la Vacutec 800 EV2 y el PM50 EasyComp, su encendido se realiza por medio de un interruptor en el lado lateral. Una vez se activa, se nivel de succión debe regularse utilizando un control giratorio o perilla y el valor de este se debe monitorear utilizando el manómetro incorporado. Se recomienda que la regulación de succión se realice sin conectar al paciente lo que permite que el sistema se estabilice antes del procedimiento. Una característica relevante del modelo Vacutec 800 EV2 es el uso del filtro bacteriológico tipo HEPA (*high efficiency particulate air*) con poro de 0.2 μm el cual previene contaminación del sistema interno. Este debe ser reemplazado cuando haya pérdida de succión, evidencia de líquido en su interior o después de procedimientos con alto contenido de secreciones. Su omisión puede dañar el mecanismo de vacío y anular la garantía del fabricante.

Por otro lado, para ambas máquinas se recomienda que no operen en ambientes polvorientos o húmedos para evitar sobrecalentamiento o daño por ingreso de líquidos. En cuanto a los aspiradores manuales, como el MKR-PS002 (Figura 3e) no se requiere calibración eléctrica, pero, se deben realizar verificaciones de conexión en los tubos e incluir filtros bac-

teriológicos en la línea para proteger el dispositivo. Independientemente del tipo de equipo se recomienda el uso de el filtro bacteriológico que se reemplaza tras cada paciente, vaciar el recolector inmediatamente al alcanzar el nivel máximo de capacidad, las mangueras, valvulas y tapas deben ser desinfectadas luego de cada uso y el manómetro debe ser revisado periódicamente [32], [33].

6.1.5. Rol del filtrado en máquinas de succión médica

El filtrado en las máquinas de succión médica es un componente crítico para garantizar la seguridad del paciente y mantener la integridad del equipo. Para esto, inmediatamente después de la bomba de vacío se encuentra un filtro hidrofóbico bacteriológico el cual actúa como una barrera física que bloquea microorganismos, como bacterias y virus, y fluidos corporales, como sangre, saliva o secreciones respiratorias (Figura 8). Con este filtro se evita que se contamine el circuito neumático y el mismo generador de vacío [1]. Esta función es relevante en procedimientos de alto riesgo como intubaciones, broncoscopias o drenajes quirúrgicos debido a que la exposición a patógenos es frecuente [18], [19].



Figura 8. Ejemplos de succionadores médicos y filtro hidrofóbico: (a) succionador DFX-23A, (b) aspirador de secreciones GOMCO modelo 430A, (c) aspirador portátil de secreciones marca Apex, (d) filtro bacteriológico para succión GOMCO

Los filtros hidrofóbicos previenen la contaminación cruzada entre pacientes ya que, estudios demuestran que en sistemas de succión cerrados reducen la transmisión de patógenos como el virus hepatitis C y bacterias resistentes [2]. Además, cuentan con capacidad para repeler líquidos lo que evita que fluidos alcancen la bomba de vacío, lo que podría causar corrosión, obstrucción mecánica o fallos en sellos, por ejemplo, en el conjunto pistón biela [1], [31].

Mantener un filtrado en óptimas condiciones asegura que la máquina mantenga su presión negativa y flujos adecuados. Por ejemplo, en aspiraciones aéreas (100-150 mmHg) o neonatales (60-80 mmHg) la obstrucción o daño de un filtro puede reducir la eficacia de succión lo que compromete la extracción de secreciones [20], [27]. La ausencia de este filtro

puede llegar a permitir el reflujo de líquidos hacia componentes críticos (motores o válvulas) lo que deriva a fallos [31]. Para maximizar su vida útil y eficacia los filtros deben reemplazarse tras cada paciente en procedimientos invasivos (intubación), cada dos semanas en uno continuo y tras la exposición de fluidos viscosos o contaminantes [18], [19], [2], [31].

Según la norma ISO 8835-2:2022 los sistemas de evacuación y succión medica deben incorporar dispositivos de filtrado que eviten contaminación cruzada, protejan la integridad del equipo y se reduzca el riesgo de exposición a patógenos. Esa establece que los filtros bacteriológicos deben ser colocados en puntos estratégicos del sistema para garantizar que las partículas infecciosas o líquidos no alcancen componentes del equipo. Además, deben de contar con eficiencia mínima de retención (como HEPA o equivalentes) y su inclusión es obligatoria. Cumplir con su uso no solo afecta la seguridad el paciente, sino que asegura el funcionamiento estable de succión [34].

6.2. Filtros en sistemas médicos

6.2.1. Funciones y aplicaciones en distintos sistemas

El filtrado es un componente esencial para la protección de sistemas médicos ya que, previene contaminación cruzada tanto desde el paciente hacia al equipo como en sentido inverso. Su incorporación se extiende en diversas áreas clínicas lo que garantiza seguridad en procedimientos invasivos y mantiene la integridad del sistema (Cuadro 2).

Cuadro 2. Aplicaciones clínicas de filtros médicos [2], [3], [7], [35], [36], [37], [38], [39], [40]

Aplicación clínica	Uso del filtro	Tipo de filtro
Traqueostomía y aspiración endotraqueal	Prevenir contaminación del sistema de succión y reinhalación de secreciones del paciente.	Filtro bacteriológico y HME (<i>heat and moisture exchanger</i>). [2], [3]
Cardiotomía por succión	Reducir el riesgo de infección sistema al reinfundir sangre al paciente.	Filtro leucorreductor y bacteriológico. [36]
Ventilación mecánica	Prevenir infecciones respiratorias asociadas al ventilador (ej: neumonía nosocomial).	Filtro HEPA o HMEF [35], [37].
Circuitos de anestesia	Prevenir contaminación cruzada entre paciente y equipo.	Filtros HMEF o antibacterianos. [2], [38]
Hemodiálisis	Protección contra bacterias en el aire del sistema de diálisis.	Filtro de aire bacteriológico. [39]
Terapias intravenosas	Prevenir bacteriemias al utilizar soluciones intravenosas contaminadas.	Filtros en línea con poros de 0.2 μm . [40]

El filtrado bacteriológico, específicamente, desempeña un papel clave en los sistemas que involucran succión médica debido a que no solo deben retener microorganismos patógenos,

sino que también deben soportar el paso de fluidos sin generar caídas significativas de presión. Este tipo de filtros puede clasificarse en función del fluido que deben filtrar: líquido o gas. En el caso de gases, el filtro bacteriológico se utiliza principalmente en sistemas de succión cerrada, ventilación mecánica y anestesia. Por ejemplo, los filtros HEPA o los filtros HMEF (*heat and moisture exchanging filters*) están diseñados para capturar partículas suspendidas y microorganismos del aire exhalado por el paciente [35], [37],[38]. Estos filtros deben tener una alta eficiencia retención bacteriana (>99.97 por ciento) y baja resistencia al flujo para no alterar parámetros respiratorios [41].

Por otra parte, en aplicaciones donde se involucran líquidos, como la succión de secreciones bronquiales, sangre o fluidos quirúrgicos, se utilizan filtros hidrofóbicos bacteriológicos. Esto debido a que, no solo actúan como barrera microbiana, sino que también repelen el ingreso de líquidos al sistema de vacío [31]. Por lo que, la elección del tipo de filtro no solo depende del nivel de protección requerido, sino que también el medio que debe filtrar. Esto es esencial en la selección del filtro adecuado para sistemas de succión médica.

6.2.2. Diferencia entre filtros para líquidos y gases

Los filtros utilizados en dispositivos médicos son diseñados a partir del tipo de fluido con el que deben tratar: gases o líquidos. La función general de estos es la misma, retener partículas, microorganismos y proteger al paciente y el sistema. Sin embargo, difiere la forma en la que lo realizan. Esta diferencia es relevante en sistemas de succión médica ya que, el uso de ambos tipos de filtro depende del procedimiento clínico y equipo a utilizar.

Filtros para gases

Los filtros bacteriológicos para gases son empleados principalmente en respiradores, ventiladores mecánicos, sistemas de anestesia y succión cerrada. El mecanismo de acción de estos filtros se basa en tres maneras de retención:

Intercepción directa: las partículas más grandes entran en contacto con las fibras del filtro y quedan atrapadas en ellas (Figura 9a).

Sedimentación por impacto: la inercia de las partículas las hace impactar contra las fibras en lugar de seguir el flujo de aire (Figura 9b).

Difusión: las partículas más pequeñas se mueven de forma errática al colisionar con el aire (movimiento browniano), consecuentemente aumenta la probabilidad que choquen con las fibras y quedan atrapadas (Figura 9c) [42].

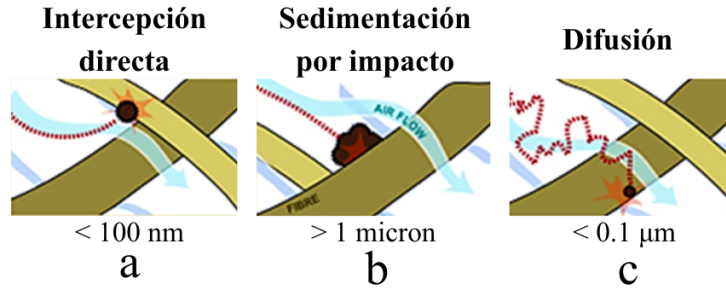


Figura 9. Mecanismos de retención de partículas en filtros para gases: (a) intercepción directa de partículas $>100 \text{ nm}$, (b) sedimentación por impacto de partículas $>1 \mu\text{m}$, (c) difusión de partículas $<0.1 \mu\text{m}$ Adaptado de [43]

Los más representativos son los filtros HEPA (*high efficiency particulate air*) y HMEF (*heat and moisture exchanging filters with filtration*). Estos están diseñados para capturar partículas de hasta $0.3 \mu\text{m}$ con eficiencia mínima del 99.97 por ciento según las directrices del CDC (*centers for disease control and prevention*) [44]. La estructura de estos es altamente porosa y se forma por medio de fibras aleatorias de vidrio borosilicato o polipropileno. El tamaño y la distribución del poro, como el grosor de la capa filtrante y el número de pliegues determina su resistencia al flujo y capacidad de carga [45]. Una resistencia alta puede alterar la presión de ventilación, aumentar el trabajo respiratorio o inducir hipoventilación [35].

Filtros para líquidos

Los filtros para líquidos en dispositivos médicos están diseñados para prevenir la entrada de fluidos contaminantes en componentes del sistema (bombas de vacío, reguladores de presión, sensores internos, etc). La función principal de estos es actuar como una barrera física la cual retiene microorganismos y partículas suspendidas en líquidos corporales, protegiendo tanto al paciente como al equipo médico de contaminaciones cruzada y fallos mecánicos. Pueden ser empleados en variedad de entornos clínicos como en máquinas de succión médica, circuitos de drenaje quirúrgico, reinfusión de sangre, hemodiálisis, etc [15], [18], [19].

El mecanismo de acción de estos filtros se basa varios mecanismos de separación. Uno de los más predominantes es el bloqueo por tamaño de poro, también conocido como filtración por tamizado molecular (Figura 10a). Para esto las membranas de los filtros tienen porosidad controlada, entre 0.1 y $0.45 \mu\text{m}$, lo que permite el paso de aire o gases, pero, bloquea el ingreso de líquidos y partículas cuya dimensión exceda el diámetro del poro de la membrana. Otro mecanismo es la interacción hidrofóbica entre la membrana y los componentes del líquido (Figura 10b). Las membranas hidrofóbicas logran repeler el agua por su alto ángulo de contacto (típicamente $> 90^\circ$). Por esto mismo, el agua no se adhiere ni penetra la superficie de la membrana, sino que forma gotas esféricas minimizando el paso de líquido. Esto es posible debido a la baja energía superficial de materiales como el politetrafluoroetileno (PTFE), el polietileno (PE) o el polipropileno (PP).

Por otro lado, otras membranas especializadas actúan por medio de mecanismos de interacción electroestática (Figura 10c). En este mecanismo las cargas superficiales atraen o repelen partículas iónicas presentes en fluidos. Cabe recalcar que este mecanismo no es el

principal en filtros hidrofóbicos, pero, podría llegar a tener aplicaciones en membranas. Por último, también pueden utilizar el mecanismo de adsorción de contaminantes (Figura 10d) en donde, los compuestos orgánicos o inorgánicos se depositan en la superficie de la membrana formando una capa de fouling. Todos estos mecanismos (tamizado por tamaño, repulsión hidrofóbica, interacción electrostática y adsorción superficial) logran la separación eficaz de fluidos en contextos clínicos como la succión médica (presiones entre 80 a 150 mmHg), donde se requiere paso exclusivo de aire mientras se bloquean secreciones, sangre o soluciones salinas [3], [4], [46].

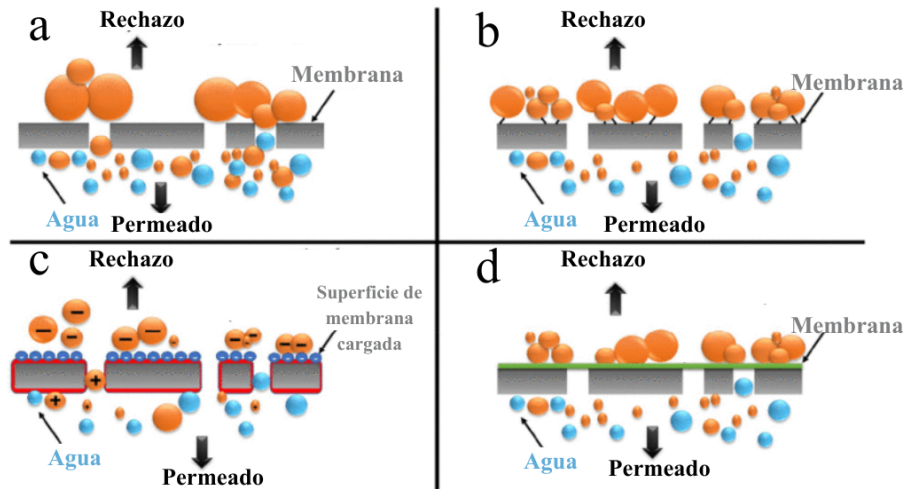


Figura 10. Mecanismos de filtración en membranas para líquidos: (a) exclusión por tamaño, (b) interacción hidrofóbica o por enlaces de hidrógeno, (c) interacción electrostática con superficies cargadas, (d) formación de fouling por contaminantes orgánicos/inorgánicos Adaptado de [46]

6.2.3. Diferencia filtros hidrofóbicos e hidrofílicos

La diferencia principal entre las membranas hidrofóbicas e hidrofílicas radica en su afinidad con el agua y su comportamiento frente a líquidos acuosos. Las membranas acuosas (como las de PTFE o PP) repelen el agua lo que impide su paso a menos que se aplique una presión que supere la presión de entrada de líquido. Esta característica las hace ideales para aplicaciones de filtración de aire y ventilación en las cuales se quiere evitar el paso de líquidos contaminantes mientras se permite el flujo de gases. Por otra parte, las membranas hidrofílicas tienen afinidad con el agua y permiten su paso espontáneo sin requerir presurización previa. Por esto mismo, son utilizadas en aplicaciones donde se requiere filtración directa de líquidos, como purificación de soluciones intravenosas o filtración de medicamentos líquidos.

Lo que diferencia físicamente estas membranas son dos propiedades fundamentales: el ángulo de contacto y la tensión superficial crítica entre interfaces (Figura 11a). Si el ángulo de contacto que forma una gota de agua sobre la superficie es menor a 90° , la membrana es hidrofílica (Figura 11b). Si el ángulo es mayor a 90° la membrana es hidrofóbica (Figura 11c). Este ángulo de contacto depende de las tensiones interfaciales entre el líquido, el sólido y el gas, por lo que, superficies con baja tensión superficial crítica (menor a 70 mN/m) son consideradas hidrofóbicas. Mientras que, superficies con alta tensión superficial crítica

(mayor a 70 mN/m) son consideradas hidrofílicas [47].

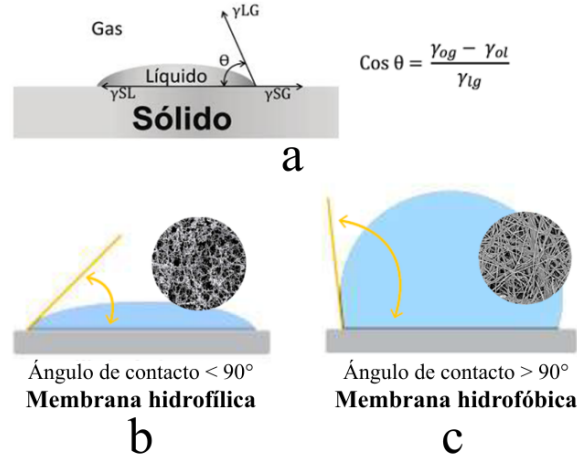


Figura 11. (a) Representación de las tensiones interfaciales en una gota sobre una superficie sólida. γ_{LG} : tensión superficial entre líquido y gas, γ_{SL} : tensión superficial entre sólido y líquido, γ_{SG} : tensión superficial entre sólido y gas, θ : ángulo de contacto, (b) membrana hidrofílica (ángulo de contacto $< 90^\circ$), (c) membrana hidrofóbica (ángulo de contacto $> 90^\circ$) Adaptado de [47], [48]

6.3. Materiales utilizados en filtros médicos hidrofóbicos

6.3.1. Membranas porosas de politetrafluoroetileno (PTFE)

Propiedades físicas, químicas y estructurales

El PTFE es un polímero cristalino con una estructura lineal la cual se basa en enlaces carbono-flúor. Esto hace que tenga una elevada estabilidad térmica, química e hidrofobicidad inherente. El politetrafluoroetileno tiene un ángulo de contacto superior a 110° y una tensión superficial menor a 20, mN/m. Estas propiedades lo hacen resistente a ácidos, bases y disolventes orgánicos, ideal para aplicaciones médicas como la filtración de gases y líquidos. Tiene una densidad entre 2.2 y 2.3, g/cm³ y puede soportar temperaturas superiores a 300°C sin fundirse debido a su alta viscosidad de fusión. También tiene baja fricción superficial lo que evita la adhesión de partículas y favorece su uso en ambientes estériles.

Métodos de fabricación

El método industrial más común para su fabricación es la extrusión con posterior estiramiento biaxial. Este proceso incluye la mezcla con un lubricante, extrusión, evaporación del lubricante, estiramiento uniaxial o biaxial y sinterización. Esto resulta en membranas micro porosas con estructuras fibrilares interconectadas por nódulos lo cual genera alta porosidad (hasta 74 por ciento) y tamaños de poro entre 0.15 y 0.68 μm [4].

6.3.2. Membranas porosas de polipropileno (PP)

Propiedades físicas, químicas y estructurales

El polipropileno es un polímero termoplástico semicristalino que se utiliza ampliamente en la fabricación de membranas debido a su bajo costo, facilidad de procesamiento y resistencia química. Este es un material hidrofóbico con buena resistencia térmica y mecánica. Tiene baja densidad con un valor de $\sim 0.9 \text{ g/cm}^3$ lo que facilita su manejo industrial. Cabe recalcar que presenta menor resistencia química comparado con el PTFE, pero, tiene buena compatibilidad con procedimientos térmicos y tiene capacidad de mantener su integridad estructural.

Métodos de fabricación

Las membranas de PP son producidas principalmente por medio de técnicas de estiramiento mecánico y separación por fases inducida térmicamente. En el método del estiramiento una película de PP es sometida a tracción uniaxial o biaxial, lo que genera una estructura fibrilar con nódulos conectados por nódulos. Por otra parte, el método de separación por fases inducida consiste en disolver PP en un diluyente a alta temperatura y luego enfriar la mezcla para inducir la separación de fases [5]. La diferencia entre ambos materiales (PTFE Y PP) radica en sus propiedades estructurales, térmicas y de procesamiento. Esto define su selección en distintas aplicaciones clínicas (Cuadro 3).

6.3.3. Materiales para la carcasa externa de filtros hidrofóbicos

Las carcasas de los filtros médicos están comúnmente fabricadas por variedad de resinas termoplásticas (Cuadro 4). Estas deben de cumplir varias propiedades generales como: alta resistencia mecánica, compatibilidad química con fluidos y gases, esterilizabilidad, estabilidad dimensional y térmica, transparencia (coloración que permita inspección visual) y superficies lisas. Estos materiales deben cumplir con requisitos de las normas ISO (como ISO 8638 e ISO 8536-4) ya que, deben tener resistencia a presiones clínicas (0.2 a 3.2 bar) y algunos compatibilidad con esterilización por EtO, rayos gamma o *e-beam*. Los materiales más utilizados en carcasas de filtros bacteriológicos con membranas hidrofílicas e hidrofóbicas son: PP, ABS, PE, PVC y PC (Figura 12).

Cuadro 3. Comparación entre materiales utilizados en filtros hidrofóbicos médicos [4], [47], [5], [49]

	PTFE	PP
Tipo de polímero	Cristalino	Termoplástico semicristalino
Estructura	Lineal con enlaces carbono-flúor (C-F)	Lineal con grupos metilo
Hidrofobicidad	Hidrofóbico	Hidrofóbico
Ángulo de contacto	Mayor a 110°	~108°
Tensión superficial (mN/m)	Menor a 20	~33
Densidad (g/cm³)	2.2–2.3	~0.9
Resistencia térmica	Alta (superior a 300°C)	Buena (hasta 100–120°C)
Resistencia química	Muy alta	Moderada
Compatibilidad con procesamiento térmico	Limitada (alta viscosidad de fusión)	Alta
Aplicaciones típicas	Filtración de gases y líquidos en entornos estériles	Filtración de aire y líquidos en dispositivos médicos desechables
Métodos de fabricación	Extrusión con lubricante, estiramiento (uniaxial/biaxial) y sinterización	Estiramiento mecánico, TIPS (<i>thermally induced phase separation</i>), fundición por disolución, electrohilado, fusión-elongación

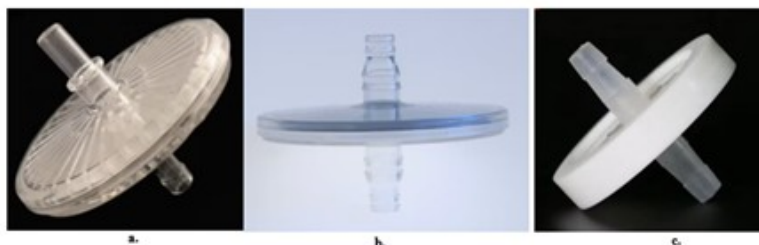


Figura 12. Ejemplos carcasas de filtros bacteriológicos médicos con membranas hidrofóbicas, (a) filtro de succión hidrofóbico ZF-181 transparente, material ABS, (b) filtro de succión hidrofóbico ZF-280 transparente, material ABS, (c) filtro de succión hidrofóbico ZF-010 transparente, material PP Adaptado de [50]

Cuadro 4. Resinas termoplásticas utilizadas en filtros médicos [47]

Abreviatura	Nombre	Propiedades	Método de fabricación
ABS	Acrilonitrilo-butadieno-estireno	Alta resistencia al impacto y resistencia química moderada.	Moldeo por inyección y extrusión.
PA	Poliamida de Nylon	Buena resistencia química y al desgaste, alta rigidez.	Extrusión, moldeo por inyección.
PP	Polipropileno	Alta pureza, estabilidad térmica y buena resistencia química.	Estiramiento mecánico, separación por fases térmica (TIPS).
PE	Polietileno (LD-PE/HDPE)	Buena resistencia química, flexibilidad y bajo costo.	Moldeo por inyección, extrusión.
PVC	Cloruro de polivinilo	Buena resistencia química, transparencia y fácil procesamiento.	Extrusión, moldeo por inyección.
PC	Policarbonato	Alta claridad óptica, resistencia al impacto y a la temperatura.	Moldeo por inyección, extrusión.
TPE	Elastómero termoplástico	Elasticidad, resiliencia, resistencia al desgaste y facilidad de procesamiento.	Moldeo por inyección, extrusión, soplado.

El presente capítulo describe los materiales y métodos utilizados para el desarrollo y evaluación de un filtro bacteriológico hidrofóbico destinado a ser utilizado en máquinas de succión médica. Se describen las etapas de diseño y fabricación de carcasas, la preparación de impresión 3D y los procedimientos experimentales de medición de caudal en dos fases (pruebas preliminares por cronometraje y mediciones asistidas con sensor).

7.1. Diseño y fabricación de carcasas de filtro

7.1.1. Requerimientos y referencias de diseño para compatibilidad con mangueras médicas

Como primer paso, se aborda el diseño y la fabricación de las carcasas del filtro. El diseño de la carcasa del filtro bacteriológico hidrofóbico busca asegurar la compatibilidad mecánica con mangueras de succión médica de uso hospitalario. Para esto se seleccionaron dos modelos comerciales de referencia los cuales son utilizados en variedad de máquinas de succión en entornos clínicos. Para el primer filtro de referencia, la geometría se basó en las medidas del filtro comercial DeVilbiss® *hydrophobic filter for 18600 Suction Machine* (Drive Medical Canada Inc., Canadá) (Figura 13), para asegurar compatibilidad dimensional con conexiones de mangueras estándar de 0.25" (6.35 mm). Para parametrizar las restricciones del modelo se midieron las dimensiones del filtro comercial de referencia (Cuadro 5) con vernier digital Workpro WP266001 (Hongzhou GreatStar Industrial Co., Ltd.).

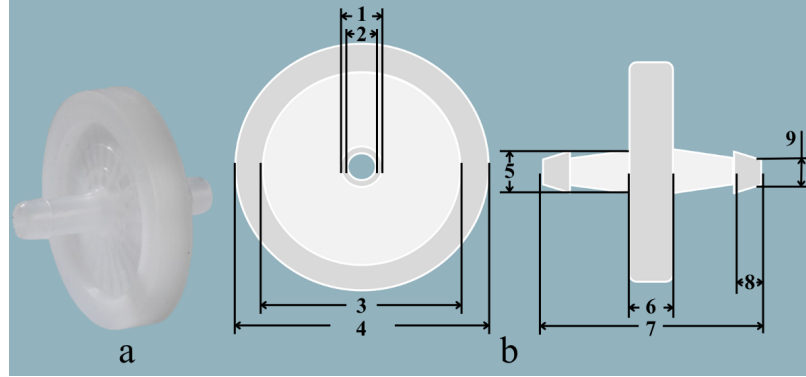


Figura 13. (a) Modelo real (filtro hidrofóbico comercial de referencia DeVilbiss[®]), (b) dimensiones del modelo real

Cuadro 5. Dimensiones del filtro de referencia DeVilbiss[®] medidas con vernier digital

Nº en figura 1	Parte medida	Medida (mm)
1	Diámetro mayor de boquilla	9.0
2	Diámetro interno de espiga (paso)	6.5
3	Diámetro interno (asiento)	41.5
4	Diámetro externo	54.4
5	Diámetro de espiga (tramo cilíndrico)	8.5
6	Largo del cuerpo (sin espigas)	8.5
7	Largo total espiga a espiga	47.5
8	Largo de boquilla de espiga	5.5
9	Diámetro menor de boquilla	8.5

Para el segundo filtro de referencia, la geometría se basó en el filtro comercial AG Industries[®] *Suction Bacteria Filter.25 in to 0.5 in barb to barb* (AG Industries LLC, USA) (Figura 14). Esto con el propósito de asegurar compatibilidad el conector espiga-espiga compatible con mangueras de 0.25" a 0.50" (6.35 mm a 12.7 mm). Para parametrizar la espiga y su transición con la carcasa se realizaron mediciones con vernier digital (Cuadro 6). Estos valores se utilizaron como parámetros de diseño.

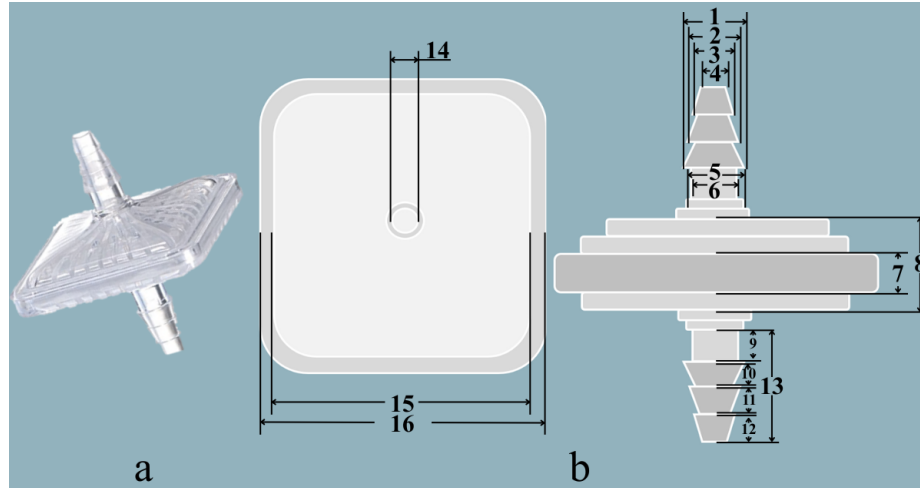


Figura 14. (a) Modelo real (filtro hidrofóbico comercial de referencia AG Industries[®]), (b) dimensiones del modelo real

Cuadro 6. Dimensiones del filtro de referencia AG Industries[®] medidas con vernier digital

Nº en figura ²	Parte medida	Medida (mm)
1	Diámetro mayor del conector (espiga)	11.5
2	Diámetro medio del conector (espiga)	9.5
3	Diámetro menor del conector (espiga)	8.0
4	Diámetro externo de la conexión	10.0
5	Diámetro conexión carcasa–espiga	10.0
6	Diámetro de inicio de espiga	10.0
7	Espesor del cuerpo central	7
8	Espesor del cuerpo total	20.5
9	Altura inicio de espiga	5.5
10	Altura zona espiga mayor	5.5
11	Altura zona espiga media	5.5
12	Altura zona espiga pequeña	5.5
13	Altura total de la espiga	16.5
14	Diámetro interno (paso)	6.5
15	Longitud plano de sellado carcasa	50.7
16	Longitud base carcasa	61.9

7.1.2. Diseño CAD de carcasas

Carcasa tipo DeVilbiss[®]

El diseño de la carcasa “tipo DeVilbiss[®]” se realizó en el *software* Autodesk Inventor (Autodesk Inc., SF, USA). Este se diseñó a partir de las mediciones de referencia las cuales sirvieron para parametrizar la carcasa y la espiga para garantizar la compatibilidad con mangueras de succión de 0.25”. Por esto mismo, en la espiga se diseñó un perfil cónico

escalonado de $\text{Ø}9.50$ a $\text{Ø}8.5$ mm en 5.5 mm de longitud (Figura 15). Las únicas dimensiones que no se replicaron fueron el largo del cuerpo (sin espigas) y el largo total espiga a espiga ya que, estas se incrementaron moderadamente para integrar el mecanismo de cierre previsto.

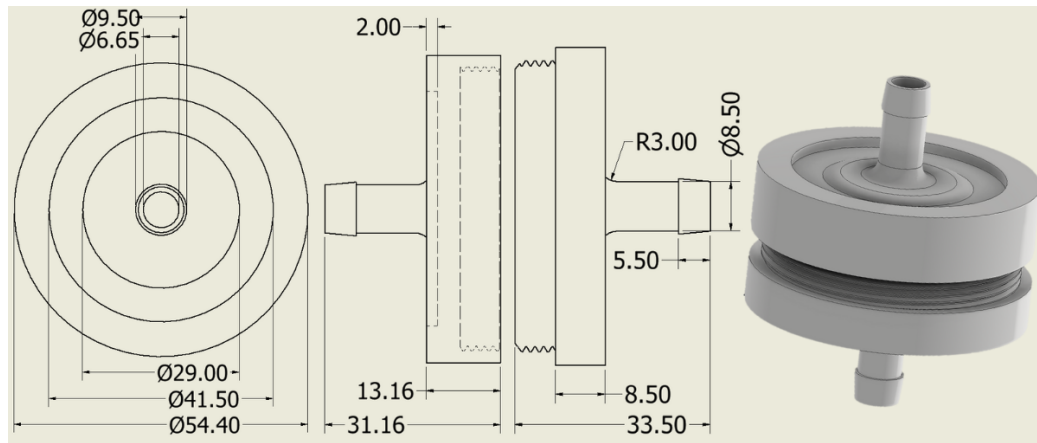


Figura 15. (a) Pieza superior de la carcasa reutilizable tipo DeVilbiss[®], (b) pieza inferior de la carcasa reutilizable tipo DeVilbiss[®]

Carcasa tipo AG Industries[®]

La carcasa “tipo AG Industries” se realizó a partir de las mediciones de la referencia AG Industries[®]. Esto con el propósito de asegurar la compatibilidad con mangueras de 0.25” a 0.50”. Se diseñó una espiga escalonada (*barb to barb*) con transición dimensional de $\text{Ø}12.08$ a $\text{Ø}9.97$ a $\text{Ø}8.26$ con tramos axiales conforme a los de referencia de 5.50 mm (Figura 16). Para el diseño de la carcasa se utilizaron las mismas medidas que en el modelo V2 ya que, ambos comparten el mismo mecanismo de cierre.

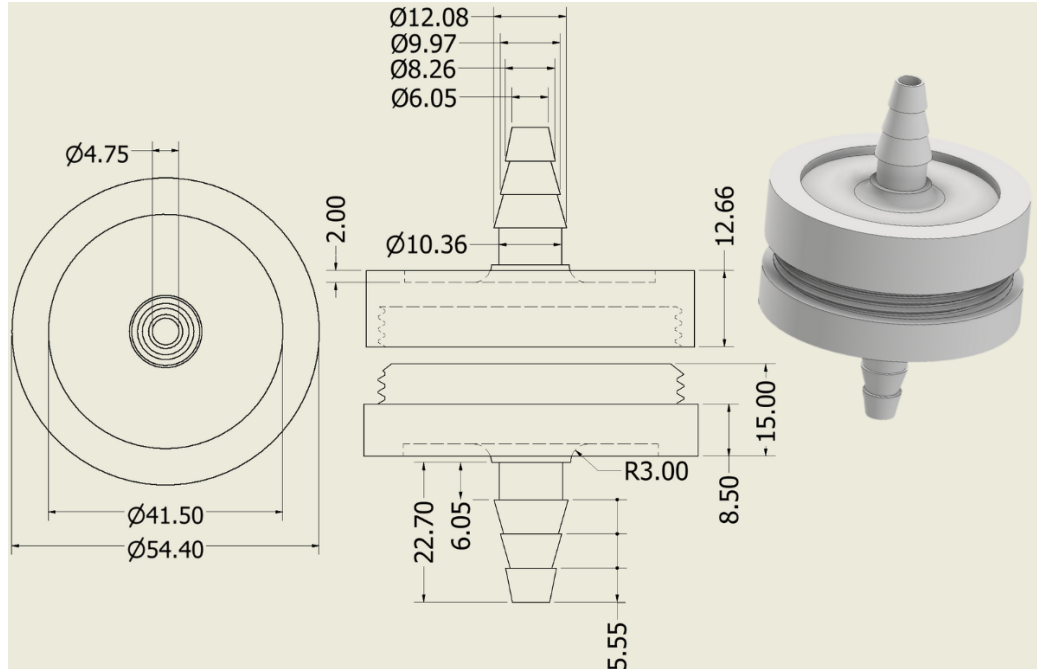


Figura 16. (a) Pieza superior de la carcasa reutilizable tipo AG Industries[®], (b) pieza inferior de la carcasa reutilizable tipo AG Industries[®]

Diseño del mecanismo de cierre y alojamiento para la membrana hidrofóbica

Para poder lograr un cierre hermético el cual permitiera la apertura de la carcasa del filtro, la extracción de la membrana interna, esterilización, reemplazo de membrana y cierre posterior se evaluaron dos opciones: cierre a presión (diseño cuadrado tipo AG Industries[®]) y cierre roscado (diseño circular tipo DeVilbiss[®]). Luego de evaluaciones de diseño se seleccionó como mecanismo definitivo la rosca.

Selección de rosca para el mecanismo de cierre

En el primer diseño se realizó una rosca M42×1.5 con la herramienta de *thread* de Fusion 360 (Autodesk Inc., SF, USA) tomando como referencia la carcasa DeVilbiss[®]. Se eligió un diámetro de 42 mm para respetar el diámetro interno de 41.3 mm de la carcasa comercial y se planteó utilizar membranas personalizables las cuales podrían ajustarse al diámetro libre resultante de la rosca (40.536 mm). Para garantizar la impresión del paso de 1.5 mm se ajustó una holgura mínima de 0.05 mm en el modelado y se obtuvo en enroscado correcto (Figura 17a). Posteriormente se definió el uso de membranas con un diámetro de 47 mm por lo que, se modificó la rosca a M50×2. Con esta rosca el diámetro libre fue de 48.022 mm lo que proporcionó aproximadamente un margen de 1 mm para alojar la membrana. Se mantuvo una holgura de 0.05 mm para la impresión y se obtuvo un roscado fluido y ajustado (Figura 17b). Finalmente, para poder ampliar la compatibilidad se ajustó el diseño manteniendo M50×2 pero aumentando el diámetro libre a 48.526 mm, de modo que el alojamiento permitiera utilizar membranas personalizadas de Ø 48 mm además de las de Ø 47 mm, manteniendo la holgura de 0.05 mm y un acople estable (Figura 17c).

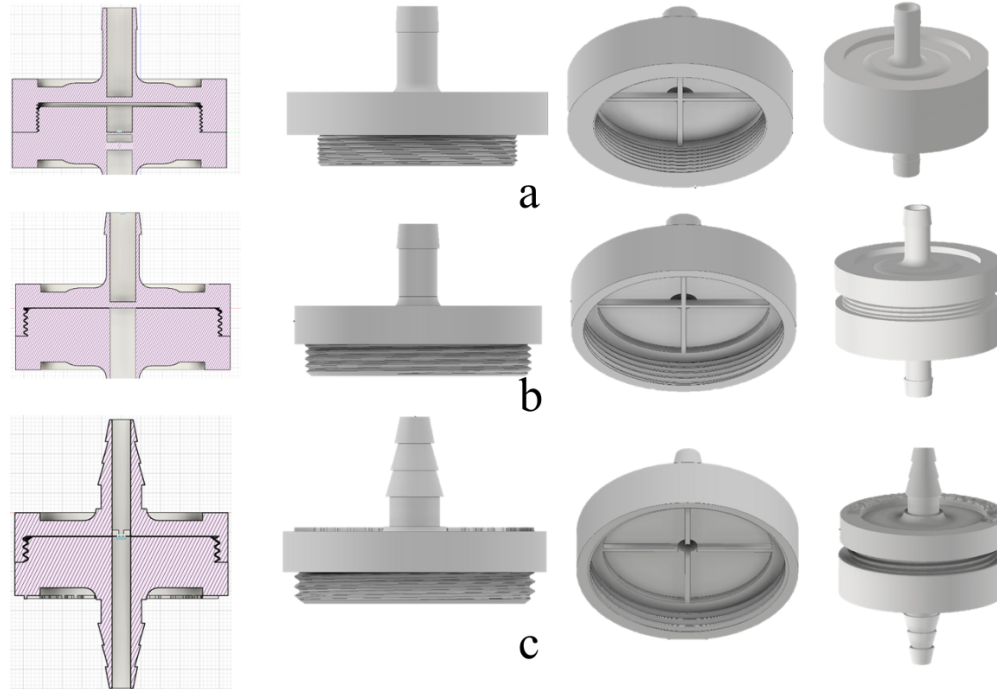


Figura 17. Selección del mecanismo de cierre del filtro. (a) rosca M42×1.5 (diámetro libre 40.536 mm, holgura de impresión 0.05 mm), (b) rosca M50×2 para membranas Ø 47 mm (diámetro libre 48.022 mm, holgura 0.05 mm). (c) rosca M50×2 para membranas Ø 47 mm (diámetro libre 48.526 mm, holgura 0.05 mm). Vistas en corte, lateral, isométricas y pieza impresa en 3D

Alojamiento de la membrana

Luego de seleccionar la rosca y diseñar las espigas compatibles con mangueras médicas se procedió a definir la profundidad de esta, la cual define el espacio de alojamiento de la membrana. Para evitar compresión excesiva en la membrana, en el primer diseño (Figura 18a) se realizó una profundidad de rosca de 6.5 mm y la contraparte roscada de 9 mm. Esto dejando un espacio libre de 2.5 mm para el alojamiento, lo cual se consideró excesivo por el riesgo de caída o movimiento durante la succión. Para evitar esto se decidió disminuir el espacio de alojamiento considerando el espesor de la membrana a utilizar. Se midió el espesor de la membrana con vernier digital lo cual resultó en alrededor de 100 μm . Además, se investigó su altura con el proveedor, la cual se encuentra en un rango de 150–250 μm . En base a esta información y las tolerancias de impresión se definió un espacio de alojamiento para la membrana de 0.155 mm. Se realizó una profundidad de rosca de 7.0 mm y su contraparte roscada de 7.155 mm de modo que quedó una rosca útil de 7 mm y un espacio de 150 μm para alojar la membrana (Figura 18b).

Finalmente, para disminuir la resistencia que el filtro introduce al sistema de la máquina de succión, se redujo la profundidad de la rosca. El diseño final (Figura 18c) se configuró con una profundidad en la pieza roscada de 6.500 mm y 6.655 en su contraparte lo que mantiene un alojamiento de 0.155 mm (155 μm) para la membrana. Esto permite tener una rosca útil con cierre hermético que tiene menor recorrido y menor par de apriete. Esto último contribuye a la reducción de pérdidas por fricción y la caída de presión sin comprometer el

sellado.

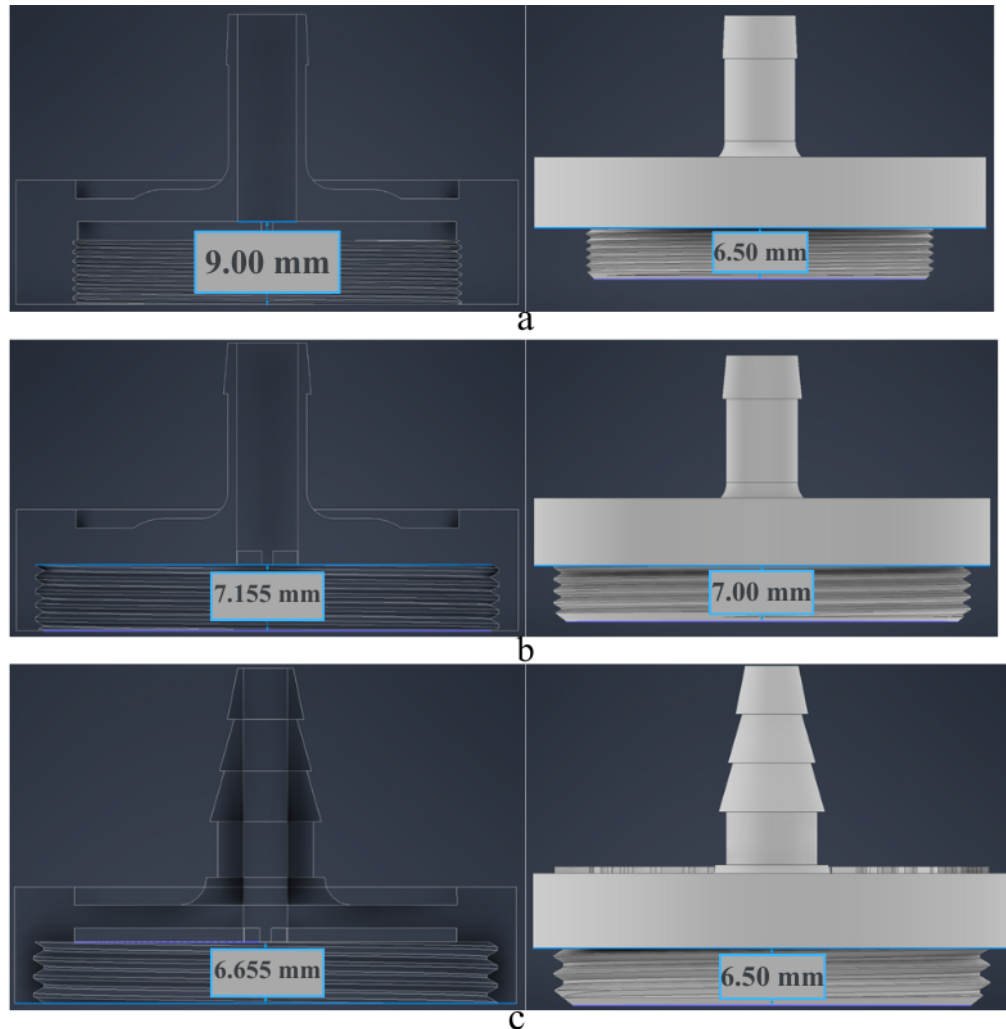


Figura 18. Definición de la profundidad de rosca y del espacio de alojamiento de la membrana. (a) diseño inicial con profundidades de 9.00 y 6.50 mm (alojamiento de 2.5 mm), (b) diseño ajustado con 7.155 y 7.000 mm (alojamiento de 155 μm), (c) diseño final con 6.655 y 6.500 mm (alojamiento de 155 μm)

Por otro lado, con el fin de asegurar el asiento de la membrana se evaluó el uso de nervaduras de soporte inspiradas en diseños comerciales. Debido a altura muy baja y delgadez la impresora no pudo reproducir de manera adecuada las nervaduras (Figura 19a). Se reconsideró el soporte para la membrana y se decidió dejar una cruz de soporte incrementando la altura y el espesor lo cual mejoró la impresión y el sostenimiento de la membrana (Figura 19b). Sin embargo, se observó que la cruz ubicada en el paso de presión podría llegar a restringir el caudal por lo que, se eliminó la cruz en el diámetro de paso, manteniendo el soporte donde no interfiere con el flujo. Este soporte tiene un espesor y altura de 1.50 mm (Figura 19c).

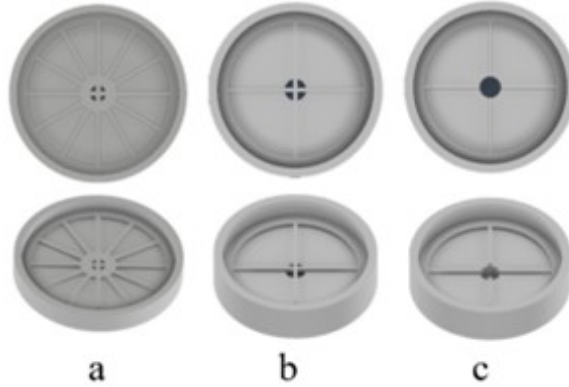


Figura 19. Refinamiento del soporte de la membrana: (a) nervaduras radiales delgadas, (b) soporte en cruz con mayor altura y espesor, (c) versión final con cruz retirada del diámetro de paso para evitar restricción del caudal

Por último, se agregó un rotulado en relieve con el texto “RECIPIENTE RECOLECTOR” en la pieza superior, la cual se conecta al frasco recolector. Este relieve se definió con una altura de 0.8 mm, lo que asegura la legibilidad y ofrece una referencia táctil y visual de la orientación del filtro (Figura 20).



Figura 20. Rotulado en relieve “RECIPIENTE RECOLECTOR” en pieza superior de la carcasa tipo AG Industries®

7.1.3. Fabricación de carcasa

Preparación de archivos y parámetros de impresión 3D

Los modelos de ambas carcasas fueron exportados en formato 3MF (*3D manufacturing format*), el cual es compatible con los principales programas de impresión. Las piezas se imprimieron con orientación invertida respecto al plano de la base, posicionando la espiga en voladizo soportada por soportes ramificados (*tree*) (Figura 21). Esta orientación se seleccionó para asegurar definición de la rosca M50x2 y los detalles internos del alojamiento de la membrana.

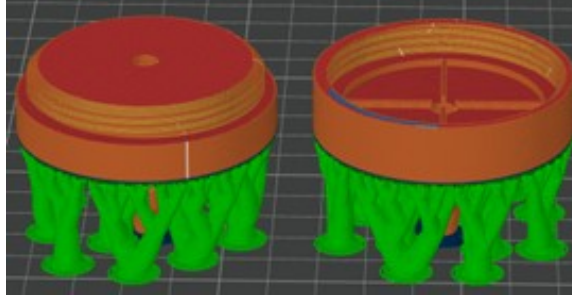


Figura 21. Configuración de impresión en Bambu Studio (Bambu Lab, China)

Las piezas se imprimieron en una Bambu Lab X1C (Bambu Lab, China) con boquilla \varnothing 0.4 mm y filamento eSun PLA+ \varnothing 1.75 mm (Shenzhen eSUN Industrial Co., Ltd., China) utilizando parámetros de impresión los cuales equilibran el tiempo de fabricación reducido, resistencia mecánica adecuada y resolución dimensional suficiente para la rosca M50x2 (Cuadro 7).

Cuadro 7. Parámetros de impresión para Bambu Lab X1C

Parámetro	Valor
Altura de capa	0.20 mm
<i>Infill</i> (densidad)	15 %
Patrón de <i>infill</i>	Rectilinear
Soportes	Orgánicos (<i>tree</i>)
Temperatura	210°C

Evaluación de viabilidad técnica y económica

Para evaluar la viabilidad técnica y económica de la fabricación de los filtros, se calcularon curvas de ahorro neto acumulado en función del número de unidades producidas n , para las dos carcasas (CDV y CAG), con dos precios de referencia de filtro comercial (Q175 y Q100 por unidad) y dos inversiones iniciales en impresoras 3D (Bambu Lab X1C = Q8574 y Creality K1 = Q3060). Se utilizó el modelo:

$$A(n) = n (\text{Precio}_{\text{comercial}} - \text{Costo}_{\text{total del filtro}}) - \text{Costo}_{\text{impresora}},$$

y el punto de equilibrio:

$$n_{\text{BE}} = \left\lceil \frac{\text{Costo}_{\text{impresora}}}{\text{Precio}_{\text{comercial}} - \text{Costo}_{\text{total del filtro}}} \right\rceil.$$

Ensamble de carcasa reutilizable

Primero, debe colocarse la membrana en la pieza inferior con el lado hidrofóbico orientado hacia arriba. Dependiendo de la aplicación se puede seleccionar la membrana PTFE 0.20 μm

Ø 47 mm CHMLAB® (CHMLAB, Barcelona, España), la cual ya tiene el diámetro cortado, o la membrana de PTFE Ø 48 mm con soporte de polipropileno Sterlitech® (Sterlitech Corp., Kent, WA, EUA), la cuál es una lámina de 200 x 250 mm en la cual debe trazarse un círculo con compás y recortar con tijera (Figura 22a). Luego, se debe sellar la rosca en la pieza superior aplicando tres vueltas de cinta de PTFE (teflón) 3/4" x 0.075 mm x 7 m, marca HYDRO (The Chemours Company, Estados Unidos). Ese debe aplicarse en el mismo sentido de roscado de la pieza superior para evitar que se desprenda durante el enroscado. Por último, se enroscan las piezas hasta lograr un cierre hermético y se instala el filtro en el sistema orientando el lado rotulado con "RECIPIENTE RECOLECTOR" hacia el frasco recolector y el extremo opuesto hacia la máquina de succión (Figura 22b).

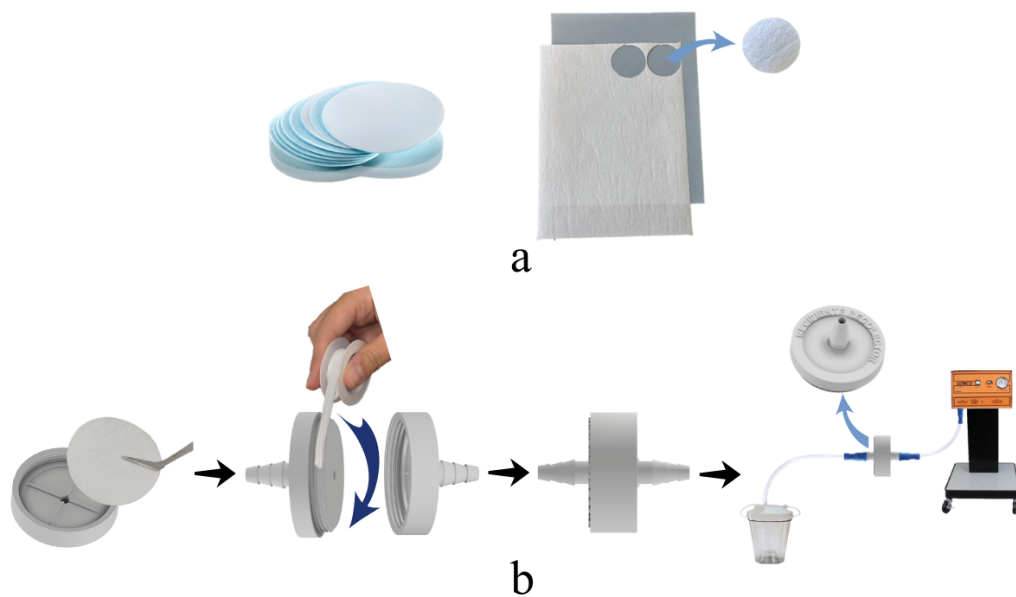


Figura 22. (a) Membranas hidrofóbicas filtrantes: discos PTFE Ø 47 mm CHMLAB® y corte de lámina PTFE Ø 48 mm con soporte de polipropileno Sterlitech® (b) secuencia de ensamble de la carcasa reutilizable y conexión al sistema de succión

7.2. Evaluación del desempeño de flujo del filtro

Esta sección presenta el procedimiento experimental para evaluar el desempeño de flujo de los filtros. Primero, se realizan pruebas preliminares por cronometraje para estimar el caudal a partir del tiempo requerido para succionar un volumen definido. Luego, se llevan a cabo mediciones asistidas por un sensor de flujo YF-S201, registrando señales de caudal bajo condiciones de succión clínica y con réplicas por tipo de filtro y tipo de membrana.

7.2.1. Pruebas preliminares mediante cronometraje

Configuración del sistema de succión y condiciones de operación

Para la evaluación preliminar del caudal se implementó un sistema de succión en línea con la siguiente secuencia de conexión: recipiente con 625 mL de agua, manguera de 0.50" (Drive DeVilbiss Healthcare, Port Washington, NY, EUA), frasco recolector de 800 cc, manguera de 0.50", filtro bacteriológico hidrofóbico (según condición: filtro comercial DeVilbiss®), filtro comercial AG Industries®, filtro impreso en 3D tipo DeVilbiss® con membrana PTFE 0.20 µm Ø 47 mm y filtro impreso en 3D tipo AG Industries® con membrana de PTFE 0.20 µm Ø 47 mm, manguera de 0.50" y máquina de succión GOMCO® 6036 (Allied Healthcare Products, St. Louis, MO, EUA) (Figura 23).

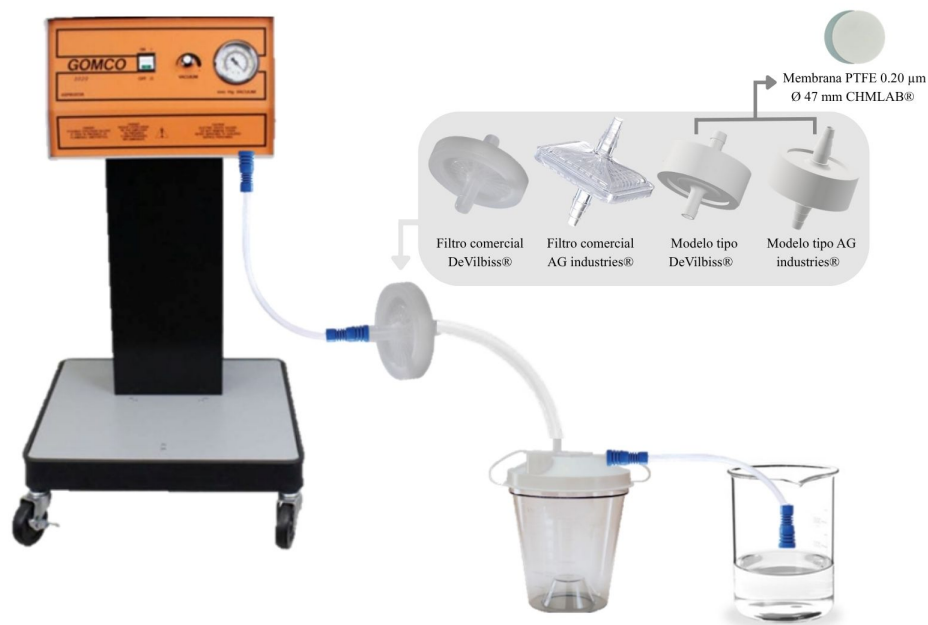


Figura 23. Esquema de conexión del sistema de succión para pruebas preliminares por cronometraje

El protocolo de medición consistió en comenzar la succión y cronometrar el tiempo requerido para succionar 625 mL de agua desde el recipiente hasta el frasco recolector. Cada tipo de filtro fue evaluado con 10 repeticiones y bajo dos presiones de succión: 90 y 150 mmHg. Estas presiones fueron seleccionadas ya que, corresponden a rangos utilizados en entornos clínicos (Cuadro 1). El caudal para cada repetición se calculó mediante $Q = V/t$, en L/min con $V = 0.625$ L y t el tiempo de succión registrado en minutos.

7.2.2. Mediciones mediante sensor de flujo YF-S201

Configuración del sistema de succión con YF-S201 y condiciones de operación

Para la medición del caudal asistida por sensor se implementó un sistema de succión en línea con la siguiente secuencia de conexión: recipiente con 800 mL de agua, manguera de 0.50", adaptador hembra 0.50" NPT a 0.25" con manguera, sensor de flujo YF-S201 (SEA DIJIANG®), adaptador hembra 0.50" NPT a 0.25" con manguera, manguera de 0.50", frasco recolector de 800 cc, manguera de 0.50", filtro bacteriológico hidrofóbico, manguera de 0.50" y máquina de succión GOMCO® 6036 (Figura 24). Para el filtro bacteriológico se realizaron dos condiciones de ensayo: según tipo de filtro (filtro comercial DeVilbiss®, filtro comercial AG Industries®, filtro impreso en 3D tipo DeVilbiss® y filtro impreso en 3D tipo AG Industries® ambos con membrana PTFE 0.20 μm Ø 47 mm) y según membrana con filtro impreso en 3D tipo AG Industries® con membrana PTFE Ø 48 mm con soporte de polipropileno.

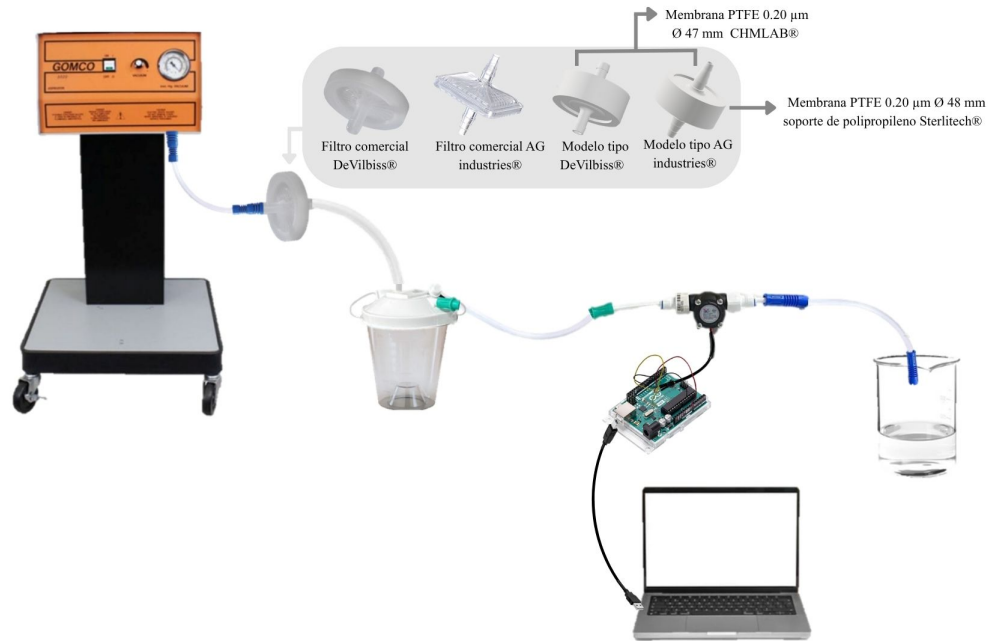


Figura 24. Esquema de conexión del sistema de succión para mediciones con sensor de flujo YF-S201

Para ambas condiciones de ensayo se realizaron las mediciones bajo tres presiones de succión: 70, 125 y 150 mmHg apegándose a los rangos habituales de succión clínica (Cuadro 1). Se realizaron 5 repeticiones, registrando 90 segundos de señal mediante el sensor YF-S201. Los datos del sensor se adquirieron con Arduino UNO (Arduino, MA, USA) conectando la salida de pulsos del YF-S201 al pin digital 2 (D2) y su alimentación a 5 V con referencia a GND (Figura 25). La lectura del caudal se procesó en Arduino IDE y los registros se capturaron y almacenaron en tiempo real mediante PLX-DAQ para su análisis posterior.

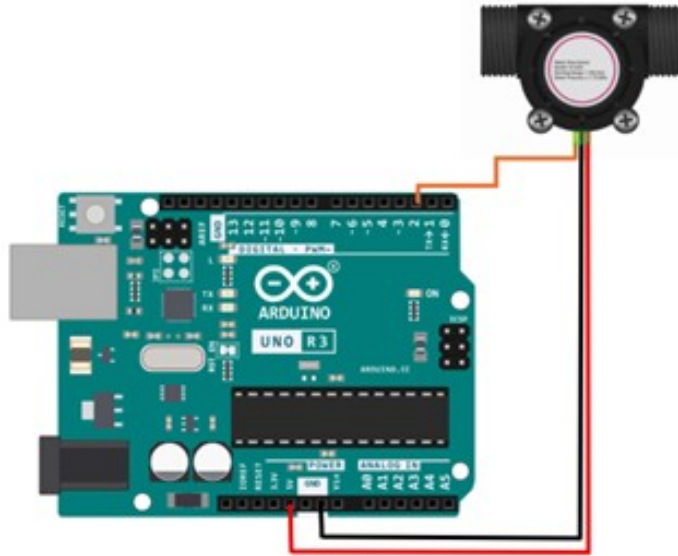


Figura 25. Configuración del sensor de flujo YF-S201

8.1. Diseño y fabricación de carcasas de filtro

8.1.1. Diseño CAD de carcasas

Prototipo CDV

La espiga para la carcasa tipo DeVilbiss®^(R), o por su abreviatura CDV, se diseñó para ser compatible con mangueras de succión médicas de 0.25" de diámetro interno (6.35–8 mm). Debido a que aún no se contaba con filtros comerciales de referencia se utilizaron como referencia dimensiones reportadas para filtros antibacterianos hidrofóbicos universales. Esto con el propósito de asegurar el ajuste en el intervalo de 6.35–8.0 mm, buscando compatibilidad con mangueras de succión médicas. Al conectar este primer prototipo (Figura 26a) a mangueras comerciales para succión, no se obtuvo en encaje adecuado.

Al tener disponible un filtro hidrofóbico marca DeVilbiss®^(R), se realizaron mediciones a los parámetros de diseño utilizados anteriormente. Al replicar estos valores en Autodesk Inventor (Figura 26b) e imprimir se obtuvieron variaciones en intervalos de 0.05 a 0.5 mm, las cuales se atribuyen a las tolerancias de manufactura. Considerando dichas variaciones se generó un diseño final para mangueras de 0.25" (Figura 26c). Esto asumiendo que hubo pérdidas de aproximadamente 0.5 mm por tolerancias globales de impresión. Con estas medidas se logró obtener las mismas dimensiones que el filtro de referencia y un acople correcto y hermético a mangueras de succión médica con un diámetro interno de 0.25".

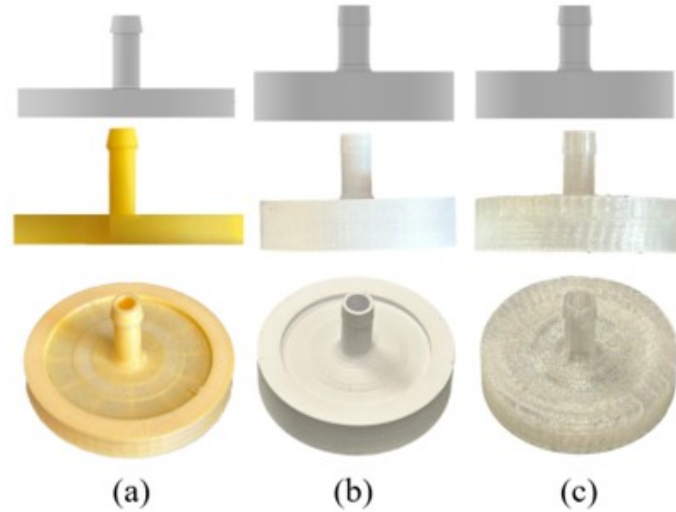


Figura 26. Desarrollo del diseño de espiga para compatibilidad con mangueras médicas de 0.25" de diámetro interno. (a) V1.1, (b) V1.2, (c) V1.3

Prototipo CAG

Se diseñó una segunda espiga para la carcasa tipo AG Industries®[®], o por su abreviatura CAG, compatible con mangueras de 0.25" a 0.50" (6.35–12.7 mm). En la variante inicial (Figura 27a) se incrementaron las dimensiones respecto de la CDV para cubrir el rango ampliado. Por otro lado, con la referencia comercial de AG Industries®[®] disponible se midieron sus parámetros y se replicaron en CAD (Figura 27b), obteniéndose en la impresión 3D ligeras variaciones en un rango de 0.05 a 0.5 mm atribuibles a tolerancias de manufactura. Tomando esto en consideración se realizó una corrección dimensional y se imprimió la versión ajustada final (Figura 27c), con la cual se obtuvieron exactamente las mismas medidas que el filtro de referencia. Con estos valores se logró un encaje perfecto y hermético con mangueras de succión médica en el rango de 0.25"–0.50".

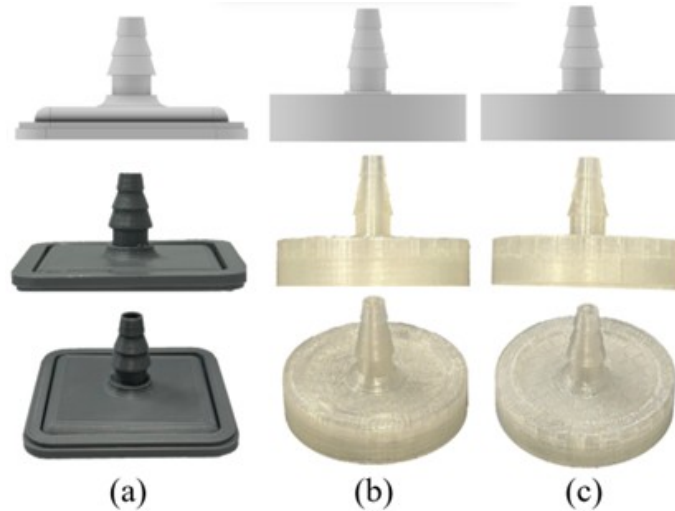


Figura 27. Desarrollo del diseño de espiga para compatibilidad con mangueras médicas de 0.25''–0.50'' de diámetro interno. (a) V2.1 (b) V2.2 (c) V2.3

Mecanismo de cierre y alojamiento para la membrana hidrofóbica

La rosca M50x2 fue impresa correctamente en ambas piezas con excelente definición y ajuste dimensional (Figura 28a). La impresora Bambu Lab X1C logró reproducir el perfil de la rosca sin irregularidades lo que garantizó un enrosque funcional y un acoplamiento completo de esta, en donde ambas piezas enrosca de manera uniforme y sin holguras visibles. Se obtuvieron tres hilos principales los cuales conforman la rosca, estos fueron suficientes para asegurar un cierre firme manteniendo la profundidad reducida de 6.5 mm lo que permitió tener hermeticidad, sin necesidad de un par de apriete elevado (Figura 28b). El diseño de alojamiento permitió realizar el uso de membranas de 47 y 48 mm de diámetro ajustándose dentro del cuerpo del filtro. De igual manera, el soporte interno funcionó de manera correcta ya que, sostiene la membrana en su posición sin obstruir el flujo de succión ni incrementa la resistencia al paso del aire (Figura 28c).

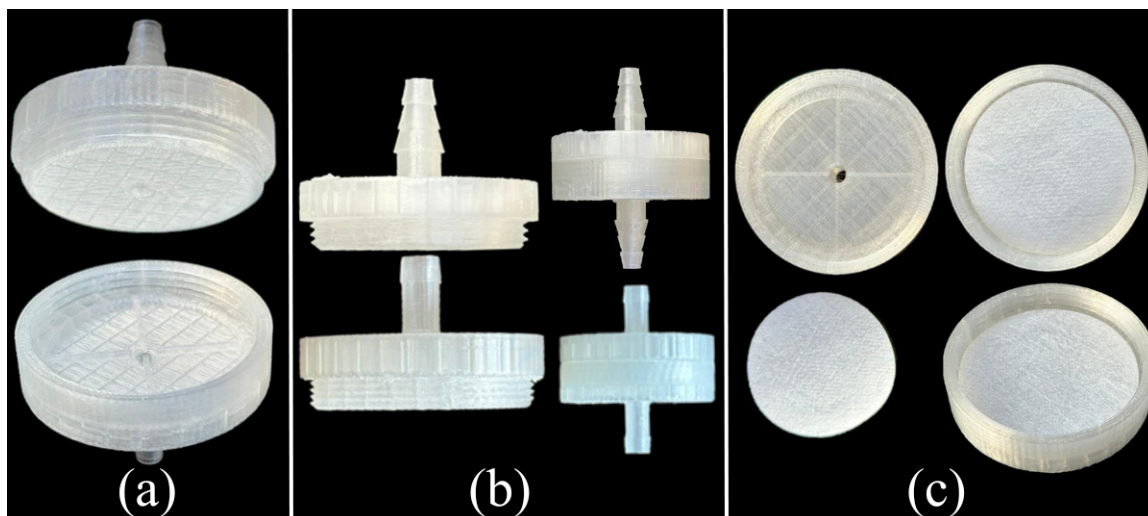


Figura 28. (a) Piezas impresas en 3D del filtro con rosca M50x2 (b) acoplamiento de piezas impresas en 3D con rosca M50x2, cierre completo y tres hilos de enrosque (c) alojamiento de membranas en el filtro impreso en 3D con soporte interno tipo cruz

8.1.2. Fabricación de carcasa

Para la fabricación de CAG, Bambu Studio estimó un consumo total de 40.32 gramos de filamento (26.32 g de modelo y 14.00 g de soportes) y un tiempo de impresión de 2 horas y 6 minutos. Considerando un costo de Q175 por kilogramo de filamento eSun PLA+ \varnothing 1.75 mm, el costo de material por carcasa es de Q7.06. Adicionalmente, la impresora Bambu Lab X1C tiene un consumo aproximado de 0.1 kWh por hora de impresión. Para un tiempo estimado de 2.1 horas, el consumo energético es de 0.21 kWh. Con una tarifa de Q1.47/kWh más el 12 % de IVA, el costo de energía es de Q0.35. Por lo tanto, el costo mínimo de fabricación por carcasa es de Q7.41. Por otro lado, para el caso de CDV, Bambu Studio estimó un consumo total de 38.21 gramos de filamento (25.44 g de modelo y 12.77 g) y un tiempo de impresión de 2 horas y 1 minuto. Tomando el mismo costo de filamento y consumo eléctrico de la impresora el costo de material de esta carcasa es de Q6.69 y el costo mínimo de fabricación considerando el tiempo de impresión y su consumo es de Q7.02.

Para la membrana hidrofóbica filtrante, se evaluaron dos opciones comerciales para la membrana de filtración hidrofóbica utilizada en el prototipo. La membrana hidrofóbica de PTFE \varnothing 47 mm (CHMLab®) se encuentra disponible en presentación de 100 unidades con un costo de 253.70 €. El costo unitario de cada membrana es de 2.54 €, lo cual equivale a aproximadamente Q22.5 (para un tipo de cambio de Q8.87/€). Por otro lado, la membrana de PTFE con soporte de polipropileno (Sterlitech®), en presentación de 5 hojas de 200 × 250 mm tiene un costo de US\$191.68. Esta presentación permite obtener 20 discos de \varnothing 48 mm por hoja, por lo que, se pueden obtener 100 membranas por paquete. Con esto, el costo unitario es de US\$1.92 por membrana, equivalente a Q14.7 (para un tipo de cambio de Q7.67/ US\$). Cabe recalcar que estos cálculos no incluyen gastos de importación, envío internacional ni aranceles asociados a la adquisición de las membranas desde España (CHMLab®) y Estados Unidos (Sterlitech®).

La opción más económica corresponde al filtro CDV con membrana de PTFE con soporte de polipropileno Sterlitech®), la cual fue cortada manualmente a partir de hojas de 200 × 250 mm. Esta representa un costo total de Q21.72 por filtro, siendo la alternativa más rentable en comparación con el filtro CAG y la membrana pre cortada CHMLab® (Cuadro 8). Cabe recalcar que, el costo del teflón para el sellado no se incluyó en el costo total. Esto debido a que, su influencia es marginal. Se utilizaron 3 vueltas de teflón para la rosca con un diámetro de 48 mm, el costo de del teflón por metro es de Q0.371 y para sellar la carcasa se utilizaron 0.452 m. Esto resulta en un costo de Q0.17, el cual puede ser omitido.

Cuadro 8. Costo total y tiempo de impresión de la carcasa según el tipo de filtro y membrana utilizada

Tipo de carcasa de filtro	Tiempo de impresión	Costo mínimo de fabricación	Opción de membrana	Costo de membrana (Q)	Costo total del filtro (Q)
CAG	2 horas y 6 minutos	Q7.41	Membrana de PTFE (CHMLab®)	Q22.5	Q29.91
			Membrana de PTFE con soporte de polipropileno (Sterlitech®)	Q14.7	Q22.11
CDV	2 horas y 1 minuto	Q7.02	Membrana de PTFE (CHMLab®)	Q22.5	Q29.52
			Membrana de PTFE con soporte de polipropileno (Sterlitech®)	Q14.7	Q21.72

Haciendo referencia a los puntos de equilibrio, para la evaluación de viabilidad técnica y económica, se obtuvo que para CDV, utilizando un costo total de filtro de Q21.71, los puntos de equilibrio de 20 y 56 filtros frente a Q175 para Creality K1 y Bambu Lab X1C, respectivamente, y 40 y 110 filtros frente a Q100. Por otro lado, para CAG, utilizando un costo total de filtro de Q22.11, se obtuvieron los puntos de equilibrio de 21 y 57 filtros frente a Q175 para Creality K1 y Bambu Lab X1C, respectivamente, y 40 y 111 filtros frente a Q100 (Figura 29).

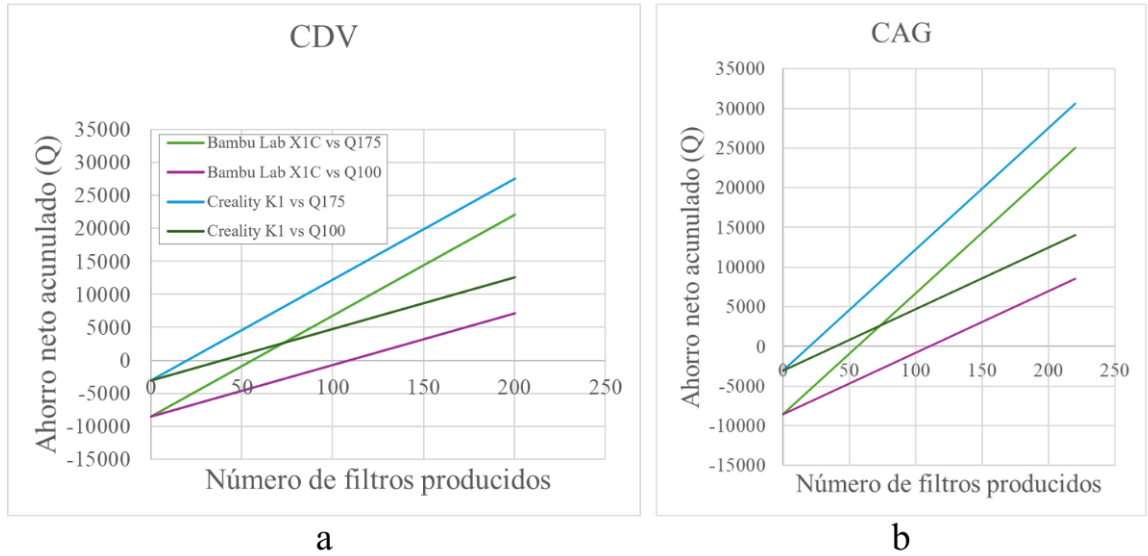


Figura 29. Ahorro neto acumulado del filtro reutilizable según número de unidades producidas. Comparación por tipo de carcasa (a) CDV, (b) CAG, impresora (Bambu Lab X1C y Creality K1) y precio de filtro comercial de referencia (Q175 y Q100)

Por otro lado, para el ensamble de la carcasa, para evitar fugas de aire a través de la rosca fue suficiente aplicar tres vueltas de cinta de teflón en la pieza superior antes de realizar el enrosque. Esto permitió obtener un cierre completo y seguro sin comprometer la integridad del teflón y el PLA y sin requerir un par de apriete elevado (Figura 30). La rosca M50x2 se cerró correctamente asegurando un sellado eficiente y manteniendo la funcionalidad reutilizable del diseño.



Figura 30. Ensamble de filtro impreso reutilizable con sellado por medio de cinta de teflón

8.2. Evaluación del desempeño de flujo del filtro

8.2.1. Pruebas preliminares mediante cronometraje

Se realizaron 10 ensayos por condición a 90 y 150 mmHg registrando el caudal por medio de cronometraje en filtros comerciales (DeVilbiss[®] y AG Industries[®]) y en los prototipos impresos en 3D con membrana PTFE 0.20 μm , $\varnothing 47$ mm. Los filtros comerciales a 90 mmHg mostraron baja dispersión de datos y no presentan valores atípicos relevantes. El filtro comercial DeVilbiss[®] presentó un caudal promedio cercano a 1.5 L/min y el filtro comercial AG Industries[®] alcanzó un caudal en promedio de 1.65 L/min. Esto demuestra que el filtro comercial AG Industries[®] tiene menor resistencia al flujo en su configuración espiga carcasa. En el caso de los prototipos impresos se observa una caída significativa en el caudal respecto a los filtros comerciales. El prototipo CDV presentó valores cercanos a 1.0 L/min, mientras que el prototipo CAG mostró el desempeño más bajo con 0.75 L/min y presencia de múltiples valores atípicos (Figura 31a). Esto indica mayor variabilidad en el comportamiento hidráulico de ambos prototipos, lo cual puede estar relacionado a fugas en el sellado y resistencia adicional en el paso de aire.

Por otro lado, a 150 mmHg se observa un incremento general del caudal en todos los filtros al aumentar la presión negativa. El filtro comercial DeVilbiss[®] alcanzó valores cercanos a 2.4 L/min, mientras que AG Industries[®] superó los 2.6 L/min, lo que mantiene la tendencia previamente observada de menor resistencia al flujo. En los prototipos impresos se evidenció una diferencia notable respecto a los comerciales. El prototipo CDV presentó un caudal de aproximadamente 1.4 L/min y el CAG alcanzó únicamente 1.2 L/min con varios datos atípicos (Figura 31b). Esto indica inestabilidad en el prototipo CAG y que es el que tiene mayor resistencia al flujo en ambas presiones de succión.

Haciendo referencia a la pérdida relativa entre los filtros impresos y comerciales para cada modelo, a 90 mmHg la reducción del caudal fue de aproximadamente 33 % para CDV y de aproximadamente 55 % para el CAG. A 150 mmHg la disminución fue de 40 % en el CDV y de 54 % en el tipo CAG. Esto demuestra que el prototipo CAG fue el de peor desempeño ya que tuvo una mayor pérdida porcentual de caudal en ambas presiones de succión y una dispersión más alta entre réplicas.

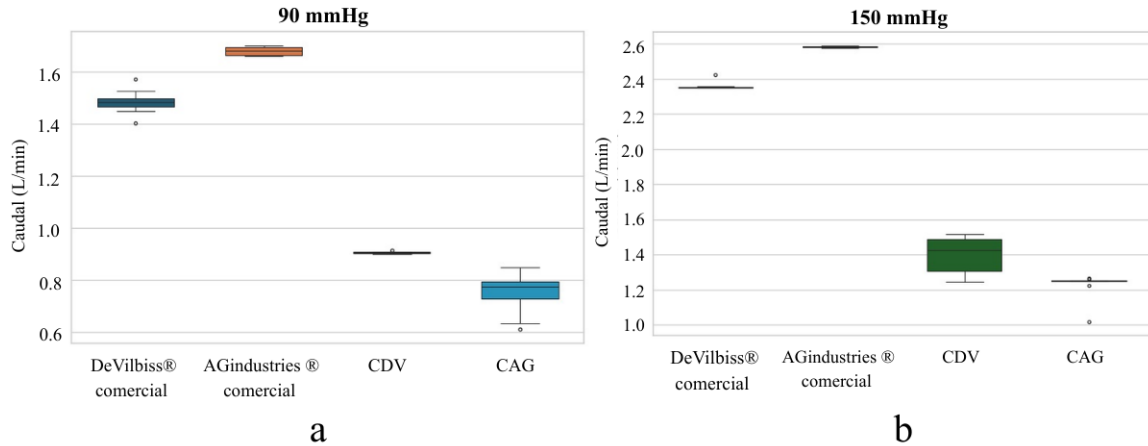


Figura 31. Diagrama de caja y bigotes de caudal (L/min) medido por cronometraje. Comparación de filtros comerciales (DeVilbiss® y AG Industries®) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE (0.20 μm , $\varnothing 47$ mm) a distintas presiones de succión: (a) 90 mmHg, (b) 150 mmHg ($n = 10$)

z

8.2.2. Mediciones mediante sensor de flujo YF-S201

Comparación por tipo de filtro

Para las pruebas de comparación de tipo de filtro se utilizó el sensor YF-S201 y se registraron 90 s en todos los ensayos ($n = 5$). En todos los casos se adquirieron 5 s iniciales sin caudal y la máquina de succión fue activada al segundo 6. Se observó que, de manera consistente, hay un pico de caudal máximo en el segundo 6 al encender la máquina y este es seguido por una caída transitoria, la cual se estabiliza alrededor del segundo 10. A partir de esta estabilización el caudal se mantiene relativamente estable hasta terminar la succión. A 70 mmHg (Figura 32a) el cierre de flujo ocurre alrededor de 75–80 s, a 125 mmHg (Figura 32b) alrededor de 50–55 s y a 150 mmHg (Figura 32c) alrededor de 45–50 s. Tanto los filtros comerciales como los prototipos impresos presentan el mismo patrón temporal y los resultados de caudal fueron próximos entre sí para cada presión evaluada.

Sin embargo, al comparar el comportamiento entre los prototipos impresos se observa que el filtro CAG impreso presentó un flujo más estable y continuo durante el periodo de medición en las tres presiones evaluadas (70, 125 y 150 mmHg). Luego del pico inicial, la curva tendió a mantenerse constante con pocas oscilaciones; esto evidencia mayor regularidad en el flujo y menor variabilidad. Por el contrario, el prototipo CDV impreso demostró tener fluctuaciones más notorias, especialmente en 70 y 125 mmHg, con caídas y recuperaciones a lo largo del tiempo de succión. Esto indica menor estabilidad en el flujo, lo cual podría estar asociado a las diferencias geométricas de la espiga en este modelo. Al comparar ambos prototipos con los filtros comerciales, el filtro CAG impreso presenta un comportamiento más similar en forma y estabilidad al de los modelos comerciales. Por esto mismo, se puede afirmar que el diseño del prototipo CAG impreso reproduce con mayor precisión las características hidráulicas de los filtros comerciales.

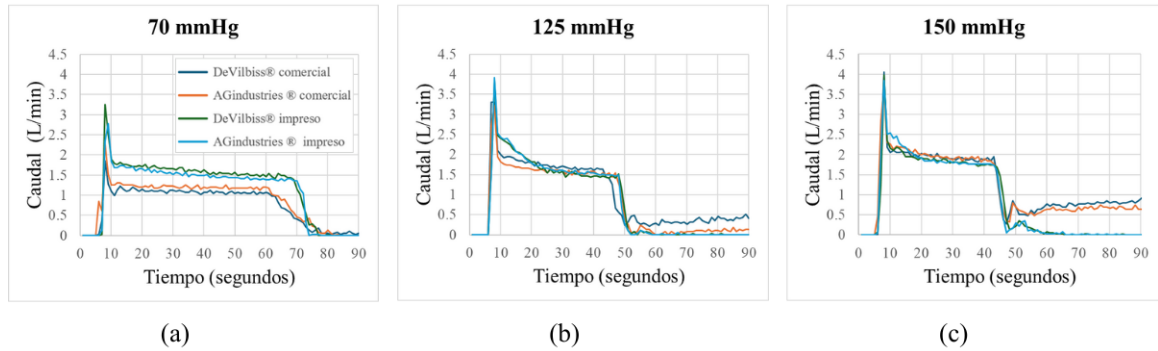


Figura 32. Caudal (L/min) respecto al tiempo (s) medido con sensor de flujo YF-S201. Comparación de filtros comerciales (DeVilbiss® y AG Industries®) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE ($0.20 \mu\text{m}$, $\varnothing 47 \text{ mm}$) a distintas presiones de succión: (a) 70 mmHg, (b) 125 mmHg, (c) 150 mmHg ($n = 5$)

Se calcularon los promedios de caudal con su desviación estándar para cada filtro y cada presión de succión: 70, 125 y 150 mmHg (Figura 33). Para esto, se seleccionaron intervalos correspondientes al flujo estable observados en la gráfica temporal anterior, considerando como referencia el inicio del pico de succión en el segundo 6 y el cierre del flujo en los siguientes tiempos: de 6 a 75 s para 70 mmHg, de 6 a 55 s para 125 mmHg y de 6 a 50 s para 150 mmHg. A una presión de 70 mmHg los filtros impresos presentaron valores de caudal promedio entre 1.4 y 1.5 L/min, mientras que los filtros comerciales valores menores entre 0.9 y 1.1 L/min. Esto demuestra un incremento aproximado del 35 % en el rendimiento de los filtros impresos con respecto a los comerciales, lo que evidencia una menor resistencia al flujo a presiones de succión bajas.

Por otro lado, ambos filtros impresos mantuvieron un caudal promedio cercano a 1.5 L/min, mientras que los filtros comerciales registraron valores entre 1.4 y 1.5 L/min. En esta presión de succión no se evidencian diferencias significativas entre ambos tipos de filtro. Esto indica que los prototipos impresos tienen un comportamiento hidráulico que sigue una tendencia equivalente a la de los filtros comerciales en una presión de succión intermedia. Por otra parte, a 150 mmHg los filtros impresos tuvieron caudales promedio de aproximadamente 1.7 L/min, mientras que los comerciales en un rango de 1.7 a 1.8 L/min, lo que muestra una diferencia mínima entre ambos. Estos resultados demuestran que los filtros impresos superan el rendimiento de los comerciales a bajas presiones de succión y, a presiones más altas, se iguala, sin variaciones notables entre ambos grupos. Además, se evidencia que ambos tipos de filtro impresos tienen comportamientos similares, ya que mantienen caudales promedio equivalentes a 125 y 150 mmHg y solo se diferencian en la presión de succión de 70 mmHg. Esto indica que ambos prototipos impresos se comportan de manera estable a presiones mayores. Por esto mismo, no puede establecerse una diferencia significativa de desempeño entre ellos.

Por último, haciendo referencia a la desviación estándar, se pueden apreciar barras elevadas pero con magnitud comparable entre todos los tipos de filtro y en las tres succiones de presión. Esto sugiere que la variabilidad está relacionada con el propio método de medición y no con un tipo de filtro específico. A 70 mmHg el CAG impreso presentó la mayor desviación, mientras que el CDV impreso mostró menor variación en comparación. Sin embargo,

a 125 y 150 mmHg el CDV impreso mostró mayor variabilidad. Esto indica que el CAG impreso mantiene un comportamiento más constante a lo largo del rango de presiones. Cabe destacar que, aunque las desviaciones estándar son altas en los prototipos impresos, también lo son en los filtros comerciales.

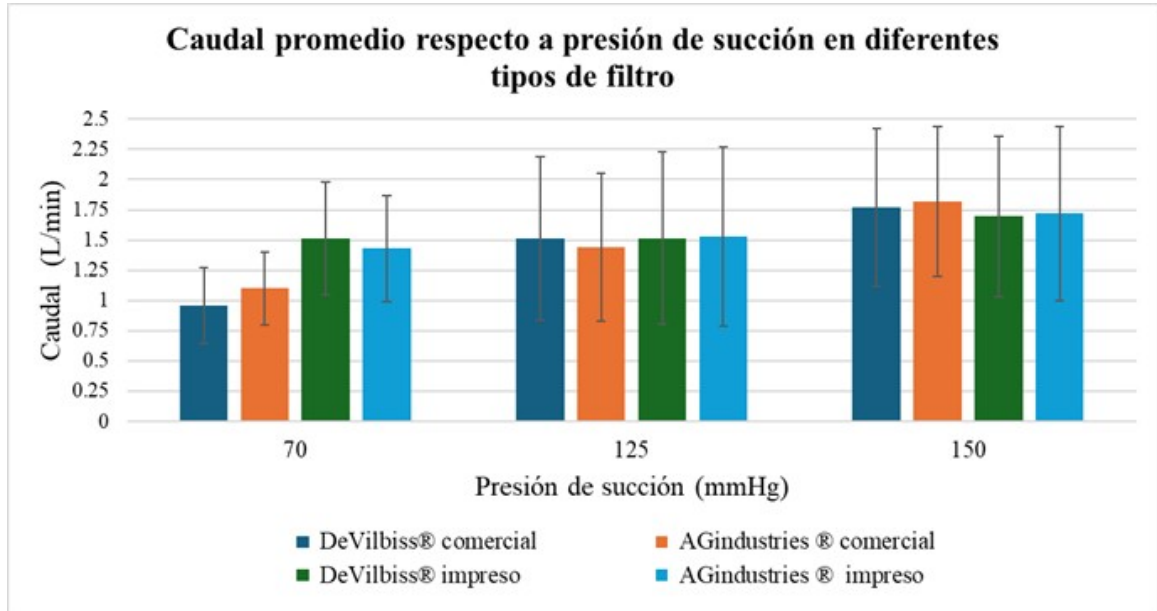


Figura 33. Caudal promedio (L/min) respecto a la presión de succión (mmHg) para filtros comerciales (DeVilbiss® y AG Industries®) y prototipos impresos en 3D con membrana PTFE 0.20 μm ($\varnothing 47$ mm) ($n = 5$)

Comparación por tipo de membrana

Para las pruebas de comparación de membrana, de igual manera se utilizó el sensor YF-S201 y se registraron 90 s en todos los ensayos ($n = 5$). En cada caso, se adquirieron 5 s iniciales sin caudal y la máquina de succión fue activada al segundo 6. Se utilizó el filtro CAG impreso con dos tipos de membrana: una membrana PTFE de 0.20 μm sin soporte de polipropileno y otra PTFE de 0.20 μm con soporte de polipropileno. Ambas membranas presentaron un comportamiento similar en las tres presiones de succión (70, 125 y 150 mmHg), manteniendo el mismo patrón de respuesta temporal (Figura 34). Sin embargo, se observó que la membrana con soporte de polipropileno alcanzó un cierre de flujo antes que la membrana sin soporte en las presiones de 125 y 150 mmHg. Cabe recalcar que esta membrana presentó mayores fluctuaciones en el caudal durante el periodo de medición, lo que indica menor estabilidad de flujo en comparación con la membrana sin soporte.

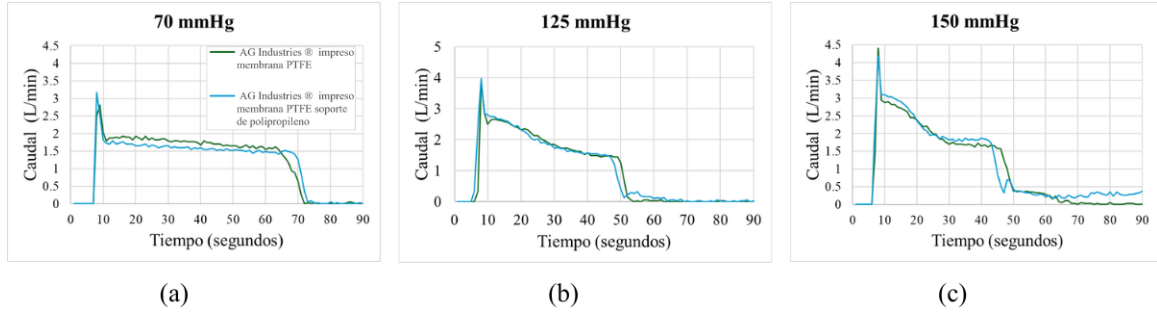


Figura 34. Caudal (L/min) respecto al tiempo (s) medido con sensor de flujo YF-S201. Comparación de diferentes tipos de membrana (membrana PTFE 0.20 μm \varnothing 47 mm CHMLAB[®] y membrana PTFE 0.20 μm \varnothing 48 mm con soporte de polipropileno Sterlitech[®]) a distintas presiones de succión: (a) 70 mmHg, (b) 125 mmHg, (c) 150 mmHg ($n = 5$)

Se calcularon los promedios de caudal con su desviación estándar para cada tipo de membrana a tres presiones de succión distintas: 70, 125 y 150 mmHg (Figura 35). A una presión de 70 mmHg, la membrana sin soporte de polipropileno presentó un caudal promedio de 1.50 L/min, mientras que la membrana con soporte un valor cercano a 1.47 L/min. A 125 mmHg, ambas membranas mostraron un caudal promedio similar de 1.76 L/min y, a 150 mmHg, el caudal se mantuvo en 1.95 L/min. Esto evidencia un comportamiento hidráulico equivalente de ambas membranas en las tres presiones de succión. Estas similitudes indican que la presencia del soporte de polipropileno no genera variación significativa en el flujo promedio.

Por otro lado, se observa que las membranas presentan valores altos de desviación estándar, aunque con magnitud comparable entre sí a las tres presiones de succión. Eso indica que la variabilidad está asociada al método de medición y no a las características de las membranas. Sin embargo, se distingue una mayor dispersión en la membrana sin soporte a 70 mmHg, mientras que la membrana con soporte presenta mayor variabilidad a 150 mmHg.

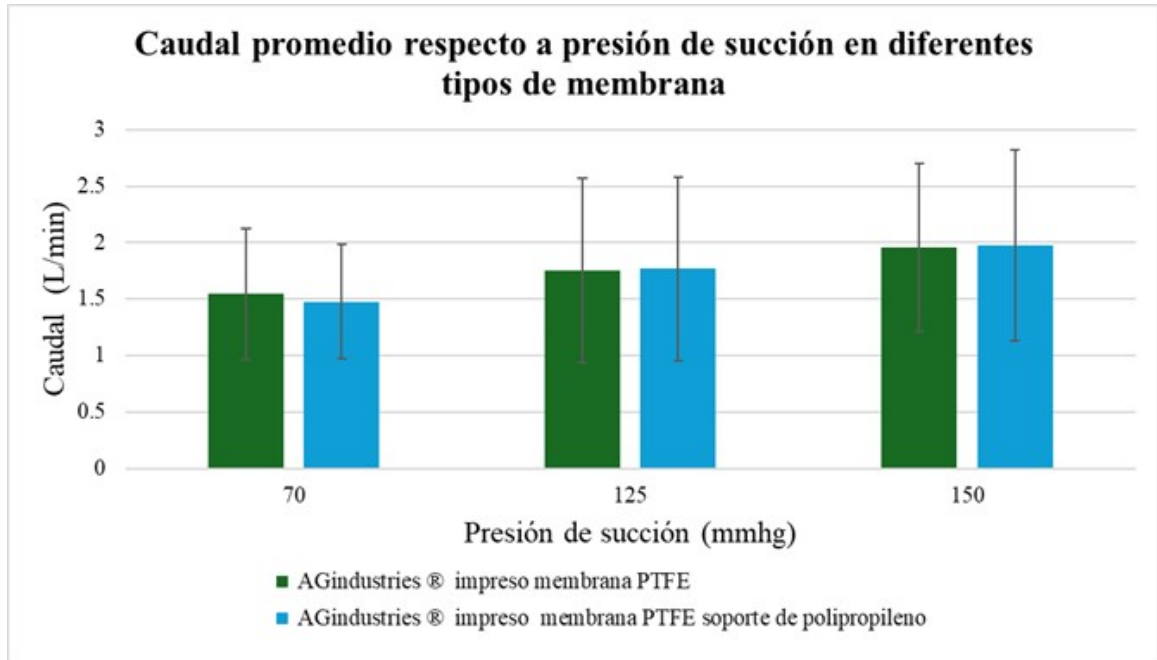


Figura 35. Caudal promedio (L/min) respecto a la presión de succión (mmHg) para diferentes tipos de membrana (membrana PTFE 0.20 μm \varnothing 47 mm CHMLAB[®] y membrana PTFE 0.20 μm \varnothing 48 mm con soporte de polipropileno Sterlitech[®]) ($n = 5$)

La succión médica es vital en múltiples contextos clínicos, ya que, esta es utilizada de forma crítica en la limpieza de la vía aérea (sistemas cerrados en traqueostomía), la aspiración endobronquial durante broncoscopia y procedimientos intraoperatorios de neurocirugía y cirugía cardiovascular [12], [18], [19], [20]. Debido a la importancia de estos procedimientos, es fundamental que los equipos de succión médica y su filtrado sean efectivos para prevenir complicaciones y asegurar la seguridad del paciente. En Guatemala, por ejemplo, es limitado el uso de filtros bacteriológicos hidrofóbicos por su costo elevado, lo que puede aumentar el riesgo de infecciones en pacientes por contaminación cruzada [12]. Además, la falta de uso de estos filtros puede comprometer el funcionamiento de los equipos de succión médica, ya que la acumulación de fluidos y partículas puede obstruir los sistemas, reduciendo su eficacia y aumentando el riesgo de fallos mecánicos [16].

Debido a la importancia de estos filtros, este estudio se centró en diseñar y fabricar un filtro bacteriológico hidrofóbico de bajo costo fabricado localmente en Guatemala, comparándolo con filtros comerciales disponibles en el mercado. Este filtro fue diseñado para ser una carcasa reutilizable impresa en 3D, con materiales poliméricos accesibles, y una membrana filtrante de alta eficiencia (PTFE) reemplazable, que cumpla con los estándares internacionales de filtración. Además, este se diseñó para garantizar compatibilidad y un sellado hermético con mangueras de succión médicas estándar utilizadas en entornos clínicos.

A partir del diseño CAD y la fabricación de las carcasas, el primer prototipo CDV se dimensionó para mangueras de 0.25" de diámetro interno (6.35–8.0 mm) basándose en dimensiones de filtros hidrofóbicos para máquinas de succión médica universales, sin embargo, en la V1.1 (Figura 26a) el acople inicial con mangueras comerciales tuvo un ajuste inadecuado. Luego de realizar mediciones directas sobre un filtro comercial DeVilbiss® y corregir tolerancias de impresión de 0.5 mm se alcanzó la coincidencia dimensional en la V1.3 (Figura 26c) y un acople adecuado con mangueras estándar con diámetro interno de 0.25".

Por otro lado, el segundo prototipo CAG se diseñó para mangueras de 0.25" a 0.50" (6.35–12.7 mm) de diámetro interno siguiendo el mismo procedimiento de ajuste dimensio-

nal. En la V1.1 (Figura 27a) se observó un ajuste inadecuado, pero, luego de corregir las tolerancias de impresión se logró un acople adecuado en la V1.3 (Figura 27c). Para ambos diseños (CDV y CAG impresos) se logró un encaje firme y sellado fiable con mangueras de succión médicas estándar, lo que coincide con la conectividad de catéteres de succión descrita en el estándar ISO 10079-1 [51].

Haciendo referencia al mecanismo de cierre y el alojamiento de la membrana hidrofóbica, la rosca M50x2 se imprimió con buena definición (Figura 28a) y logró un cierre completo con tres hilos de enrosque y bajo par de apriete (Figura 28b) asegurando la hermeticidad del filtro. Además, el diámetro libre de 48.526 mm permitió el alojamiento de membranas de \varnothing 47–48 mm (Figura 28c), las cuales son las dimensiones estándar de membranas hidrofóbicas de PTFE disponibles comercialmente. El espacio de alojamiento de la membrana diseñado de 155 μm facilitó la correcta inserción y sellado de membranas de PTFE con grosores comerciales los cuales varían entre 100 a 200 μm [52], [53], [54], [55]. También el soporte interno tipo cruz (Figura 28c) brindó un soporte estructural adecuado manteniendo la membrana en posición. Durante estas pruebas de ajuste no se evidenciaron fugas de aire o agua, no obstante esto se evaluó en los ensayos de caudal. Tomando en consideración el material de fabricación de las carcasas, se seleccionó eSun PLA+ en color transparente para poder visualizar el estado interno del filtro. Este material presenta resistencia a tracción de 60–65 MPa y temperaturas de distorsión térmica cercanas a 50–55 °C [56], [57] lo que garantiza su resistencia estructural en el uso de succión médica.

Por otra parte, se evaluó si la carcasa reutilizable y la membrana reemplazable permiten reducir el gasto frente a las alternativas comerciales de uso desechable. Las carcasas impresas en 3D mostraron costos de material y energía muy bajos, con un valor de Q7.02 para el modelo CDV y Q7.03 para el modelo CAG. La diferencia entre estas es mínima (Q0.39) ya que, ambos diseños son equivalentes en consumo de material y tiempo de impresión, solamente con una diferencia de 5 minutos. Al comparar las opciones de membrana hidrofóbica, la membrana de PTFE con soporte de polipropileno (Sterlitech®), hojas 200 × 250 mm) resultó ser la alternativa más económica con un costo de Q14.7 por disco de \varnothing 48 mm. En contraste a la membrana precortada (CHMLab®), la cual tiene un costo de Q22.5 por disco de \varnothing 47 mm. Combinando los costos del costo mínimo de fabricación por carcasa y membrana reemplazable, el filtro bacteriológico hidrofóbico impreso en 3D tiene un costo total de Q29.52 (modelo CDV) y Q29.91 (modelo CAG) cuando se utiliza la membrana de PTFE pre cortada sin soporte de polipropileno. En contraste al utilizar la membrana con soporte de polipropileno, el costo total disminuye a Q21.72 (modelo CDV) y Q22.11 (modelo CAG) (Cuadro 8).

Los resultados sugieren que, en términos de costo, ambas carcasas tienen un costo similar, pero, la membrana con soporte de polipropileno reduce significativamente el costo total del filtro. Comparando estos costos con los filtros comerciales disponibles en el mercado guatemalteco, los cuales tienen un precio promedio de Q100 a Q150 por unidad [58], [59], [60] se observa que la carcasa del filtro impreso en 3D, junto con la membrana reemplazable representa un ahorro significativo, reduciendo el costo hasta un 80 %. Además, la reutilización de la carcasa impresa en 3D reduce el costo recurrente ya que, los fabricantes de equipos de succión especifican que los filtros hidrofóbicos son de uso para un solo paciente y con plazos máximos de uso [61], [62], [63]. Con una carcasa reutilizable el gasto se limita solo a la sustitución periódica de la membrana filtrante, con un costo de Q14 a Q22.

Los resultados de las curvas de ahorro neto acumulado (Figura 29) demuestran que, la diferencia de carcasa no modifica de manera relevante el número de unidades necesarias para recuperar la inversión inicial de comprar una impresora 3D. Frente a un precio comercial promedio de Q175 por filtro, ambos diseños alcanzan el punto de equilibrio después de fabricar aproximadamente 21 unidades para la impresora de menor costo (Creality K1) y 57 unidades para la impresora de mayor costo (Lab X1C). Por otro lado, frente a un precio comercial de Q100 por filtro, ambos diseños alcanzan el punto de equilibrio después de fabricar aproximadamente 40 unidades para la impresora de menor costo (Creality K1) y 111 unidades para la impresora de mayor costo (Lab X1C). Estos resultados sugieren que, independientemente del diseño de la carcasa, la inversión en impresión 3D se recupera con volúmenes de producción relativamente bajos, aún invirtiendo en una impresora de mayor costo inicial.

Al analizar el comportamiento del caudal en la evaluación preliminar de los filtros, los diagramas de caja y bigote (Figura 31), demuestran que los prototipos impresos en 3D presentaron una reducción significativa del caudal y mayor variabilidad en comparación con los filtros comerciales. Esta reducción del caudal puede deberse a pérdidas locales por la geometría interna del prototipo, especialmente por la cruz de soporte del asiento de la membrana incorporada en el primer diseño preliminar (Figura 19 b). Esta cruz al ubicarse dentro del diámetro útil del flujo reduce el área libre efectiva lo que genera contracciones súbitas. En consecuencia, se eleva el coeficiente de pérdida local K y aumenta la caída de presión $\Delta p = K \frac{1}{2} \rho V^2$, lo que disminuye el caudal [64].

Para mejorar el rendimiento del prototipo y la hermeticidad, se realizaron modificaciones en el diseño, eliminando la cruz de soporte y sellando la rosca con cinta PTFE (teflón). Bajo estas condiciones y utilizando el sensor YF-S201 para medir el caudal y verificar nuevamente el funcionamiento de los filtros, ambos modelos impresos reprodujeron el mismo patrón temporal del caudal que los filtros comerciales (Figura 32). Se observó un pico de caudal al segundo 6 luego de activar la succión, decaimiento progresivo y estabilización alrededor del segundo 10, seguido por un caudal constante hasta el cierre de flujo para los 4 tipos de filtros evaluados. Los resultados sugieren que se redujo el coeficiente de pérdida local K , lo que permitió que el comportamiento del caudal se asemejara más al de los filtros comerciales.

Además, se observó que el prototipo CAG impreso tuvo menor fluctuación que el prototipo CDV impreso. El prototipo CAG impreso mostró un comportamiento más estable del caudal bajo las tres presiones de succión (70, 125 y 150 mmHg), lo que indica un mejor ajuste geométrico de la espiga con mangueras clínicas estándar. Estos hallazgos pueden atribuirse a que la espiga escalonada, con diámetros mayores, tiene un mejor ajuste con la manguera lo que aumenta la presión de contacto circunferencial y la fricción de apriete, disminuyendo las fugas [65].

Al comparar los promedios de caudal en las tres presiones de succión (Figura 33), se observó que ambos prototipos impresos en 3D presentaron valores de caudal mayores frente a los filtros comerciales. A 70 mmHg los prototipos impresos tuvieron un caudal promedio de 1.5 L/min y los filtros comerciales un caudal promedio de 1 L/min, lo que demuestra un incremento de 50 % en el rendimiento de los filtros impresos en comparación con los comerciales. Mientras que, a 125 mmHg ambos tipos de filtro, los prototipos impresos y los comerciales, mantuvieron un caudal promedio de 1.4 - 1.5 L/min, sin diferencias significativas entre ellos. De igual manera, a 150 mmHg se obtuvieron diferencias mínimas de caudal para

los filtros impresos y comerciales. Esto demuestra que mientras se aumenta la presión de succión, la diferencia en el caudal entre los filtros impresos y comerciales tiende a disminuir.

Este comportamiento puede explicarse con el marco de transporte en medios porosos descrito por *darcy–forchheimer*. Según esta teoría, a bajos caudales domina el *término lineal viscoso*, de modo que las pérdidas locales asociadas a la geometría de la carcasa (como uniones, transiciones de área y holguras) modifican de forma más apresiable la resistencia hidráulica total del sistema. En contraste, a caudales más altos domina el *término cuadrático inercial* ($\propto U^2$) y la caída de presión de todo el filtro se vuelve menos sensible a las pérdidas locales y más sensible a la propia membrana filtrante [66]. Por lo tanto, a mayores presiones de succión, las diferencias en el caudal entre los filtros impresos y comerciales tienden a disminuir, ya que la resistencia hidráulica total del sistema se vuelve menos sensible a las pérdidas locales (K) y más dependiente de la membrana filtrante.

Esto se ve reforzado por otros dos fenómenos adicionales. Primero, la *curva característica de la bomba* de la máquina de succión médica, impone el punto de operación como la intersección entre la *curva del equipo de succión* y la *curva del sistema*. A medida que aumenta la resistencia global (porque el *término inercial* crece con la velocidad superficial), el punto de operación se desplaza hacia un área de caudal semejante para distintas configuraciones de filtro, lo que reduce la diferencia entre diseños [67]. Segundo, la microcompresión de la membrana a mayores Δp puede disminuir la porosidad efectiva y el área abierta de paso de la membrana, lo que incrementa los coeficientes efectivos del medio poroso y se homogeniza la respuesta de caudal entre distintos diseños de filtro. Este comportamiento ha sido reportado para membrana de PTFE y sustratos no tejidos de soporte [3], [4]. Por esto mismo, la predominancia del *término inercial* en la membrana, el desplazamiento del punto de operación sobre la curva de la bomba y la compresibilidad de la membrana a mayores presiones de succión, explican por qué las diferencias en el caudal entre los filtros impresos y comerciales tienden a disminuir a mayores presiones de succión (125 y 150 mmHg).

En cuanto a la variabilidad, las barras de desviación estándar mostraron magnitudes comparables entre grupos (Figura 33), estos resultados sugieren que, esta desviación se debe al método de medición utilizado (sensor YF-S201) y no a diferencias entre los filtros evaluados. Sin embargo, se observó que a a 70 mmHg el prototipo CAG presentó la mayor dispersión, mientras que a 125 y 150 mmHg exhibió menor desviación estándar y menor fluctuación temporal que el CDV. Esto refuerza de que el diseño de espiga escalonada del prototipo CAG proporciona un mejor sellado y ajuste con mangueras médicas estándar a diferencia del diseño CDV, a presiones de succión más altas. Esto se atribuye a que, su diseño promueve una mayor presión de contacto y fricción de apriete, reduciendo las fugas y mejorando la estabilidad del caudal [65].

Los ensayos con el filtro CAG impreso en 3D utilizando dos membranas de PTFE diferentes (con y sin soporte de polipropileno) mostraron trayectorias temporales de caudal casi indistinguibles a 70, 125 y 150 mmHg (Figura 34). Además, los promedios de caudal se mantuvieron en el mismo rango para ambas membranas, sin diferencias significativas (Figura 35). Por lo que, ambas membranas son candidatas equivalentes y viables para su uso en el filtro bacteriológico hidrofóbico impreso en 3D. Desde la teoría de medios porosos, esta similitud es esperable ya que, con el mismo tamaño de poro (0.20 μm) y grosor similar (100–200 μm), ambas membranas presentan coeficientes de permeabilidad hidráulica comparables, lo que resulta en un comportamiento de caudal similar bajo las mismas condiciones de presión de

succión [3], [4]. Esto demuestra que, la diferencia introducida por el soporte de polipropileno en la membrana Sterlitech[®] no afecta significativamente el rendimiento hidráulico del filtro en términos de caudal bajo las condiciones evaluadas.

Haciendo referencia a las propiedades de filtración bacteriológica, la membrana PTFE CHMLAB[®] (sin soporte) esta indicada para esterilizar aire y gases (0.2 μm), con alta compatibilidad química manteniendo caudales de aire acordes para filtración de gas [68]. De igual manera, la membrana PTFE Sterlitech[®] (con soporte de polipropileno) tiene el respaldo del fabricante que documenta eficiencias de retención bacteriológica superiores al 99.99 % para partículas de 0.2 μm [69]. Estas especificaciones cumplen con los requisitos para sistemas de succión establecidos en la norma ISO 10079-1 [51]. Finalmente, considerando las exigencias de hidrofobicidad de las membranas para su uso en succión médica, ambas membranas de PTFE presentan puntos de burbuja mayores a 700 mmHg y presión de entrada de agua (WEP) superior a 2000 mmHg. Esto las hace indicadas para aplicaciones de succión médica, ya que superan ampliamente las presiones de succión típicas mencionadas en la sección 6.1.2 del marco teórico (Cuadro 1).

Los resultados obtenidos demuestran que las carcasas de los filtros impresos en 3D tienen un desempeño estable en el rango de succiones de succión clínica recomendadas (60 - 150 mmHg). Además, la fabricación de una carcasa reutilizable y el uso de membranas reemplazables permiten reducir costos hasta más de un 80 % en comparación con los filtros comerciales desechables. También, el diseño propuesto se alinea con criterios normativos como ISO 10079-1 ya que, logran reproducir el comportamiento hidráulico de los filtros comerciales, funcionan dentro de las presiones de succión clínica y utilizan membranas de PTFE hidrofóbicas con propiedades bacteriológicas adecuadas.

- Se fabricaron dos carcasas de filtro impresas en 3D con PLA, las cuales lograron un acople firme y hermético con mangueras de succión médica estándar, cumpliendo con especificaciones descritas por la normativa ISO 10079-1. El cierre roscado de estas (M50x2) permitió un apriete completo con bajo par. Además, el diámetro libre interno de 48.526 mm, admitió el uso de membranas hidrofóbicas comerciales de 47-48 mm de diámetro, y el espacio de compresión diseñado de 155 μm aseguró un sellado adecuado sin dañar las membranas.
- Los filtros impresos en 3D reprodujeron el patrón temporal del caudal observado en los filtros comerciales de referencia y mantuvieron caudales promedio equivalentes a 125 y 150 mmHg, confirmando su capacidad hidráulica dentro del rango de succión clínica. Las membranas de PTFE de 0.20 μm utilizadas en ambos filtros, demostraron una hidrofobicidad adecuada, evitando el paso de líquidos a través de ellas durante las pruebas de succión, sin presentar fugas. Además, por su mismo tamaño de poro, ambas membranas ofrecieron una barrera efectiva contra bacterias, cumpliendo con los requisitos de filtración bacteriana.
- Se obtuvo un costo unitario mínimo de fabricación de Q21.72–Q22.11 por filtro, lo que representa un ahorro económico del 78-80 % en comparación a precios comerciales de referencia (Q100–Q150). El análisis de punto de equilibrio indicó que, en el escenario más conservador y con menor diferencial de ahorro es suficiente fabricar 111 unidades para recuperar la inversión inicial. Considerando que la carcasa es reutilizable y que el gasto se limita al reemplazo de la membrana (Q14.7), la implementación de estos filtros para un entorno hospitalario de bajo recursos es técnica y económicamente viable.
- Se logró confirmar la viabilidad técnica y económica de un filtro bacteriológico hidrofóbico impreso en 3D con carcasa reutilizable y membrana reemplazable. Se obtuvo un desempeño hidráulico estable en rangos de succión clínica, la hidrofobicidad de las membranas PTFE evitó el paso de líquidos durante las pruebas y por su tamaño de poro brindaron una barrera bacteriológica. Además, el análisis de costos y punto de equilibrio evidenció que la implementación en hospitales de recursos limitados es factible.

No obstante, para llegar a la adopción clínica es necesario caracterizar la caída de presión de los filtros en un rango más amplio de presiones de succión, evaluar materiales poliméricos esterilizables para la carcasa y validar la función bacteriológica por medio de cultivos.

- Para aumentar la hermeticidad en el cierre de la rosca M50x2 y evitar el uso de teflón se recomienda incorporar un *o-ring*. El diseño debe incluir una ranura con compresión de empaque controlada y con esto se puede mejorar la repetibilidad del sellado y reducir fugas tras múltiples ciclos de apertura y cierre.
- Se recomienda evaluar materiales poliméricos esterilizables para la carcasa reutilizable como policarbonato, polisulfona y PEI. Esto para poder esterilizar la carcasa reutilizable luego de su uso tras cada paciente. La selección del material puede validarse frente a distintos métodos de esterilización como EtO, gamma, *e-beam* y vapor a baja temperatura.
- A futuro se busca escalar la producción mediante procesos industriales como moldeo por inyección o moldeo por extrusión. Esto con el propósito de reducir el costo unitario en la producción de cada filtro.
- Para comparar con normativas ISO de succión se recomienda caracterizar la curva $\Delta p-Q$ del sistema con un caudalímetro y un sensor de presión diferencial cubriendo más presiones de succión (al menos 60-300 mmHg). Para esto, se recomienda medir por separado la pérdida local de la carcasa, la pérdida a través de la membrana y por último, el filtro completo.
- Para validar la función bacteriológica de las membranas reemplazables se recomienda realizar ensayos con recuento y cultivos bajo condiciones controladas. Estos ensayos deben realizarse tanto en la membrana montada en la carcasa como en el conjunto del filtro ensamblado. También deben de considerarse los ciclos de uso y esterilización para evaluar el desempeño del filtro.
- Por último, para optimizar la geometría de la espiga, transiciones en la carcasa, el asiento de la membrana y estudiar la compresión del *o-ring* se recomienda modelar el flujo interno y las tensiones mediante herramientas de simulación, por ejemplo, ANSYS. También, realizar un análisis de ciclos de vida para identificar el número de ciclos que le toma a la rosca de cierre perder su hermeticidad.

-
-
- [1] M. Rosen y E. K. Hillard, «The use of suction in clinical medicine,» *Br J Anaesth*, vol. 32, n.º 10, págs. 486-504, 1960. DOI: 10.1093/bja/32.10.486
- [2] J. H. P. Friesen, «Filters and breathing circuit contamination,» *Canadian Journal of Anaesthesia*, vol. 42, n.º 10, págs. 954-955, 1995. DOI: 10.1007/BF03011051
- [3] A. Mukhopadhyay, «Composite nonwovens in filters: Applications,» en *Composite Non-Woven Materials: Structure, Properties and Applications*, Elsevier Inc., 2014, págs. 164-210. DOI: 10.1533/9780857097750.164
- [4] Q. Guo et al., «PTFE porous membrane technology: A comprehensive review,» 2022. DOI: 10.1016/j.memsci.2022.121115
- [5] M. T. Hossain et al., «Research and application of polypropylene: a review,» 2024. DOI: 10.1186/s11671-023-03952-z
- [6] A. B. Irez, C. Okan, R. Kaya y E. Cebe, «Development of recycled disposable mask based polypropylene matrix composites: Microwave self-healing via graphene nanoplatelets,» *Sustainable Materials and Technologies*, vol. 31, 2022. DOI: 10.1016/j.susmat.2022.e00389
- [7] A. Podgórski, A. Bałazy y L. Gradoń, «Application of nanofibers to improve the filtration efficiency of the most penetrating aerosol particles in fibrous filters,» *Chem Eng Sci*, vol. 61, n.º 20, págs. 6804-6815, 2006. DOI: 10.1016/j.ces.2006.07.022
- [8] S. R. Coulson y D. R. Evans, «Oil Repellent Nano-Coatings for Increased Filtration Performance,» en *FILTECH 2011 Conference Proceedings*, 2011.
- [9] C. Hegde, A. M. Isloor, M. Padaki y H. K. Fun, «Synthesis and performance characterization of PS-PPEES nanoporous membranes with nonwoven porous support,» *Arabian Journal of Chemistry*, vol. 6, n.º 3, págs. 319-326, 2013. DOI: 10.1016/J.ARABJC.2011.05.014
- [10] I. M. Hutten, *Handbook of Nonwoven Filter Media*. Elsevier, 2007.
- [11] K. Graham, H. Schreuder-Gibson y M. Gogins, *Presented at INTC 2003, sponsored by INDA, Association of the Nonwoven Fabrics Industry and TAPPI*, 2003.

- [12] W. H. Organization, *Las 10 principales causas de muerte*, Accessed: Mar. 29, 2025, 2025. dirección: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>
- [13] M. Cohen, S. M. Levine y H. J. Zar, «World Lung Day: impact of ‘the big 5 lung diseases’ in the context of COVID-19,» *Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol*, vol. 323, n.º 3, pág. L338, 2022. DOI: 10.1152/AJPLUNG.00261.2022
- [14] W. H. Organization, *WHO MORTALITY DATABASE, Guatemala*, Accedido: 29 de marzo de 2025, 2025. dirección: <https://platform.who.int/mortality/countries/country-details/MDB/guatemala>
- [15] W. M. El-Moghazy, M. S. Hedaya, T. Kaido, H. Egawa, S. Uemoto e Y. Takada, «Two different methods for donor hepatic transection: Cavitron ultrasonic surgical aspirator with bipolar cautery versus cavitron ultrasonic surgical aspirator with radiofrequency coagulator - A randomized controlled trial,» *Liver Transplantation*, vol. 15, n.º 1, págs. 102-105, 2009. DOI: 10.1002/LT.21658
- [16] F. Weithöner, *Introduction to Medical Equipment Repair: A Practical Handbook for Biomedical Technicians*. 2024.
- [17] *High Suction Mobile Pump - Clements HiFlo2 Max - Health Technology Supplies*, Accedido: 4 de julio de 2025, 2025. dirección: <https://www.htsupplies.com.au/products/copy-of-bladder-scanner-mcube-biocon-700>
- [18] J. M. Hendrix y H. Regunath, *Intubation Endotracheal Tube Medications*, Accedido: 20 de junio de 2025, 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK459276/>
- [19] A. Elmansoury y H. Said, «Closed suction system versus open suction,» *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, vol. 66, n.º 3, págs. 509-515, 2017. DOI: 10.1016/J.EJCDT.2016.08.001
- [20] O. RN, K. Ernstmeier y E. Christman, *Chapter 22 Tracheostomy Care & Suctioning*, Accedido: 30 de marzo de 2025, 2021. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK593189/>
- [21] F. Hurtarte, *FISCALIZAN EJECUCIÓN PRESUPUESTARIA DE SALUD*, Accedido: 30 de marzo de 2025, 2025. dirección: https://www.congreso.gob.gt/noticias_congreso/12427/2024/2#gsc.tab=0
- [22] M. F. for Medical Education y Research, *Bronchoscopy*, Accessed: Mar. 29, 2025, 2025.
- [23] R. Singh, *Cavitron Ultrasonic Surgical Aspirator (CUSA)*, 2025.
- [24] J. A. Waldhausen, *Surgery of the Chest*, 6th. Mosby, 1996.
- [25] S. R. Peri, F. Akhter, R. A. De Lorenzo y R. L. Hood, «Portable Medical Suction and Aspirator Devices: Are the Design and Performance Standards Relevant?» *Sensors (Basel)*, vol. 22, n.º 7, pág. 2515, 2022. DOI: 10.3390/S22072515
- [26] D. J. Lockey, B. Healey, K. Crewdson, G. Chalk, A. E. Weaver y G. E. Davies, «Advanced airway management is necessary in prehospital trauma patients,» *Br J Anaesth*, vol. 114, n.º 4, págs. 657-662, 2015. DOI: 10.1093/bja/aeu412
- [27] T. C. Blakeman, J. B. Scott, M. A. Yoder, E. Capellari y S. L. Strickland, «AARC Clinical Practice Guidelines: Artificial Airway Suctioning,» *Respir Care*, vol. 67, n.º 2, págs. 258-271, 2022. DOI: 10.4187/RESPCARE.09548/SUPPL_FILE/RC-09548-FILE004.DOCX’

- [28] B. Lamb et al., *The Principles of Vacuum and Clinical Application in the Hospital Environment-2017*, 2017.
- [29] Z. Qiao, J. Yu, K. Yu y M. Zhang, «The benefit of daily sputum suction via bronchoscopy in patients of chronic obstructive pulmonary disease with ventilators A randomized controlled trial,» *Medicine (United States)*, vol. 97, n.º 31, 2018. DOI: 10.1097/MD.00000000000011631
- [30] J. C. International, *Medical Suction and Fluid Waste Management: Patient and Workplace Safety Considerations for Health Care Organizations A White Paper by Joint Commission International*, 2025. dirección: www.jointcommissioninternational.org
- [31] V. Evans, J. Dooley y J. Lehnert, *MEDICAL EQUIPMENT REPAIR*, Accessed: Jun. 22, 2025, 2019. dirección: <https://edebe.com/libro/medical-equipment-repair/>
- [32] Graham-Field, *User Manual – John Bunn® Vacutec™ 800 EV2 Aspirator*, 2010.
- [33] I. P. Medical, *Easy Comp PM50 User Manual*, 2020.
- [34] T. C. I. 1. 1, *ISO 80601-2-13:2022 - Medical electrical equipment — Part 2-13: Particular requirements for basic safety and essential performance of an anaesthetic workstation*, Accessed: Jun. 24, 2025, 2022. dirección: <https://www.iso.org/standard/76679.html>
- [35] H. S. Al Ashry y A. M. Modrykamien, «Humidification during Mechanical Ventilation in the Adult Patient,» *Biomed Res Int*, vol. 2014, pág. 715 434, 2014. DOI: 10.1155/2014/715434
- [36] H. G. Klein y D. J. Anstee, *Mollison's blood transfusion in clinical medicine*. 2014, pág. 932.
- [37] L. L. Fauerbach, M. S. Cic y S. Fitzler, *Association for Professionals of Infection Control and Epidemiology, Inc., Shands Hospital at University of Florida*, 2025.
- [38] S. Dain, «Understanding anesthesia Equipment, fifth edition Jerry A. Dorsch, Susan E. Dorsch,» *Canadian Journal of Anesthesia/Journal canadien d'anesthésie*, vol. 55, n.º 6, págs. 394-394, 2008. DOI: 10.1007/BF03021501
- [39] M. Rocco et al., «KDOQI Clinical Practice Guideline for Hemodialysis Adequacy: 2015 Update,» *American Journal of Kidney Diseases*, vol. 66, n.º 5, págs. 884-930, 2015. DOI: 10.1053/J.AJKD.2015.07.015/ASSET/6654DCF0-9A62-427C-A63D-98299BA1D083/MAIN.ASSETS/GR2.JPG
- [40] E. Schmitt et al., «In-line filtration of intravenous infusion may reduce organ dysfunction of adult critical patients,» *Crit Care*, vol. 23, n.º 1, pág. 373, 2019. DOI: 10.1186/S13054-019-2618-Z
- [41] H. S. U. S. Department of Health y C. for Disease Control, *Guidelines for Environmental Infection Control in Health-Care Facilities Recommendations of CDC and the Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC)*, Accessed: Jun. 30, 2025, 2019. dirección: https://www.cdc.gov/infection-control/hcp/environmental-control/air.html?CDC_AAref_Val=https://www.cdc.gov/infectioncontrol/guidelines/environmental/background/air.html
- [42] M. Nijs y G. Verheyen, *What is HEPA? How to achieve high efficiency particulate air filtration*, Accessed: Jul. 4, 2025, 2016. DOI: 10.1201/9781315372464-15

- [43] M. K. Owen, D. S. Ensor y L. E. Sparks, «Airborne particle sizes and sources found in indoor air,» *Atmospheric Environment. Part A. General Topics*, vol. 26, n.º 12, págs. 2149-2162, 1992. DOI: 10.1016/0960-1686(92)90403-8
- [44] C. A. |. I. C. |. CDC, *Airborne particle sizes and sources found in indoor air*, Accessed: Jun. 30, 2025, 2025. dirección: https://www.cdc.gov/infection-control/hcp/environmental-control/air.html?CDC_AAref_Val=https://www.cdc.gov/infectioncontrol/guidelines/environmental/background/air.html
- [45] D. of Health y H. Services, *Filtration and Air-Cleaning Systems to Protect Building Environments from Airborne Chemical, Biological, or Radiological Attacks*, Accessed: Jul. 4, 2025, 2003. dirección: www.cdc.gov/niosh
- [46] D. G. Della Rocca, R. M. Peralta, R. A. Peralta, E. Rodríguez-Castellón y R. d. F. P. M. Moreira, «Adding value to aluminosilicate solid wastes to produce adsorbents, catalysts and filtration membranes for water and wastewater treatment,» *J Mater Sci*, vol. 56, n.º 2, págs. 1039-1063, 2021. DOI: 10.1007/S10853-020-05276-0
- [47] G. filtration, *GVS filter technology*, 2019.
- [48] M. Oswaldo, B. Rúa, C. Mercedes, T. Suárez, D. María y N. Gómez, «ESTUDIO DE HIDROFOBICIDAD DEL ORO NATIVO,» *Revista de Ciencia de Materiales*, vol. 79, págs. 48-52, 2012.
- [49] B. Ersoy, H. Çiftçi y A. Evcin, «Wettability of polymer materials with different liquids and effect of contact angle test liquids on calculated surface free energy value,» *J Dispers Sci Technol*, 2024. DOI: 10.1080/01932691.2024.2440417
- [50] Z. Filter, *High Efficient Disposable Medical Hydrophobic Bacteria Filter for Suction Unit - Disposable Suction Filter and Suction Unit Filter*, Accessed: Jul. 4, 2025, 2025. dirección: https://zhenfufilter.en.made-in-china.com/product/nFcTSEBLfshC/China-High-Efficient-Disposable-Medical-Hydrophobic-Bacteria-Filter-for-Suction-Unit.html?pv_id=1live66g053e2&faw_id=1live66i0s9bc&bv_id=1live6c7ut0b3&pbv_id=1live66effd5s
- [51] *Suction equipment for medical use — Part 1: Electrically powered suction equipment — Safety requirements*, Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization (ISO), 2018.
- [52] CHMLAB. «MTF/H PTFE Hydrophobic Membrane Filters — opciones Ø47 mm.» Accedido: 5 de noviembre de 2025. dirección: <https://www.chmlab.com/shop/product/MTFH-PTFE>
- [53] Sterlitech Corporation. «PTFE Unlaminated Membrane Filters, 0.2 µm, 47 mm (PTU024750).» Accedido: 5 de noviembre de 2025. dirección: <https://www.sterlitech.com/ptfe-unlaminated-membrane-filter-ptu024750.html>
- [54] Cytiva (Whatman). «Whatman™ PTFE WTP Membrane Filter Discs, 0.2 µm, 47 mm (WHA7582004).» Accedido: 5 de noviembre de 2025. dirección: <https://www.sigmaldrich.com/US/en/product/aldrich/wha7582004>
- [55] Cytiva (Formerly Pall Lab). «PTFE Membrane Disc Filters, 47 mm (varios poros; ref. R2PJ047).» Accedido: 5 de noviembre de 2025. dirección: <https://www.fishersci.com/shop/products/ptfe-memb-disc-2um-47mm/502063493>

- [56] Shenzhen eSUN Industrial Co., Ltd., *eSUN 3D Printing Material Datasheet*, PLA+: Heat Distortion Temp (0.45 MPa) $\sim 52^{\circ}\text{C}$; Tensile Strength ~ 65 MPa, 2023. visitado 7 de nov. de 2025. dirección: <https://www.matterhackers.com/r/oqRtJt>
- [57] «eSUN PLA+ Filament 1.75 mm — Technical Properties.» Distortion temperature $\sim 52^{\circ}\text{C}$; Tensile strength ~ 60 MPa (manufacturer data summary), Ampere Electronics, visitado 7 de nov. de 2025. dirección: <https://www.ampere-electronics.com/product/esun-pla-1-75mm-1kg/>
- [58] *Hydrophobic Filter for Suction Machines by Drive (3/pk)*, Consultado: 5 nov 2025, 2025. dirección: <https://www.ubuy.gt/en/product/G1WWORK-hydrophobic-filter-for-suction-machines-by-drive-3-pk>
- [59] Oxirent Guatemala, *Filtro para Aspirador de Flemas Mada Medical*, Consultado: 5 nov 2025, 2025. dirección: <https://oxirent.com.gt/producto/filtro-para-aspirador-de-flemas-mada-medical/>
- [60] Terapia Respiratoria Online, *Filtro para Aspirador*, Consultado: 5 nov 2025, 2025. dirección: <https://www.inhalatorytr.com/product-page/filtro-aspirador>
- [61] *GOMCO OptiVac Portable Aspirator: Operation/Service Manual*, Sección “Bacteria Filter”: reemplazo tras un mes de uso en paciente o ante reducción de caudal / contacto con fluidos. Consultado: 5 nov 2025. dirección: <https://acmerevival.com/wp-content/uploads/2021/09/6-Gomco-OptiVac-Portable-Aspirator-M.pdf>
- [62] *Drive DeVilbiss Vacu-Aide 7325 Series — User Manual*, “External bacteria filter (single-patient use)”. Consultado: 5 nov 2025, 2022. dirección: https://sklep.rehafund.pl/file/4854996/__.pdf
- [63] *Vacuum Pump — Instructions for Use (Disposable Vacuum Line with Hydrophobic Filter)*, “Single patient use only”, “not exceeding 24 hours”. Consultado: 5 nov 2025, 2018. dirección: https://ifu.cookmedical.com/data/IFU_PDF/IFU-MAR52_US_V1.PDF
- [64] F. M. White, *Fluid Mechanics*, 8th. New York: McGraw-Hill, 2011, ISBN: 9780073380322.
- [65] Parker Hannifin, *Parker O-Ring Handbook (ORD 5700)*. Parker Hannifin Corporation, 2022, Principio de sellado por *squeeze*: la tensión de contacto debe exceder la presión del fluido para evitar fugas; relación entre compresión, presión de contacto y estanqueidad. dirección: <https://www.parker.com/>
- [66] M. Majdabadi Farahani et al., «Darcy Forchheimer flow and gravity currents in porous media,» *J. Fluid Mech.*, 2024.
- [67] S. D. Wettermark, «Modeling Flow Characteristics of a Low Specific-Speed Pump,» Tesis doct., Massachusetts Institute of Technology, 2019.
- [68] «Membranas de PTFE hidrofóbico MTFH-PTFE.» Página de producto MTFH-PTFE; aplicaciones en esterilización de aire y gases y parámetros como punto de burbuja y compatibilidad química, CHMLAB Group, visitado 7 de nov. de 2025. dirección: <https://www.chmlab.com/es/shop/producto/MTFH-PTFE>

- [69] «PTFE Membrane Filters (Aspire), laminated hydrophobic, polypropylene-backed.» Ficha técnica de membranas PTFE serie Aspire; incluye especificaciones de hidrofobicidad, Water Entry Pressure (WEP) y bubble point para distintos códigos de producto (p.ej., QL231), Sterlitech Corporation, visitado 7 de nov. de 2025. dirección: <https://www.sterlitech.com/ptfe-membrane-filters-aspire-laminated-hydrophobic-polyamide-backer-0-45-micron-200-x-250mm-5-pk-1.html>