



UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

**“ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE LA
GENERACIÓN DE MICROBURBUJAS”**

TESIS
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERIA MECANICA

PRESENTA:
FERNANDO FRANCO GUTIÉRREZ

ASESOR:
DOCTORA EN INGENIERIA ALICIA AGUILAR CORONA

COASESOR:
DOCTOR EN CIENCIA E INGENIERÍA DE MATERIALES.
BERNARDO FIGUEROA ESPINOZA

Instituto de Ingeniería de la UNAM-Campus Sisal



Morelia. Michoacán, Febrero de 2015.

TABLA DE CONTENIDO

Tabla de contenido.....	i
Tabla de figuras.....	iii
Tabla de gráficos.....	vi
Resumen.....	vii
Palabras clave.....	vii
Abstract.....	viii
Key words.....	viii
Agradecimientos.....	ix
Capítulo I: Introducción	1
1.1 Antecedentes	2
1.1.1 Métodos de generación de microburbujas.....	10
1.1.2 Nuevo método experimental usando <i>fluidics</i>	12
1.1.3 Coeficiente volumétrico de transferencia de masa (KLa)	13
1.2 Objetivo.....	17
1.2.1 Objetivos particulares	17
1.3 Justificación	18
1.3.1 Beneficios del uso de microburbujas	19
1.4 Hipótesis	21
Capítulo II: Método De Lógica De Fluidos (Fluidics) Para El Control De Flujos	22
2.1 Elementos amplificadores y lógicos de un fluido puro	24
2.2 Clasificación de los elementos de fluidos puros.....	26
2.3 Historia para el uso de chorros de fluido para el control	27
2.4 Factores que afectan a un chorro de fluido.....	28
2.5 Efecto Coanda	29
2.6 Amplificadores de fluidos biestables	31
2.7 Métodos de control del chorro del fluido.....	36

2.8 Características de rendimiento importantes de los amplificadores biestables.....	38
2.9 Dimensiones típicas de algunos amplificadores biestables	39
2.10 Elementos digitales que utiliza el principio de adhesión de pared	43
2.11 Respuesta dinámica de amplificadores biestables	53
2.12 Amplificadores proporcionales	54
Capítulo III: Metodología	57
3.1 Diseño y manufactura de un generador de microburbujas por lotes usando diferencia de presiones.	58
3.1.1 Primer prototipo	58
3.1.2 Segundo prototipo	60
3.2 Diseño y manufactura de generador de microburbujas en continuo por medido de oscilaciones fluídicas.....	62
3.2.1 Oscilador	63
3.2.2 Aireador	66
3.2.3 Medios porosos	67
3.3 Medición de oxígeno disuelto.....	69
3.3.1 Aplicaciones	70
3.3.2 Principio de funcionamiento.....	70
3.3.3 Procedimiento de medición	72
Capítulo IV: Análisis y Resultados.....	74
4.1 Resultados del generador de microburbujas por lotes	75
4.2 Resultados del generador de microburbujas en continuo	77
4.3 Resultados de la medición de oxígeno	82
4.4 Conclusiones	84
4.5 Trabajo a futuro.....	86
Productos generados de este trabajo.....	87
Apéndice	89
Bibliografía	99

TABLA DE FIGURAS

Figura 1. Escala de tamaño de burbujas.....	5
Figura 2. Comparación entre el área de contacto de burbujas convencionales y microburbujas.	19
Figura 3. Comparación entre la disolución de las burbujas estándar y microburbujas.	20
Figura 4. Comparación entre el transporte de partículas de burbujas estándar y microburbujas.	20
Figura 5. Flujo de corriente del fluido entre dos paredes estrechamente espaciados	29
Figura 6. Flujo unido a una pared (situación estable). Lee S.Y., (1968).....	30
Figura 7. Esquema de control de los vectores del sistema de empuje de un cohete. Lee S.Y., (1968).....	31
Figura 8. Dibujo esquemático de un amplificador de chorro biestable. Lee S.Y., (1968).	32
Figura 9. Divisor tipo cúspide y su patrón de flujo. Lee S.Y., (1968).	34
Figura 10. Válvula para desviar el flujo.	36
Figura 11. Control de nivel líquido sin utilizar componentes mecánicos móviles. Lee S.Y., (1968).	37
Figura 12. Tipo de configuración de amplificador I. Lee S.Y., (1968).....	39
Figura 13. Tipo de configuración de amplificador II. Lee S.Y., (1968).....	40
Figura 14. Características de salida del amplificador tipo I. Lee S.Y., (1968). .	41
Figura 15. Características de salida del amplificador tipo II. Lee S.Y., (1968).	41
Figura 16. Efecto de la geometría en el desempeño. Lee S.Y., (1968).....	42
Figura 17. Tabla de verdad flip-flop. Lee S.Y., (1968).....	43
Figura 18. Flip-flop hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).	44
Figura 19. Contador binario. Lee S.Y., (1968).....	46

Figura 20. Contador binario hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).	47
Figura 21. Contador binario-realimentación desde la salida. Lee S.Y., (1968).	48
Figura 22. Contador binario Usando flip-flop y and. Lee S.Y., (1968).	48
Figura 23. Oscilador de salida-entrada. Lee S.Y., (1968).	49
Figura 24. Oscilador de entrada-entrada. Lee S.Y., (1968).	49
Figura 25. Elemento or-nor hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).	50
Figura 26. Elemento semisumador y tabla de verdad. Lee S.Y., (1968).	51
Figura 27. Elemento activo AND-NAND y tabla de verdad. Lee S.Y., (1968). ..	52
Figura 28. Esquema de un amplificador proporcional. Lee S.Y., (1968).	54
Figura 29. Sistema de presión controlada por un amplificador proporcional. Lee S.Y., (1968).	55
Figura 30. Diseño conceptual del generador de microburbujas.	59
Figura 31. Primer prototipo de generador de microburbujas por lotes	59
Figura 32. Segundo dispositivo generador de microburbujas por lotes	60
Figura 33. Sección transparente de Polimetilmetacrilato con microburbujas. ..	61
Figura 34. Diseño del oscilador fluídico (adimensional)	62
Figura 35. Diseño del aireador (adimensional)	63
Figura 36. Dispositivo oscilador fluídico.	64
Figura 37. Dispositivo oscilador fluídico con conexiones.	64
Figura 38. Funcionamiento del oscilador fluídico. 1. Entrada del flujo al oscilador, 2. Distribución inicial del flujo, 3. Formación de la recirculación del flujo, 4. Oscilación del flujo.....	65
Figura 39. Aireador vista isométrica.	66
Figura 40. Medio poroso	67
Figura 41 Sistema experimental con medio poroso (a) vista superior, (b) vista lateral.....	68
Figura 42. Esquema de medición experimental de oxígeno disuelto.	73
Figura 43. Sistema experimental de medición de oxígeno disuelto.....	73

Figura 44. Objetivo micrométrico (1mm) con microburbujas generadas a 3 bares de presión manométrica.	75
Figura 45. Comparación entre el aireador funcionando (a) sin el oscilador y (b) con el oscilador conectado	77
Figura 46. Aireador generando microburbujas vista lateral	78
Figura 47. Aireador generando microburbujas vista frontal.	78
Figura 48. Comparativa de generación de microburbujas mediante un (a) aireador y (b) un material poroso.....	80
Figura 49. Comparativa de generación de microburbujas de un material poroso (a) sin oscilador y (b) con oscilador	81

TABLA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Gráfica del diámetro equivalente vs diferencia de presión.....	76
Gráfico 2. Función de densidad de probabilidad de diámetros equivalentes, con una media de 0.8828 y una desviación estándar de 0.4604.....	79
Gráfico 3. Concentración de oxígeno vs tiempo.....	82
Gráfico 4. Coeficiente K_{La} vs flujo volumétrico.....	83

RESUMEN

La utilización de microburbujas en procesos industriales, tiene como resultado una transferencia de oxígeno más eficiente que las burbujas estándar (de diámetro equivalente entre 2 y 4 mm). En el presente trabajo se muestra el diseño y construcción de un generador de micro burbujas por lotes y en forma continua, basado en el método de salto de presión y mediante oscilación fluídica respectivamente. Algunas características, ventajas y desventajas de ambos métodos se discuten brevemente.

PALABRAS CLAVE

- Generación de microburbujas
- Diferencia de presiones
- Lógica de fluidos
- Oscilador fluídico
- Oxígeno disuelto

ABSTRACT

Using microbubbles in industrial processes results in a more efficient oxygen transfer than standard bubbles (of equivalent diameter between 2 to 4mm). In this paper the design and construction of a batch and a continuous, type microbubble generator is described. The former is based on the pressure jump method and the latter on the fluidic oscillation principle. Some characteristics, advantages and disadvantages of both methods are briefly discussed.

KEY WORDS

- Microbubble generation
- differential pressure
- Fluidic oscillators
- Dissolved oxygen
- Fluidics

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por su amor, trabajo y sacrificios en todos estos años.

Gracias.

A mi hermana, novia, tíos y abuelos, por su motivación y apoyo a través de este proyecto.

Gracias.

A El Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por el apoyo que me brindó a lo largo del programa. Sin la beca de esta institución no hubiera sido posible llevar a cabo esta tesis.

Gracias

A División de Estudios de Posgrado de Ingeniería Mecánica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo por abrirme sus puertas y permitirme ser parte de ella.

Gracias

A la Dra. Alicia Aguilar Corona y al Dr. Bernardo Figueroa Espinoza por la dirección de este trabajo de tesis, ya que gracias a ellos fue posible participar en esta gran experiencia.

Gracias.

A los profesores involucrados directa e indirectamente en el desarrollo de esta tesis, en especial a la Dra. Laura Alicia Ibarra Bracamontes cuya ayuda resulto fundamental para la preparación de este manuscrito.

Gracias.

A mis amigos que han estado conmigo para ayudarme, escucharme y aconsejarme.

Gracias.

GRACIAS A TODOS

Fernando Franco Gutiérrez.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

La transferencia de masa, calor y especies químicas en un flujo burbujeante, tienen capital importancia en una serie de aplicaciones ambientales e industriales como lo son: tratamiento de aguas con procesos aerobios, separación de residuos biológicos, separación de partículas y nanopartículas, hidroponía, acuicultura, piscicultura, entre otras. (Xu et al, 2008; Terasaka et al, 2011). La investigación de microburbujas se ha convertido recientemente en un área activa de interés científico y tecnológico. La utilización de microburbujas en procesos industriales a los cuales se les suministra aire mediante un flujo burbujeante, tiene como resultado una transferencia de oxígeno más eficiente que las burbujas estándar (de diámetro equivalente entre 2 y 4 mm), ya que remueven mejor las partículas en suspensión, presentan largo tiempo de permanencia en la fase líquida y una rápida velocidad de disolución por lo que tienen ventaja para disolver el gas de oxígeno del aire en el agua, la tasa de transferencia de oxígeno es proporcional al área interfacial entre las fases gaseosa y líquida, lo que le confiere una mayor capacidad de transferencia (Tesař, V. 2012).

1.1 Antecedentes

Considérese el problema de calcular el tamaño óptimo de una burbuja para que se transfiera la mayor cantidad de masa (o calor) para un volumen dado de gas (p. ej. transferir oxígeno al agua). Pequeñas burbujas tienen tiempos de residencia más altos, pero coeficientes de transferencia más bajos, y viceversa para burbujas más grandes. Un coeficiente adimensional de transferencia puede ser el número de Sherwood, definido como:

$$Sh_L = \frac{-\int_A D \nabla c' \cdot dA}{\frac{D \nabla c' A}{L}} \quad (1)$$

Donde D es el coeficiente de difusión, c' es la concentración de gas (en este caso), A es el área de una burbuja, dA es la diferencial de área, y L es una longitud característica (diámetro $L=2r$). El número de Sherwood se puede interpretar como la transferencia total referida a la transferencia a través de un área y de una longitud (o espesor) de referencia (análogo al número de Nusselt para transferencia de calor). Cuando las ecuaciones de advección-difusión se llevan a una forma adimensional, los números de Peclet y Schmidt surgen como los parámetros adimensionales relevantes:

$$Sc = \frac{v}{D}; \quad Pe_L = Re_L Sc \quad (2)$$

Donde v es la viscosidad cinemática, U es la velocidad del fluido, $Re_L = UL/v$ es el número de Reynolds (Lochiel & Calderbank, 1964),

$$Sh \sim Pe^{1/2} \sim r^{1/2} U_\infty^{1/2} \quad (3)$$

De modo que la cantidad de materia transferida por unidad de tiempo es:

$$\dot{m} = nD\Delta c2\pi rSh \quad (4)$$

Donde n es el número de burbujas. Por otro lado, la transferencia total depende del tiempo de residencia y la velocidad terminal. Ésta última se alcanza cuando la fuerza de arrastre F_D , la fuerza de flotación F_B es proporcional al volumen, que es proporcional a la fuerza de arrastre F_D , que a su vez es proporcional a la velocidad terminal U_∞ y al radio de la burbuja r de modo que:

$$F_B \sim r^3 \sim F_D \sim U_\infty r \Rightarrow U_\infty \sim r^2 \quad (5)$$

De (3), y (5) obtenemos la siguiente expresión:

$$Sh \sim r^{3/2} \quad (6)$$

Si se desea calcular el tiempo de residencia, como h/U_∞ donde h es la profundidad o recorrido de la burbuja, se puede definir la eficiencia η como el gas transferido dividido entre el gas inyectado, se tiene que la eficiencia se escala como :

$$\eta = \dot{m} \frac{h}{U_\infty Q} \sim \frac{Sh}{r^2} \frac{h}{U_\infty} \sim \frac{(r^{3/2})(1)}{r^2 r^2} \sim \frac{1}{r^{5/2}} \quad (7)$$

De modo que se puede concluir que no hay ni máximo ni mínimo: entre más pequeña es la burbuja, mejor es la eficiencia. Para burbujas muy pequeñas, el número de Reynolds tiende a cero y Sh tiende a un valor constante, dando $\eta \sim r^{-4}$. Este problema fue tratado por (Motarjemi & Jameson, 1978) con conclusiones similares. En dicho trabajo se calculó la distancia de transferencia efectiva (*depletion distance*), que corresponde a la distancia recorrida para la cual la burbuja ha entregado el 95% de su oxígeno. El efecto de las variaciones de concentración debidas a la profundidad se tomó en cuenta, y se llegó a la

conclusión de que los tamaños usuales en reactores industriales y comerciales (mayores a 2mm) no permiten transferencia de oxígeno eficiente.

La mayoría de las instalaciones tendrían que reducir el diámetro equivalente en un rango de 300-1000 micras para alcanzar valores razonables de eficiencia (de hecho el cálculo de los efectos de variación de concentración con la profundidad no es necesario para llegar a esta misma conclusión (Figueroa & Legendre, 2010)).

Un tiempo característico de este tiempo de transferencia se puede obtener si se considera que la variación de concentración dentro de la burbuja evoluciona como flujo de masa dividido entre el volumen, de la siguiente manera:

$$\frac{dc_0}{dt} = \frac{3}{2} \frac{ShD}{r_{eq}^2} (C_s - C_\infty) \quad (8)$$

Donde r_{eq} es el radio equivalente, C_s y C_∞ son la concentración en la superficie de la burbuja y lejos de ésta respectivamente. Para la evolución de concentración en la burbuja se tiene la ley de Henry:

$$C_s = H_c C_0 \quad (9)$$

Donde H_c es la constante de Henry (sin dimensión) y C_0 es la concentración del gas. Como consecuencia, se tiene que el tiempo característico de la transferencia de oxígeno τ_g es:

$$\tau_g = \frac{2}{3} \frac{r_{eq}^2}{ShDH_c} \quad (10)$$

Y se debe calcular una profundidad efectiva del 95% para que la burbuja alcance a transferir el gas disuelto que contiene, ya que si la burbuja deja el reactor antes

de entregar su oxígeno, el diseño no está optimizado, esto se puede estimar usando:

$$h_{95\%} = 3\tau_g U_{\infty} \quad (11)$$

Nótese que se considera que la concentración lejos de la burbuja es constante durante el proceso. Para un tanque de agua con burbujas de diámetros equivalentes del orden de 1mm la distancia aproximada es de 5m.

Es importante recalcar también que las burbujas mayores a 1mm tienen formas elipsoidales, y es por eso que se usan los diámetros equivalentes. Para el caso de microburbujas este problema puede obviarse, ya que la tensión superficial no permite que se deforme la burbuja de su forma esférica casi perfecta.

El presente estudio está enfocado en la generación de microburbujas. Una microburbuja está definida como una burbuja cuyo diámetro está entre 1 y 1000 μm (ver Figura 1) y tienen características útiles, como una relación de área superficial entre volumen mayor que las burbujas convencionales.

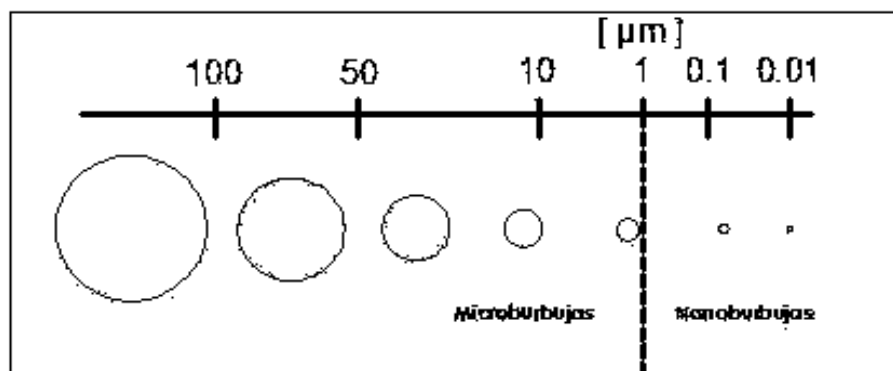


Figura 1. Escala de tamaño de burbujas.

En medio de la creciente preocupación y las restricciones ambientales, la utilización de microburbujas presenta un gran potencial como una tecnología prometedora para la purificación del agua y tratamiento de aguas residuales (Hirai et al., 2009). Un ejemplo de ello es la degradación de contaminantes orgánicos realizado eficazmente por medio de la inyección de oxígeno al agua.

Una propiedad importante de las microburbujas y que las distingue de las burbujas grandes convencionales es que se encogen cuando su tamaño está por debajo de un valor crítico (Weaire et al. 1999), es decir, que conforme la burbuja asciende, su radio disminuye (en vez de aumentar debido a que la presión hidrostática desciende al subir).

Esto es explicado por la ecuación de Young-Laplace, $\Delta P = 2\gamma/r$, donde ΔP indica que la diferencia de presión interna de la burbuja aumenta a medida que el tamaño del radio la burbuja disminuye (r), ya que la tensión superficial (γ) en nuestro caso es constante (Weaire et al. 1999).

El aumento de la presión resulta de la difusión de los gases atrapados, desde una zona de alta presión en el interior de la burbuja hacia un entorno de presión más baja de la solución acuosa circundante, tal como se describe en la Ley de Henry. Esto es, si el tamaño de la microburbuja es reducido y su presión interna se incrementa, las microburbujas tienden a reducirse aún más y finalmente a colapsar.

Dado que la flotabilidad disminuye con el tamaño de burbuja, las microburbujas flotan hacia arriba muy lentamente y tienen mayor tiempo de residencia. Como resultado, el suministro de aire en forma de microburbujas permite transferir un alto nivel de oxígeno y por lo tanto es aplicable a los procesos que lo consumen.

En Japón, hay muchas aplicaciones de microburbujas para propósitos industriales. Por ejemplo: la acuicultura, el cultivo hidropónico, fermentación aeróbica y tratamiento aeróbico de aguas residuales, también se han reportado mejoras en la reducción de la cantidad de lodos en aguas con un bajo consumo de energía comparado con otros métodos. (Onari,2005; Hensirisak et al.,2002; Hoage & Messer, 2005).

Terasaka et al. (2007) propusieron un nuevo sistema de flotación para recuperar partículas de carbono finas suspendidas en agua residual mediante aireación de microburbujas. Terasaka et al. (2008) aplicaron la tecnología de flotación de microburbujas para recuperar hierro fino y partículas de óxido de residuos suspendidos en agua. Terasaka et al. (2009) desarrollaron un novedoso sistema de cristalización utilizando el comportamiento de contracción de las microburbujas. Kobayashi et al. (2008) investigaron el comportamiento de microburbujas en un campo ultrasónico. Watanabe et al. (2010) propone una aplicación para generar microgotas de agua utilizando microburbujas de vapor. Ryoji Miyazaki (2010) desarrolló una nueva técnica para generar burbujas de orden micrométrico utilizando un microcanal con una unión T con estrangulación. Terasaka et al. (2011) investigó el rendimiento de la absorción de oxígeno en el agua, comparando siete clases de distribuidores de gas. Los generadores de microburbujas mostraron mejores tasas de transferencia de oxígeno que los típicos distribuidores de gas. Sobre todo, el generador de microburbujas de tipo de flujo líquido espiral tenía un coeficiente de transferencia de oxígeno mucho más alto que los distribuidores de gas típicos.

En otras partes del mundo como en España, Gordillo (2004) presentó un nuevo método para la producción de suspensiones de burbujas compuesta de burbujas de tamaño micrométrico, empleando un nuevo tipo de dispositivo de microfluidos y empleando microcanales convencionales, en forma de T, el mismo año Gañán-

Calvo (2004) presenta un método para producir microburbujas monodispersas corregido. Herrad (2009) utilizó un método numérico de volumen de fluido para predecir la dinámica de la formación de microburbujas en un dispositivo de microfluidos de enfoque de flujo (flow focusing) simétrico al eje para un sistema de gas-líquido.

En Canadá, Aref Seyyed Najafi (2007) propuso un nuevo método para la generación de burbujas de gas de una micropipeta, este método de pulsos de paso de presión de gas se utiliza para inyectar micro-volúmenes de gas en un líquido.

En Singapur, Qingyi Xu (2008) evaluó la eficiencia de generación de microburbujas de dos métodos de uso general, la agitación mecánica y sonificación, los resultados indicaron que el tratamiento con ultrasonidos genera microburbujas de una manera más eficaz que la agitación mecánica. Demostrando también que el efecto del tamaño de las microburbujas puede ser afectado en gran medida por el método de generación; por lo tanto, el uso de un método de generación adecuado es especialmente importante para la aplicación de microburbujas.

En Irán, Nouri (2009) mejora el rendimiento de un generador de microburbujas a través de la dependencia de las características de la dinámica de fluidos numéricamente, y luego se ejecutan algunos experimentos.

En México, la investigación de las microburbujas es escasa pero no inexistente, Roldán (2005) propuso una aplicación de las microburbujas en el área de la medicina durante un ecocardiograma para incrementar la señal acústica proveniente del torrente sanguíneo. Gutiérrez-Torres (2008) implementó la inyección de microburbujas en la capa límite turbulenta en el flujo dentro de un

canal cerrado utilizando la técnica de Velocimetría por Imágenes de Partículas (PIV) para ver las modificaciones en la vorticidad, vórtices y tasa de deformación, así entender el fenómeno físico de la reducción del arrastre por inyección de microburbujas. Martínez (2012) ha investigó la flotación con microburbujas como una técnica en la industria de la concentración de minerales.

Aunque varias técnicas están disponibles para la generación de microburbujas, se ha reportado que las propiedades de las microburbujas pueden ser afectadas por el método empleado para su generación [Onari (2007), Himuro (2007)].

La investigación de microburbujas se ha convertido recientemente en un área activa de interés científico y tecnológico, especialmente en Japón [Xu y Shiina, 2007, Nakamura y Shiina, 2007]. Existen patentes de generadores de microburbujas, sin embargo, los conocimientos básicos de la actuación de los diferentes métodos de generación de microburbujas son insuficientes. Así mismo, las propiedades hidrodinámicas de las microburbujas no se conocen bien, y los mecanismos de formación, reacción y destrucción no se han aclarado por completo. La aportación de este trabajo es la construcción de un generador de microburbujas por lotes y un generador en forma continua. En el generador por lotes, la producción de microburbujas no es constante ya que necesita un tiempo de recarga, así como de preparación para repetir el ciclo de producción. Con respecto al generador en forma continua, las microburbujas son producidas sin interrupciones por grandes periodos de tiempo y no necesita preparaciones adicionales una vez puesto en marcha.

1.1.1 Métodos de generación de microburbujas.

De acuerdo al método de generación de microburbujas utilizado los efectos sobre el tamaño, la monodispersidad, el área superficial y estabilidad de las burbujas producidas serán diferentes (Xu et al. 2008). A continuación se presentan las características de algunos métodos de producción de microburbujas:

Método de disolución presurizada.

Este método utiliza un flujo de aire comprimido (que tiene una mayor capacidad de disolver oxígeno) y se hace pasar por algún dispositivo o boquilla que provoque la nucleación de nanoburbujas. Estos núcleos crecen una vez que son creadas las burbujas debido a la sobresaturación del líquido bajo las nuevas condiciones de presión al pasar por la boquilla. Es posible también realizar un proceso por lotes (batch), de modo que cierta cantidad de líquido se presurice y una vez alcanzada la concentración de equilibrio se despresurice, inyectando el agua con microburbujas al afluente. Se pueden tener varios dispositivos batch intercalados para tener un funcionamiento casi continuo (Terasaka et al. 2011).

Método tipo jet y venturi

El segundo método consta de un flujo de dos fases que pasa a través de un tubo venturi o cambios repentinos en sección, si la variación de presión debido al cambio en la sección transversal es lo suficientemente fuerte, las microburbujas se forman debido a la cavitación y la distorsión de las burbujas pre-existentes.

Método de sonificación

El tercer método consiste en usar poderosos generadores de ultrasonido, que provocan un efecto de cavitación en ciertos puntos de una onda estacionaria ultrasónica (Terasaka et al. 2011).

Método de oscilación mecánica

El cuarto método usa un flujo de gas a una presión moderada y requiere de un método secundario para romper el flujo de aire en pequeñas burbujas. Los métodos secundarios pueden ser por ejemplo con agitación, vibración mecánica y esto provoca un rompimiento en burbuja mientras está en etapa de formación como una copa hemisférica, (Terasaka et al. 2011).

Otros métodos

Recientemente [Pimentel-Domínguez, Zenit y Cordero (2012)] reportan que es posible generar microburbujas a partir de fibras ópticas recubiertas con nanopartículas usando una luz láser, por medio de un efecto foto-térmico.

Esencialmente de los cuatro métodos descritos anteriormente el 1° y 2° requieren grandes cantidades de energía, mientras los métodos en 3° y 4° requieren bajas energías, sin embargo escalar éstos últimos es una tarea que se revela difícil.

Existen en la literatura varios intentos por estimar la eficiencia y calidad de los distintos métodos de producción, como Zimmerman et al. (2008). En particular, Terasaka et al. (2011) compara distintos tipos de producción para la aplicación

específica de un bioreactor aerobio. Se concluye que el mejor esquema para dicho propósito es el generador de flujo de líquido en espiral, que consiste esencialmente en un flujo de aire que pasa a través de un flujo espiral de agua. La mezcla sale al final por una boquilla en forma de una suspensión casi uniforme de microburbujas.

1.1.2 Nuevo método experimental usando *fluidics*

Este método aprovecha la fuerza del fluido sin usar partes mecánicas, esto se conoce como *fluidics* o la lógica de fluidos, para poder generar una oscilación, posteriormente el flujo pasa a través de un cambio de sección mediante un distribuidor de flujo.

Fluidics es el uso de un fluido para realizar operaciones analógicas o digitales similares a las realizadas con la electrónica. La base física de fluidos es la neumática y la hidráulica, con base en el fundamento teórico de la dinámica de fluidos. El término *fluidics* se utiliza normalmente cuando los dispositivos no tienen partes móviles, los componentes hidráulicos tan ordinarios tales como cilindros hidráulicos y distribuidores no se consideran como dispositivos fluídicos.

Debido a que en este trabajo la lógica de fluidos (*fluidics*) es una parte esencial, en el capítulo II se describe este método a detalle.

1.1.3 Coeficiente volumétrico de transferencia de masa (K_La)

Coeficiente volumétrico de transferencia de masa (K_La) es un factor que nos permite saber la eficiencia de transferencia de oxígeno en un proceso, de acuerdo a sus distintas concentraciones de oxígeno disuelto en un determinado lapso de tiempo.

En 1977, bajo el patrocinio de United States Environmental Protection Agency (US.EPA), un Comité organizado por American Society of Civil Engineers (ASCE) comenzó el estudio de los métodos para cuantificar las tasas de transferencia de oxígeno en el tratamiento de aguas residuales. El comité se reunió como grupo en Asilomar, California en 1978 (US EPA, 1979) y propusieron un método ampliamente reconocible para el establecimiento de condiciones de ensayo uniforme y repetibles, para estimar los parámetros del agua limpia (coeficiente de transferencia de masa o K_La y la concentración de equilibrio de concentración de oxígeno C_{∞}^*) a partir de datos reaeración, y la traducción de las tasas de agua potable a condiciones de proceso. Los métodos resultantes se evaluaron los siguientes años por varios miembros del comité, consultores, fabricantes y refinado a través de la experiencia colectiva del grupo. El resultado final fue la versión 1984 de la Norma ASCE para la medición de transferencia de oxígeno en agua limpia.

La norma fue posteriormente mejorada, actualizando y reeditando en 1991 y se publicó de nuevo en 2006. Tras el desarrollo de la Norma de Agua Limpia, se dieron cuenta de que la más importante laguna en el conocimiento fue la caracterización de la tasa de transferencia de agua procesada. La Norma provee maneras de calcular las tasas de agua procesada esperado de las tasas de agua potable, mediante el ajuste de las condiciones estándar; como la presión barométrica, temperatura y los efectos de los contaminantes en el agua de proceso (los factores α y β para K_{La} y C_{∞}^* , respectivamente), pero no había procedimientos de medición de agua basados en el consenso, y la falta de conocimiento de las condiciones que afectan a los procesos de análisis de agua.

Los US. EPA y ASCE financiaron un nuevo esfuerzo para desarrollar un proceso de métodos de prueba para el agua, que fueron publicados por los US. EPA en 1989 y más tarde adoptaron en una pauta estándar (ASCE, 1997).

Varios cambios importantes y mejoras se realizaron durante el proceso de estos proyectos. La primera fue en la metodología de estimación de K_{La} a partir de datos la reaeración. Un segundo cambio importante fue la realización de que el factor α , que antes de 1980 casi siempre había sido especificado de forma rutinaria como 0.8, era no sólo dependiente del tipo de aguas residuales, sino también de los dispositivos de aireación (es decir, los difusores de poros finos que tienen factores α más bajos que aireadores de superficie, Stenstrom y Gilbert, (1981) y sobre las condiciones de los lodos activados. Una serie de otras mejoras fueron realizadas incluyendo el impacto de cobalto como una interferencia en el medidor de oxígeno disuelto Winkler, el procedimiento de medición, el impacto del retraso en sensores de oxígeno en estimaciones de K_{La} (Philichi y Stenstrom, 1989). Finalmente, una nueva metodología de prueba, desarrollada como parte de un segundo proyecto, llamado *off-gas analysis* se desarrolló y perfeccionó (Redmon, et al., 1983), este método, en los diez años

siguientes a su desarrollo, se ha convertido en el método de elección para la medición de la transferencia de oxígeno en sistemas de aireación de subsuperficie para los procesos convencionales así como el uso ocasional en procesos tales como filtros biológicos aireados (Newman, et al., 2005).

Pruebas de agua limpia

La teoría básica utilizada es la misma de la conocida "teoría de las dos películas" de Lewis y Whitman (1924), que establece que la velocidad de transferencia puede expresarse en términos de un coeficiente global de transferencia y resistencias a ambos lados de la interfaz.

Con los gases poco solubles tales como oxígeno, la resistencia es principalmente en la película de líquido y la película de gas puede ser ignorada. Esto permite la transferencia que se expresa como sigue:

$$\frac{dC}{dt} = K_L a (C_{\infty}^* - C) \quad (12)$$

Dónde: $K_L a$ = coeficiente volumétrico de transferencia de masa

C_{∞}^* = concentración promedio de oxígeno disuelto alcanzado a tiempo infinito (mg/L)

C = concentración efectiva promedio de oxígeno disuelto en la fase líquida.

La forma integral se convierte en:

$$\ln \frac{(C_{\infty}^* - C_0)}{(C_{\infty}^* - C)} = K_L a (t - t_0) \quad (13)$$

Donde:

t = tiempo

t_0 = tiempo inicial

$$K_L a = \frac{\ln\left(\frac{C_{\infty}^* - C_0}{C_{\infty}^* - C}\right)}{(t - t_0)} \quad (14)$$

Dónde:

C_0 : concentración inicial de oxígeno disuelto en $t = t_0$ (Stenstrom et al. 2006).

1.2 Objetivo

Generar microburbujas, caracterizarlas y determinar el coeficiente de transferencia de oxígeno al agua mediante microburbujas y compararlo con el obtenido con burbujas convencionales.

1.2.1 Objetivos particulares

1. Efectuar una investigación bibliográfica completa de los distintos métodos de producción de microburbujas.
2. Hacer un estudio experimental de la nucleación de microburbujas bajo distintas condiciones de salto de presión en proceso por lotes y continuo.
3. Generar microburbujas utilizando el método de lógica de fluidos (*fluidics*).
4. Determinar las condiciones para la producción de microburbujas utilizando un oscilador fluídico.
5. Determinar la transferencia de oxígeno a diferentes caudales.

1.3 Justificación

El presente proyecto ha sido motivado por un problema relativamente viejo, como lo es la transferencia de masa, calor y especies químicas en un flujo burbujeante. Dichos procesos son de capital importancia en una serie de aplicaciones ambientales e industriales como son:

- ❖ Tratamiento de aguas con procesos aerobios (Habayashi et al. 2009; Terasaka et al. 2011).
- ❖ Uso de microburbujas como trazadores para técnicas de visualización fotográficas y PIV (Velocimetría con medios ópticos).
- ❖ Industria cosmética.
- ❖ Acuicultura y piscicultura (Ohnari et al. 1999).
- ❖ Separación (espumadores) de residuos biológicos.
- ❖ Separación de partículas y nanopartículas (Terasaka et al. 2007).
- ❖ Recuperación de hidrocarburos.
- ❖ Generación de emulsiones de agua y combustible/hidrocarburos. (Watanabe et al. 2010).
- ❖ Se ha demostrado que la interacción entre la turbulencia y microburbujas puede ser aplicada para disminuir fuerzas de arrastre, y existen múltiples líneas de investigación en ese sentido para aplicaciones navales (Sugiyama et al. 2008).
- ❖ Procesos biológicos en la industria alimenticia (ej. fermentación). Todos estos procesos están basados en la transferencia de calor y masa, regidos por las ecuaciones de advección-difusión (Lochiel y Calderbank, 1964).
- ❖ Otros procesos como esterificación de compuestos orgánicos para producir biodiesel.

En este proyecto se propone el uso de microburbujas para contribuir a hacer procesos más eficientes, ya que algunos de sus beneficios son los siguientes.

1.3.1 Beneficios del uso de microburbujas

En este trabajo se presenta el diseño y construcción de dos tipos de generadores de microburbujas, las cuales se pueden aplicar en distintos procesos industriales en donde se utilizan burbujas estándar (1-3 mm de diámetro) volviendo a estos procesos más eficientes. Esto es debido a que por su tamaño presentan los siguientes beneficios:

Las burbujas son más pequeñas, por lo que tienen mayor área interfacial y volumen comparados con las burbujas estándar lo que permite una mayor transferencia de oxígeno, como se ilustra en la Figura 2.

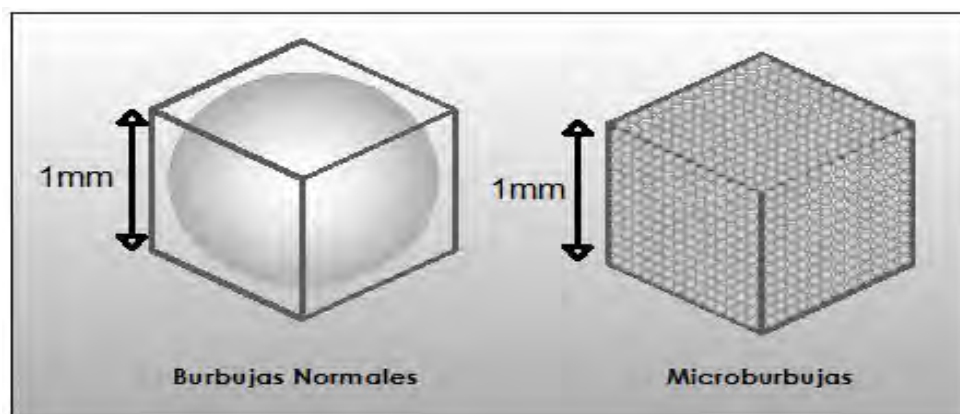


Figura 2. Comparación entre el área de contacto de burbujas convencionales y microburbujas.

Al ser más pequeña la flotabilidad de la burbuja disminuye por lo que su tiempo de residencia en el fluido es mayor, lo que permite una mayor transferencia de oxígeno (ver Figura 3).

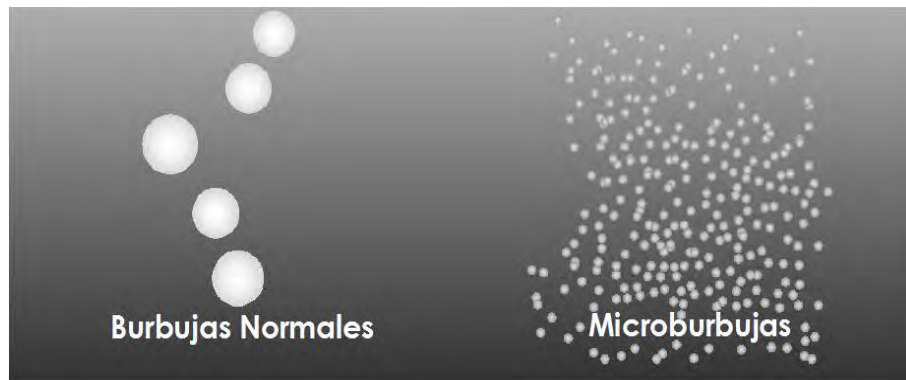


Figura 3. Comparación entre la disolución de las burbujas estándar y microburbujas.

En la Figura 4 se puede observar esquemáticamente cómo se remueven mejor las partículas en suspensión, al ser más pequeñas las microburbujas se adhieren mejor a partículas dentro de un fluido (Terasaka et al. 2011).

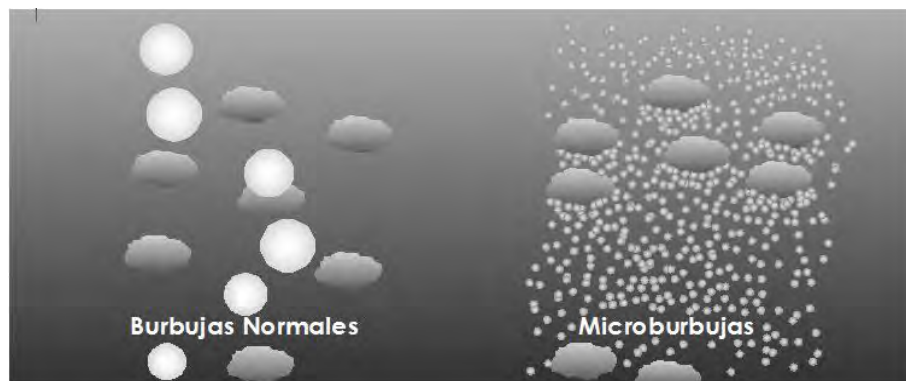


Figura 4. Comparación entre el transporte de partículas de burbujas estándar y microburbujas.

1.4 Hipótesis

La generación de microburbujas es posible utilizando dos tipos de métodos uno por lotes mediante el método de saltos de presión y otro en continuo utilizando el método de oscilación fluídica.

De la bibliografía consultada se espera que partir de la obtención de las microburbujas, comprobar que la transferencia de oxígeno en el agua es más efectiva utilizando microburbujas (1-1000 μm) que utilizando burbujas convencionales (1-3 mm).

CAPÍTULO II: MÉTODO DE LÓGICA DE FLUIDOS (FLUIDICS) PARA EL CONTROL DE FLUJOS

Los sistemas de control de lógica de fluidos o fluidos de potencia se han utilizado durante muchos años. (Lee S.Y., 1968). Como el nombre implica, el fluido se utiliza sobre todo para la transmisión de energía y el accionamiento de potencia. Hay varias ventajas básicas de los sistemas de fluidos con respecto a otros sistemas que utilizan otros medios de comunicación, algunas de las ventajas más destacadas se enumeran a continuación:

(a) Flexibilidad en la transmisión de energía.

La energía del fluido puede ser transmitida desde un lugar a otro lugar o de una parte de una máquina a otra parte de una máquina que tienen movimiento relativo entre sí, mediante el uso de tubos y mangueras flexibles de una manera muy directa. Por otra parte, la transmisión de energía mecánica requerirá complicados cables, poleas, eslabones u otros mecanismos similares.

(b) El control de la energía.

La energía del fluido se puede lograr controlar con dispositivos relativamente simples, tales como válvulas de control. Una gran cantidad de energía se puede controlar sin problemas con una válvula pequeña. Por otra parte, el control de la misma cantidad de energía mecánica requiere embragues engorrosos, frenos u otros mecanismos similares.

(c) Los motores de fluidos son mucho más eficientes y compactos en comparación con su contraparte eléctrica.

Es posible producir fuerza muy grande sin necesidad de utilizar costosas unidades de reducción de engranajes, mediante el uso de dispositivos simples, tales como arietes y motores de membrana. El par de torsión a la relación de inercia de estos motores es al menos uno a dos órdenes de magnitud más alta que la de un motor eléctrico de potencia similar. Esta última característica representa la respuesta de alta dinámica, que es la principal ventaja del control de potencia de fluido.

Un sistema de control, sin embargo, también tiene muchas otras funciones a realizar. Estas funciones son la detección de la señal, la transmisión de señales, diferentes tipos de cálculo de señal, conversión de señal y la operación lógica. Casi todas estas operaciones se pueden lograr mucho más fácilmente y mucho más eficientes mediante el uso de sistemas eléctricos o electrónicos. Por lo tanto, el cerebro eléctrico o electrónico, sumándole músculos hidráulicos o neumáticos, ha sido una muy buena combinación. Uno de los principales inconvenientes de este tipo de sistema es la necesidad de tener una o más interfaces fluido-eléctricas y la necesidad de tener dos o más tipos de fuentes de alimentación. Además, los componentes eléctricos o electrónicos son más sensibles a los ambientes severos, tales como altas y bajas temperaturas, vibraciones y choques y la radiación nuclear. La idea de utilizar componentes hidráulicos o neumáticos para llevar a cabo las operaciones de manipulación de la señal, así como la transmisión de energía y el tipo de accionamiento de las operaciones, no es totalmente nuevo. Un ejemplo es el controlador neumático que ha estado en uso por la industria de procesos durante muchos años. Válvulas hidráulicas y neumáticas de secuenciación y otros dispositivos lógicos también se han utilizado durante muchos años. Estos dispositivos generalmente tienen partes mecánicas en movimiento y por lo tanto son relativamente delicadas y caras. No es muy práctico usar estos dispositivos para nada más que operaciones muy simples.

2.1 Elementos amplificadores y lógicos de un fluido puro

La idea de utilizar el amplificador de líquido puro y otros elementos fluidos puros se originó en 1959 en los laboratorios de Harry Diamond. R.E. Bowles, B.Horton y R.W. Warren quienes fueron acreditados con la invención, así como la promoción de algunas de las ideas básicas detrás de los llamados elementos de fluidos puros. Los rusos también afirman que ellos también inventaron el concepto de control de fluido puro al mismo tiempo. Afirman que dos patentes sobre elementos fluidos puros fueron concedidas a inventores rusos en abril de 1959. Una de las ventajas fundamentales reclamadas por los defensores de los dispositivos de fluidos es la fiabilidad. El argumento es que el grado de fiabilidad por lo general es una función inversa de la cantidad de partes móviles. La segunda ventaja importante de los elementos y sistemas de fluidos puros es su capacidad para soportar condiciones ambientales severas. Esto es particularmente cierto con los sistemas neumáticos. Una tercera ventaja muy importante es que el método de construcción de muchos elementos amplificadores de fluidos puros es adecuado para la producción en masa. Es factible para producir un gran sistema que consta de un gran número de amplificadores, elementos lógicos, así como elementos pasivos simultáneamente, una vez que el diseño ha sido fijado. Esta técnica, por supuesto, es análoga al concepto de circuito impreso que se utilizó en sistemas electrónicos por varios años. Del mismo modo, otras técnicas, circuitos, operaciones lógicas, técnicas de cálculo que se desarrollaron en los últimos años para los elementos y sistemas electrónicos, se pueden adoptar directamente en el diseño de sistemas de fluidos puros.

El desarrollo de un amplificador y circuitos de fluido puro, sin embargo, no ha sido tan sencillo como se esperaba originalmente. Una de las razones es que el comportamiento de las partículas de fluido no es tan predecible como el flujo de

electrones. Otro de los mayores enemigos en el elemento y los sistemas de fluido puro es el problema del ruido. Ha habido una considerable cantidad de trabajo realizado en los últimos años para tratar de entender la naturaleza básica y los métodos de eliminación del ruido. Sin embargo, todavía hay un largo camino por recorrer antes de que el ruido de los amplificadores de fluidos puros y elementos puedan estar bajo control. El propósito principal de este capítulo es tratar de dar una breve reseña de la realización hasta la fecha en el área de la amplificación de líquido puro.

La tecnología de control de fluido puro es relativamente nueva. Comprensiblemente, las condiciones y terminologías utilizadas por los trabajadores de este campo no están unificadas. En febrero de 1965, el Consejo Nacional de Asociaciones de Fluidos de Poder celebró una conferencia para los estándares de los amplificadores de fluidos en Milwaukee. Entre los asistentes se encontraban representantes de las empresas manufactureras, agencias gubernamentales e instituciones de investigación actualmente en el campo de la amplificación de fluidos. Algunas definiciones se adoptaron en esta conferencia. El término " *fluidics* " se definió como el campo general de control de fluido que incluye el uso de partes mecánicas en movimiento. Por otra parte, el término " *fluorics* " se define como el campo específico de fluidos que no depende del uso de partes mecánicas en movimiento y que no implique cualquier transformación de los medios de comunicación de energía. En la literatura rusa en este campo, se utilizó un nuevo nombre acuñado ' pneu-monics'. Debido a la falta de reconocimiento oficial de cualquiera de estos términos, el término amplificación de líquido puro se usará través de este capítulo.

2.2 Clasificación de los elementos de fluidos puros

Elementos fluidos puros pueden ser clasificados de acuerdo a cómo se construyen los elementos y el principio fundamental utilizado o pueden ser clasificados de acuerdo a la aplicación.

De acuerdo con el principio de construcción y de funcionamiento hay:

- (a) Tipo jet de interacción de elementos amplificadores.
- (b) Tipo de elementos amplificadores de turbulencia.
- (c) Tipo de elementos amplificadores de vórtice.
- (d) Módulo de impacto en elementos iónicos.
- (e) Los elementos amplificadores del tipo de inyección anulares.
- (f) Elementos de amplificación en función de control de la capa límite.

De acuerdo a la aplicación de elementos de fluidos puros se pueden clasificar:

- (a) Elementos sensores de Señal.
- (b) Elementos de señal o amplificadores de energía.
- (c) Elementos de lógica de operación.
- (d) Elementos de señal de transducción de medios.

En este capítulo la detección de señales de elementos de fluidos puros y elementos de transducción de señales de comunicación no se discutirán.

2.3 Historia para el uso de chorros de fluido para el control

La utilización del chorro de fluido con fines de control se remonta por lo menos cien años. En la muy temprana patente británica, se describe un tubo de chorro operativo en agua de mar. El sistema de control de tubo de chorro se inventó para el uso de la estabilización de una plataforma para cañones navales. Los tubos de chorros hidráulicos y neumáticos fueron utilizados durante muchos años para aplicaciones industriales, así como para aplicaciones de control militares. El tubo de chorro es un modulador de transmisión hidráulica y también es un amplificador. Dado que la potencia, que se requiere para mover el tubo de chorro, es considerablemente menor que la potencia de fluido capaz de obtener en la salida de los orificios de recepción de la válvula de tubería de chorro, la idea de controlar la posición de un chorro de fluido sin necesidad de utilizar un tubo movable, fue adoptado por los trabajadores originales de los elementos fluidos puros en los laboratorios Harry Diamond.

2.4 Factores que afectan a un chorro de fluido

El movimiento y el comportamiento de un chorro pueden ser influenciados por tres factores: un límite sólido en las proximidades del chorro, la diferencia de presión a través del chorro y el impulso de otro chorro que incide en el primer chorro. Estos tres efectos se pueden utilizar individualmente o juntos para hacer amplificadores de chorro de tipo reacción proporcionales o biestable. La influencia relativa de estos tres factores depende en gran medida de la geometría en la región de interacción del chorro.

2.5 Efecto Coanda

Henri Coanda, en 1932, descubrió accidentalmente el denominado efecto Coanda. Estaba experimentando con un primitivo motor de avión jet. Descubrió que el chorro que sale de su motor a reacción tiene una tendencia a adjuntarse al fuselaje. Eso lo llevó a hacer una investigación y encontró una respuesta a este importante fenómeno. Una forma del efecto Coanda puede explicarse considerando un flujo de chorro bidimensional sumergido en una cámara con dos paredes laterales que están en las proximidades del chorro que se muestra en la Figura 5. El chorro tiene una tendencia a arrastrar el fluido circundante y producir un patrón de flujo como se muestra.

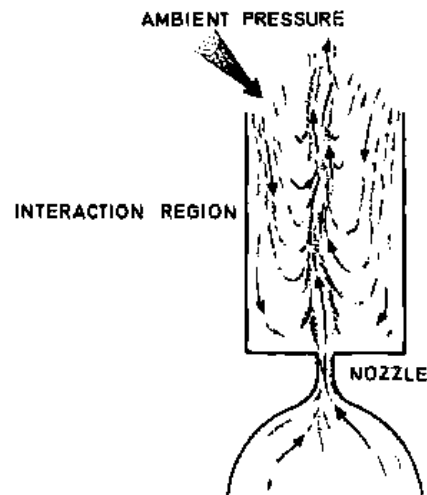


Figura 5. Flujo de corriente del fluido entre dos paredes estrechamente espaciados
(Situación inestable). Lee S.Y., (1968).

Si el chorro se perturba ligeramente a la derecha, la presión en el lado derecho del chorro se reducirá. Esto es debido a que el paso entre el chorro y la pared de la derecha se reduce y no hay suficiente fluido desde la región superior derecha

de la Figura 5 se puede reponer la región de baja presión, en la esquina inferior derecha de la cámara. El chorro sería empujado por esta diferencia de presión aún más hacia la pared derecha hasta que alcanza una situación como se muestra en la Figura 6. Del mismo modo, si el chorro originalmente se perturba ligeramente hacia el lado izquierdo de la línea central, que será empujada todo el camino hasta la pared de la izquierda. Así, el chorro tiene sólo dos situaciones estables y se llama un chorro biestable.

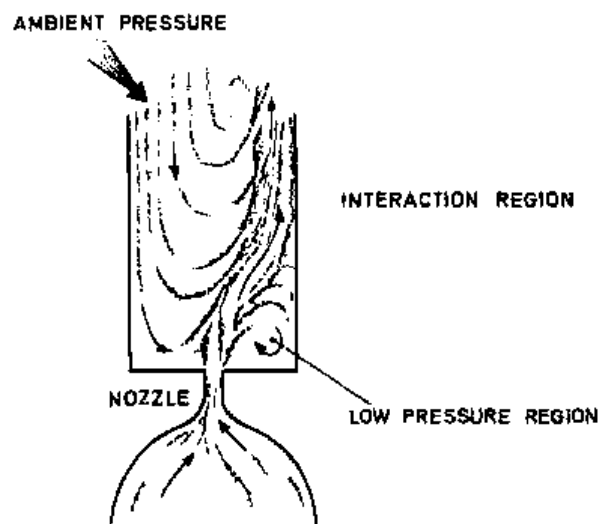


Figura 6. Flujo unido a una pared (situación estable). Lee S.Y., (1968).

2.6 Amplificadores de fluidos biestables

Los amplificadores biestables de una sola etapa o de etapas múltiples se pueden utilizar como un relé o interruptor de fluido para el control de energía de fluidos. Una aplicación permanente es el control del vector de empuje de un motor espacial (Figura 7). Una aplicación más importante es el uso de Los amplificadores biestables como bloques de construcción de los sistemas digitales. Los amplificadores biestables pueden ser usados para construir osciladores, contadores y diversos elementos de lógica digital.

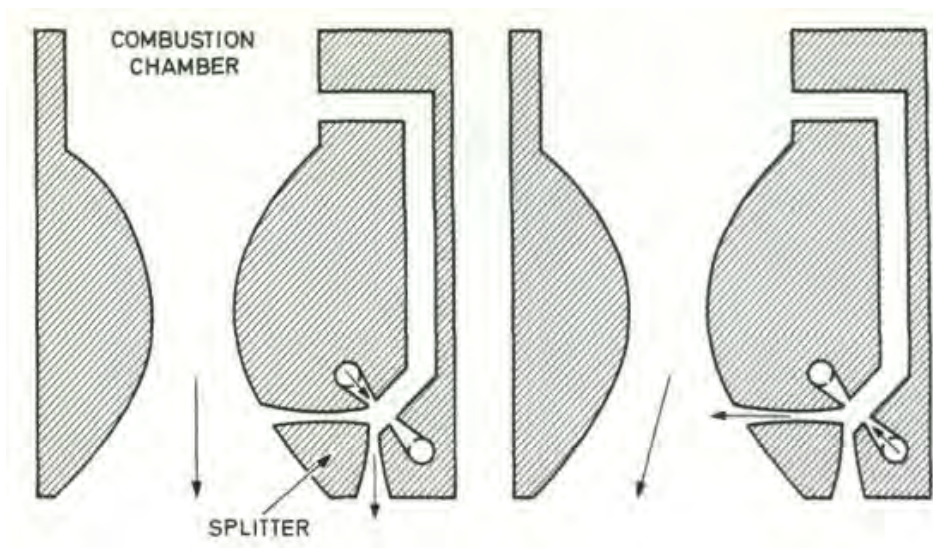


Figura 7. Esquema de control de los vectores del sistema de empuje de un cohete. Lee S.Y., (1968).

La configuración de tipo de amplificador de fluidos biestable fijado a la pared hay varias maneras de lograr biestabilidad. Mediante el uso de técnicas de retroalimentación apropiadas, un amplificador proporcional puede ser hecho para ser biestable. Con mucho, la forma más simple de construir un amplificador biestable es utilizar el Efecto Coanda. La Figura 8 muestra los diversos componentes de un amplificador biestable. Cabe señalar que no todos estos

componentes son necesarios en cualquier amplificador. El nombre y la función de estas piezas se enumeran a continuación.

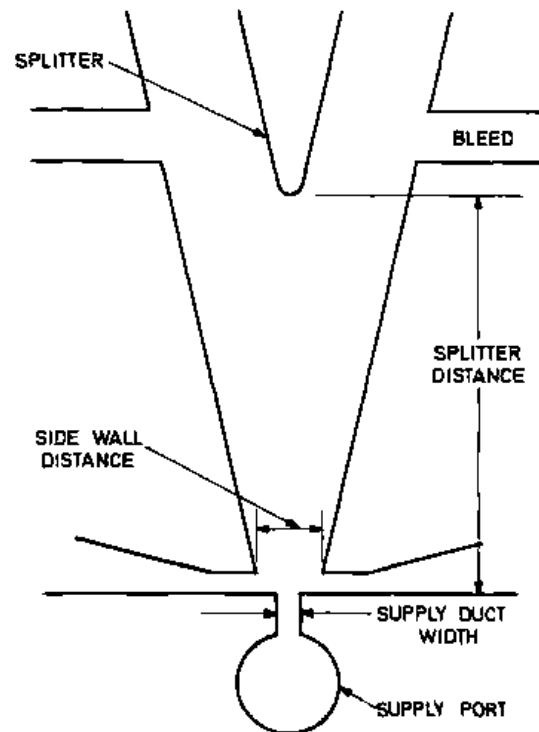


Figura 8. Dibujo esquemático de un amplificador de chorro biestable. Lee S.Y., (1968).

(a) Chorro de energía (*power jet*)

Esta es una parte esencial de un amplificador. La presión de alimentación generalmente se mantiene constante y estable. Cuando la relación entre la presión de alimentación y la presión ambiente es aproximadamente igual o menor a 2 (para el aire) el chorro es subsónico. Ésta suele ser la situación para la mayoría de los amplificadores biestables. En algunas aplicaciones, el orificio de chorro de alimentación está conectado a una señal en lugar de una fuente de energía constante, como en el caso de un contador binario que se discutirá más adelante.

(b) Puertos de control (*control ports*)

Uno o dos puertos de control son necesarios para permitir el control de la presión o el flujo de influencia en el chorro principal. Los reactores de control generalmente se encuentran en el plano de salida del chorro de energía.

(c) Conductos de recepción (*receiving ducts*)

El tamaño y la forma de los conductos de recepción pueden influir en gran medida la salida de potencia, la impedancia de salida y las ganancias del amplificador. Grandes puertos de recepción producirán una mayor ganancia de flujo, pero baja ganancia de presión. Para tener máxima ganancia de potencia, hay una relación de área óptima del puerto de control y del área del chorro de energía (entre 2 y 4 dependiendo de otros factores). El ángulo de divergencia de los conductos de recepción controla la recuperación de la presión. Un ángulo pequeño es bueno para la recuperación de la presión, pero esto requerirá de mayor longitud del conducto y por lo tanto mayores pérdidas por fricción.

(d) Divisor (*splitter*)

El divisor es una parte muy importante de un amplificador. Su función es la de separar los dos puertos de recepción. Cuando el divisor está situado muy cerca del chorro de energía, la energía en el chorro de energía no tiene mucha oportunidad de disiparse al fluido circundante debido al arrastre, la potencia recuperada en los puertos del receptor será relativamente alta. Sin embargo, la posición cerca del divisor también puede causar otros efectos indeseables. Uno de ellos es que la variación de la carga externa a los conductos de salida tiende

a tener una mayor influencia en el estado del chorro. Por ejemplo, una carga bloqueada en una salida puede hacer que el chorro se aleje de este puerto. La segunda influencia es que el chorro de corriente tendrá la tendencia a oscilar alrededor del divisor. El divisor es generalmente en forma de cuña. El final de la cuña puede ser redonda, puntiaguda, roma o en forma de cúspide. Un divisor agudo tiende a tener una mayor ganancia y respuesta rápida, pero puede causar un tono de frontera (Cuando el aire se dirige a un borde, no se divide suavemente, sino tiende a moverse a un lado y formar un remolino o vórtice.) de oscilación. Un tipo de divisor de cúspide es como se muestra en la Figura 9. El vórtice creado en la cúspide se encuentra que es útil en un anclaje del chorro. Por lo tanto se mejoran la memoria y la estabilidad. Sin embargo, se encontró que la velocidad de respuesta y la ganancia del amplificador de flujo eran degradadas por el tipo de divisor de cúspide.

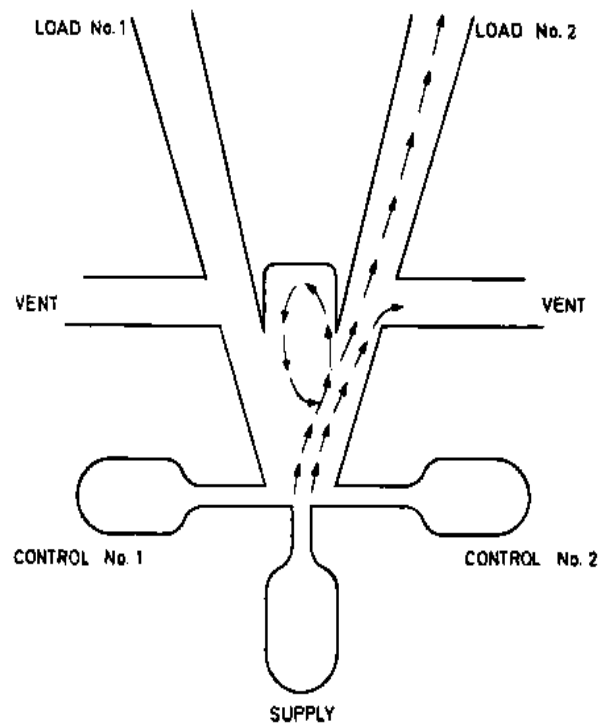


Figura 9. Divisor tipo cúspide y su patrón de flujo. Lee S.Y., (1968).

(e) Las paredes laterales (*side walls*)

El ángulo y la cantidad de retroceso de las paredes laterales también son factores importantes. Si las paredes están muy lejos de la reacción o si el ángulo es muy amplio se pierde el efecto Coanda, así como la biestabilidad. Si el retroceso es muy pequeño, el tamaño de la burbuja de baja presión también será muy pequeño y el efecto Coanda se reduce de nuevo, lo que resulta en una mala estabilidad.

(f) Las hemorragias (*bleeds*)

La función de las hemorragias es reducir el efecto de carga. Sin duda, la potencia de salida del amplificador será sacrificada debido a la introducción de la hemorragia y también lo es la ganancia de potencia. Sin embargo, esto sigue siendo deseable para muchos casos. La reducción de efecto de carga hará que un amplificador sea más fácil de montar con otro amplificador u otro componente de fluido. La facilidad de montaje es considerada como una característica muy importante de un amplificador de fluido. La ubicación, el tamaño y el ángulo de la hemorragia también influirán en el rendimiento. La ubicación de una hemorragia puede ser de flujo o corriente abajo del separador. Puede ser en un ángulo recto o en un ángulo agudo con los conductos receptores.

2.7 Métodos de control del chorro del fluido

(a) Métodos de cambio de presión

Una de las maneras más fáciles de hacer que un chorro cambien de dirección es ventilar la burbuja de baja presión. Esto se puede hacer mecánicamente descubriendo una abertura como se muestra en la Figura 10. La compañía de productos Moor® ha comercializado una válvula desviadora sobre la base de este principio. Esta operación de purga para llevarse a cabo en una superficie de líquido. La Figura 11 muestra un ingenioso sistema líquido de control de llenado. En este sistema, los sensores de nivel de la superficie y de control se combinan en una sola operación. La entrada de presión activa también se puede utilizar para provocar el cambio de posición de un chorro.

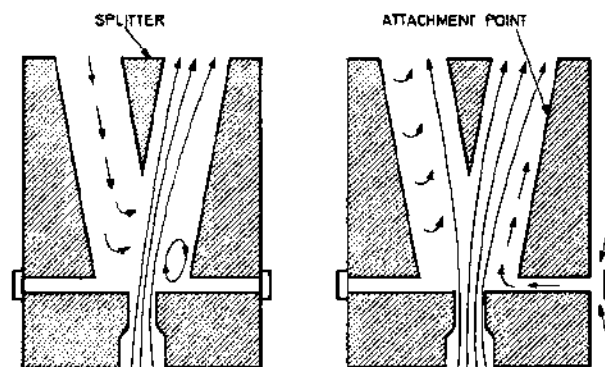


Figura 10. Válvula para desviar el flujo.

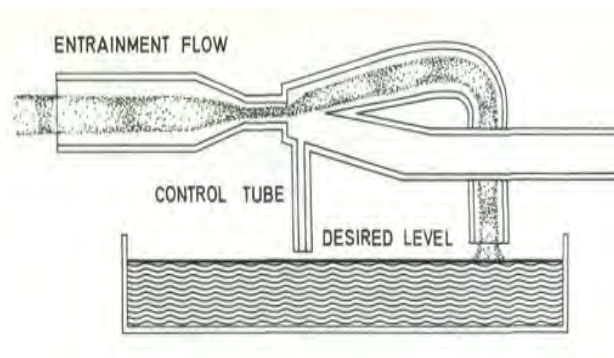


Figura 11. Control de nivel líquido sin utilizar componentes mecánicos móviles.
Lee S.Y., (1968).

(b) Método de cambio de momentum

El chorro de fluido biestable también puede ser cambiado por el momentum de otro chorro. Más sobre el cambio momentum será discutido bajo el título de amplificadores proporcionales.

2.8 Características de rendimiento importantes de los amplificadores biestables

Las siguientes son características importantes de rendimiento en amplificadores-biestables:

(a) Presión de salida y características de flujo de salida.

Las curvas características deben ser trazadas con la entrada de control como una variable independiente. En general, cuanto menor sea la impedancia de salida (salida más potente) mejor el amplificador.

(b) Características del flujo de entrada de presión.

La relación de la presión y el flujo de entrada deben establecerse con respecto a una condición de salida fija. En general, cuanto mayor es la impedancia de entrada (potencia de entrada baja) mejor el amplificador.

(c) Presión, caudal y la ganancia de energía.

Dado que el amplificador biestable tendrá un estado dado incluso si la entrada deja de existir, la definición de ganancia debe ser de forma instantánea. Como regla general, cuanto mayor es la ganancia mejor es el amplificador.

(d) Estabilidad.

La estabilidad a largo plazo puede interpretarse de dos maneras. Puede significar el hecho de que el amplificador no tiene una oscilación sostenida o puede significar que el chorro no se puede cambiar fácilmente por causas accidentales, tales como vibración, variación de temperatura, variación de la carga, variación de presión, etc. Esta última definición de estabilidad es a veces referida como la memoria del dispositivo.

2.9 Dimensiones típicas de algunos amplificadores biestables

Dos diseños de amplificadores, con características considerablemente diferentes se ilustran en la Figura 12 y Figura 13 y se comparan a continuación, los cuales se alimentan con un fluido por la parte inferior, el cual por efecto de la geometría sale por la parte superior. Donde W indica un valor arbitrario para dimensionalizar los dispositivos, pero siendo el mismo en las dos figuras.

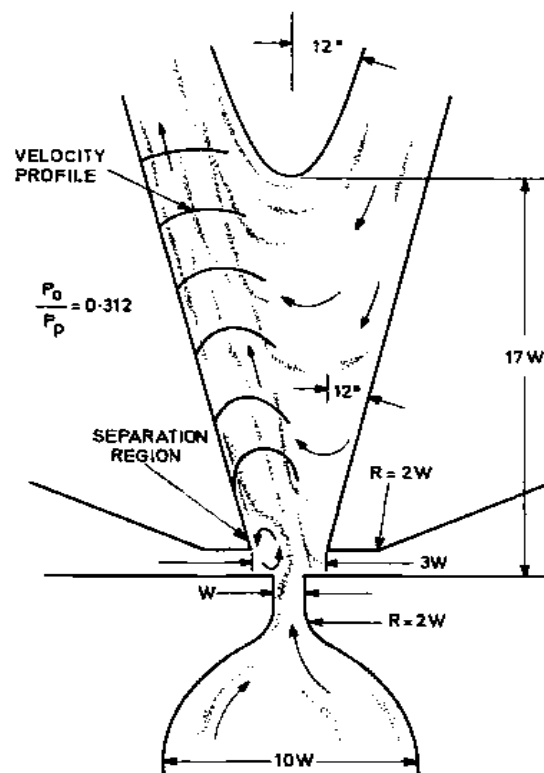


Figura 12. Tipo de configuración de amplificador I. Lee S.Y., (1968).

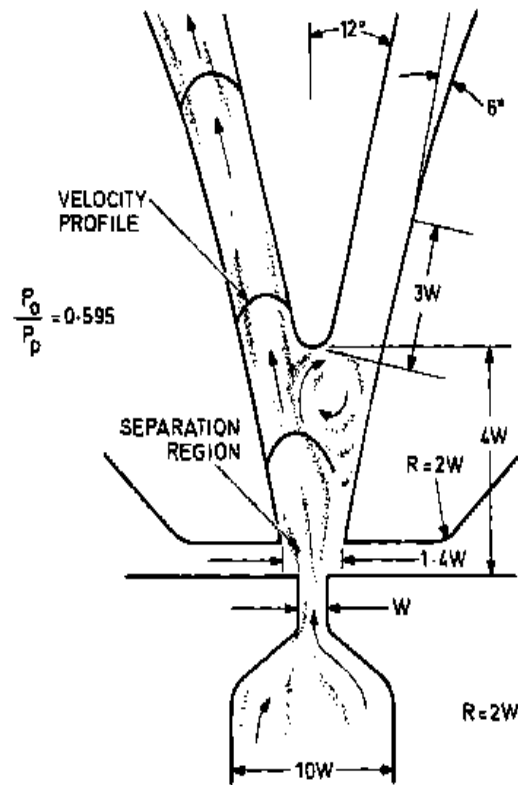


Figura 13. Tipo de configuración de amplificador II. Lee S.Y., (1968).

Comparando los dos diseños, el amplificador de la Figura 12 tiene las siguientes características:

(a) la presión más pobre y de recuperación de energía - esto es debido a que el divisor está aún más abajo. La recuperación de la presión es de aproximadamente 25% a 30%. Cuando se utiliza el tipo de divisor de cúspide la recuperación de la presión puede ser tan alta como 40%.

(b) Mejor memoria - esto es porque las paredes laterales están más separados y hay una región bien definida de burbujas.

(c) Menos probabilidades de volverse inestable.

(d) Las características de flujo de presión para ambos tipos se muestran en la Figura 14 y la Figura 15, respectivamente.

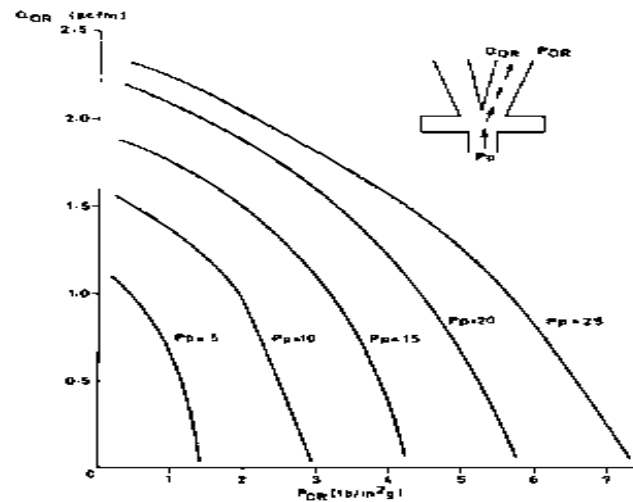


Figura 14. Características de salida del amplificador tipo I. Lee S.Y., (1968).

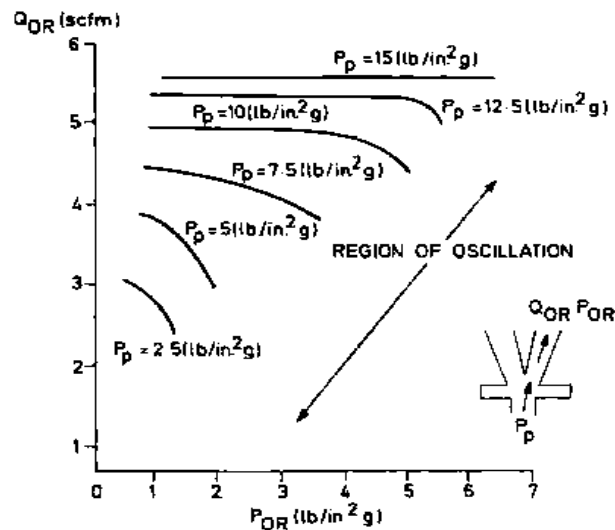


Figura 15. Características de salida del amplificador tipo II. Lee S.Y., (1968).

Un amplificador de tres etapas biestable fue construido en los laboratorios Harry Diamond. La primera etapa fue construida como el tipo 1 para una buena estabilidad. La tercera etapa fue construida como el tipo 2 para tener buena recuperación de presión y de alta ganancia. La segunda etapa fue un compromiso entre los dos extremos. El amplificador resultante tiene una ganancia de presión general de tres mil y una recuperación de presión en la última etapa del 70%. La Figura 16 muestra el efecto de las dimensiones en el rendimiento de elementos amplificadores biestables.

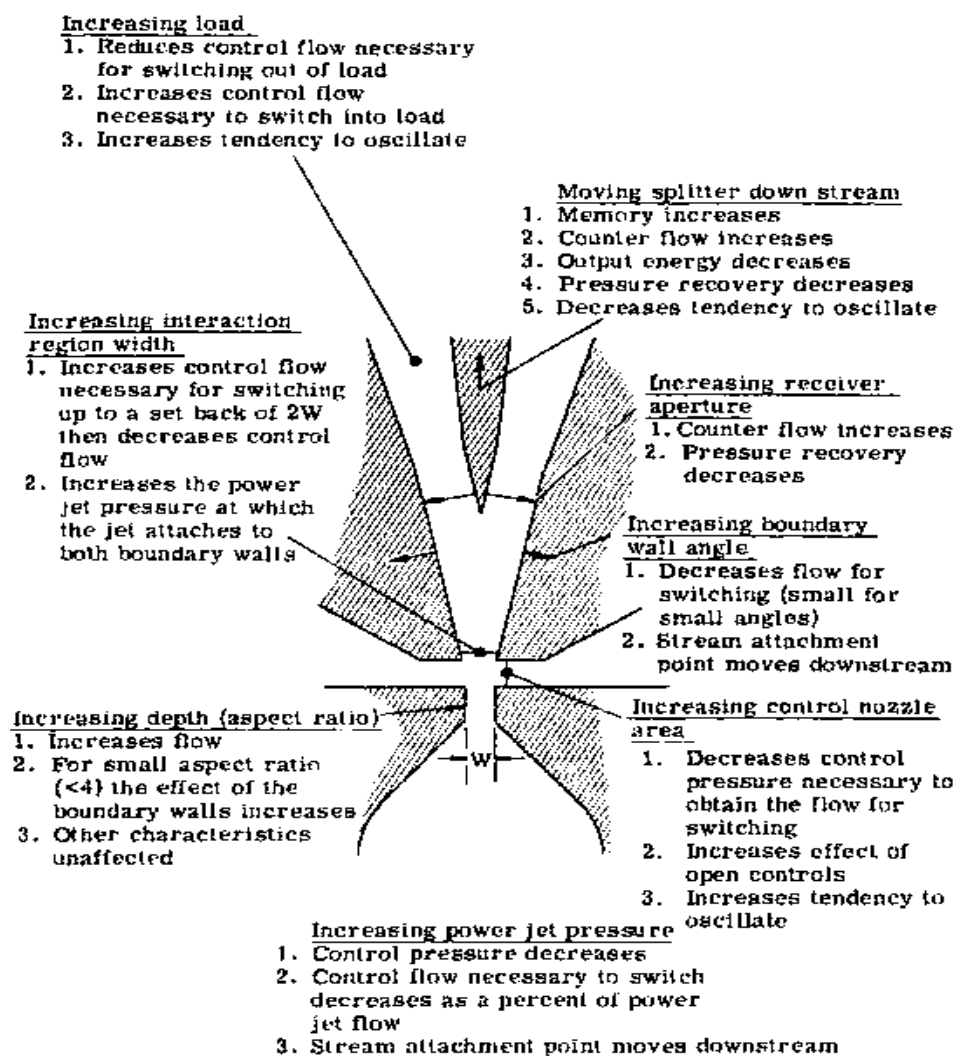


Figura 16. Efecto de la geometría en el desempeño. Lee S.Y., (1968).

2.10 Elementos digitales que utiliza el principio de adhesión de pared

Flip-Flop. El elemento Flip-Flop es básicamente un amplificador de chorro biestable asimétrico. La secuencia de acciones y la tabla de verdad son como se muestran en la Figura 17. Los Flip-Flops son elementos básicos de la memoria y elementos importantes para los sistemas digitales. La Figura 18 muestra la silueta y las características de la unidad de Flip-Flop de la Corporación de Ingeniería Bowles.

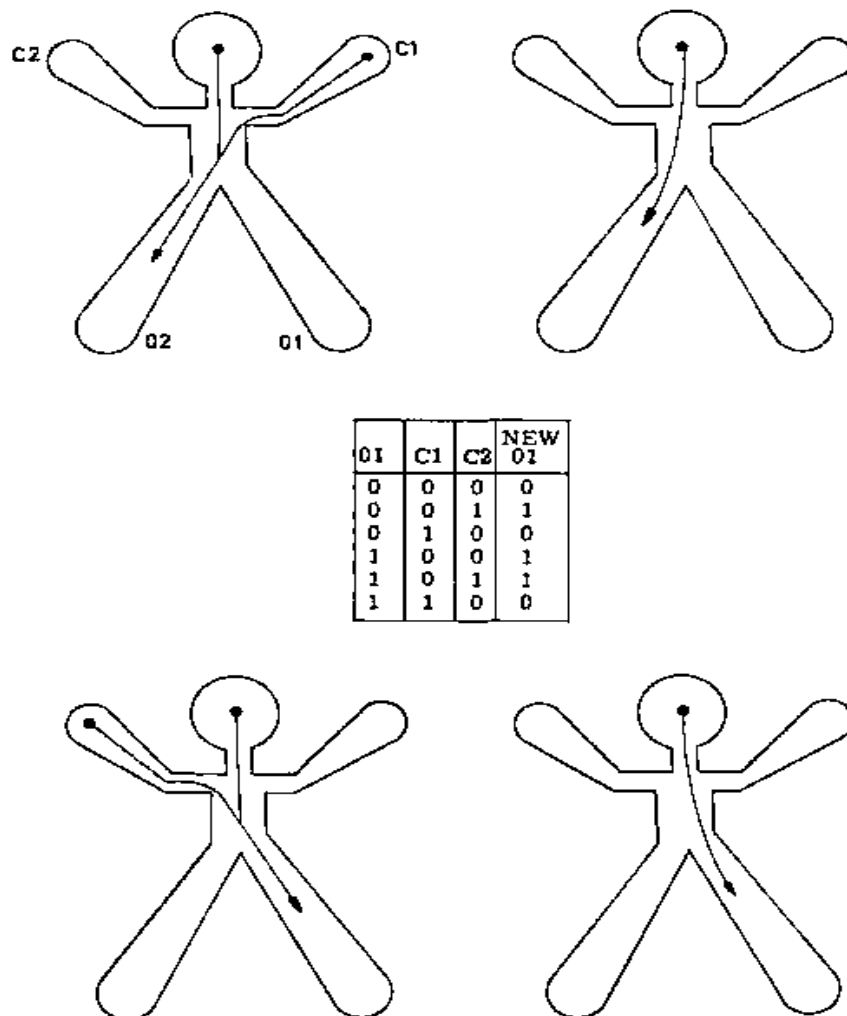


Figura 17. Tabla de verdad flip-flop. Lee S.Y., (1968).

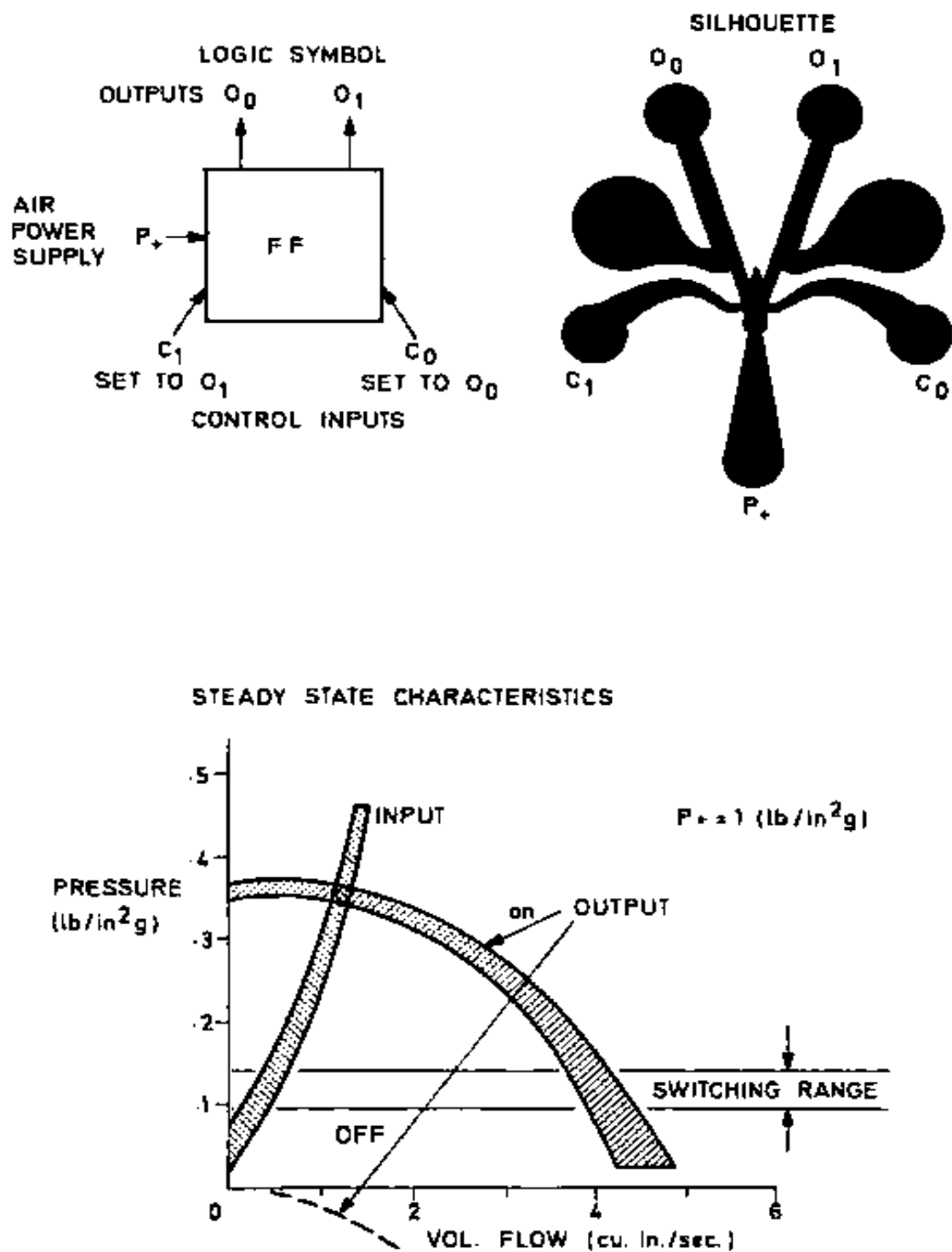


Figura 18. Flip-flop hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).

Contador binario. El contador binario o escalador binario tiene sólo un puerto de entrada para hacer que el chorro biestable cambie. La salida producirá un cambio de estado para cada pulso de entrada. El circuito contador más simple es como se muestra en la Figura 19. Cuando el chorro está en el puerto de salida derecho como se muestra en la Figura 19(A), se crea una circulación hacia la izquierda debido al arrastre de flujo como se muestra por la flecha. El chorro producido por un impulso aplicado en el puerto C será dirigido por esta circulación y el flujo en la rama derecha (C2). Esto hará que el chorro cambie a la salida izquierda como se muestra en la Figura 19(B). El siguiente impulso hará que el chorro vuelva a cambiar para colocarse a la derecha de nuevo. A partir de entonces el proceso se repetirá por sí mismo. La Figura 20 muestra el diseño realizado por la Corporación de Ingeniería Bowles para el contador binario, las funciones de control del chorro, como el poder del chorro. En cierto modo, se presenta como un arreglo de dos etapas. Sin embargo, el principio básico es muy similar a la de la Figura 19.

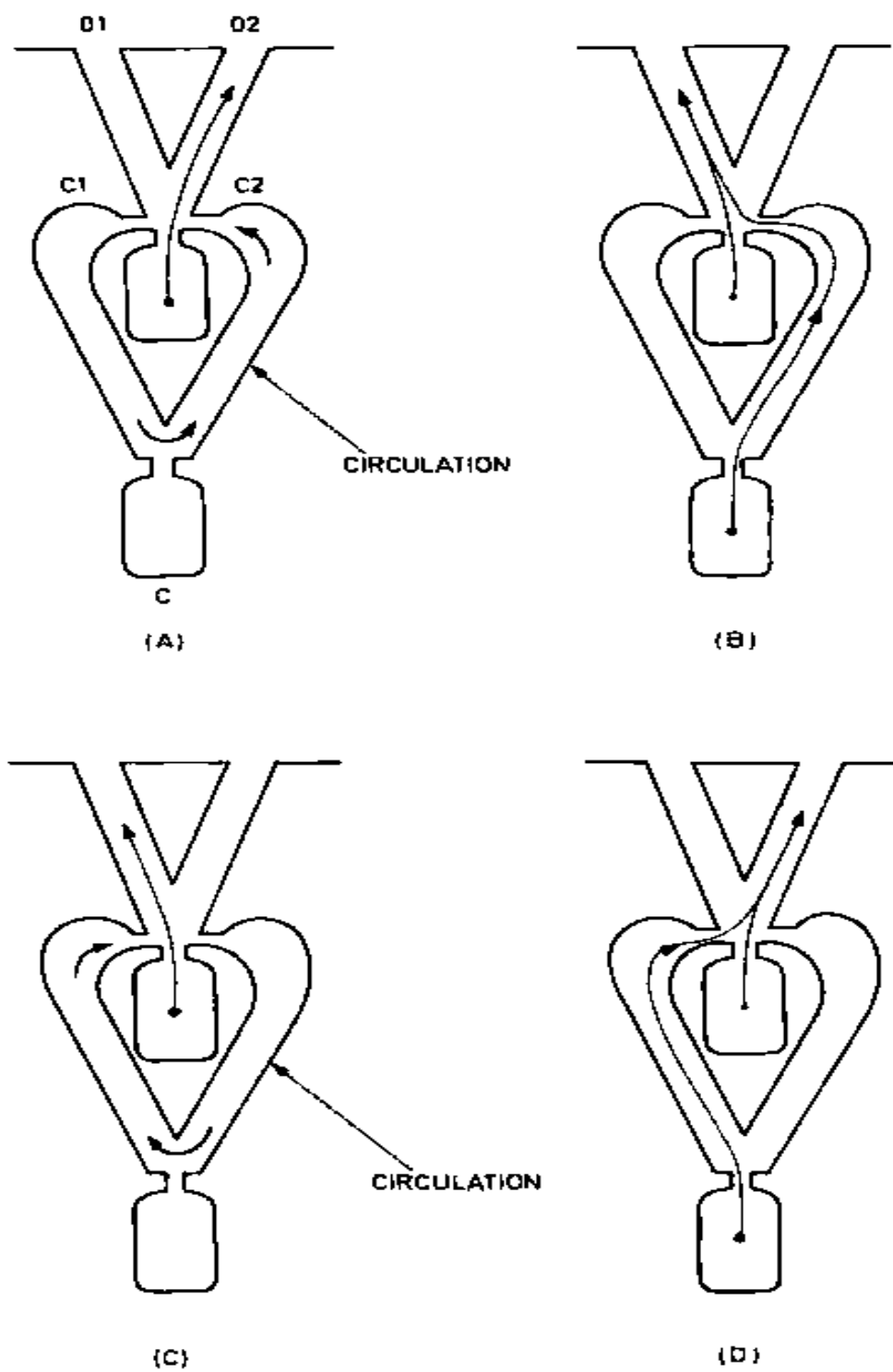


Figura 19. Contador binario. Lee S.Y., (1968).

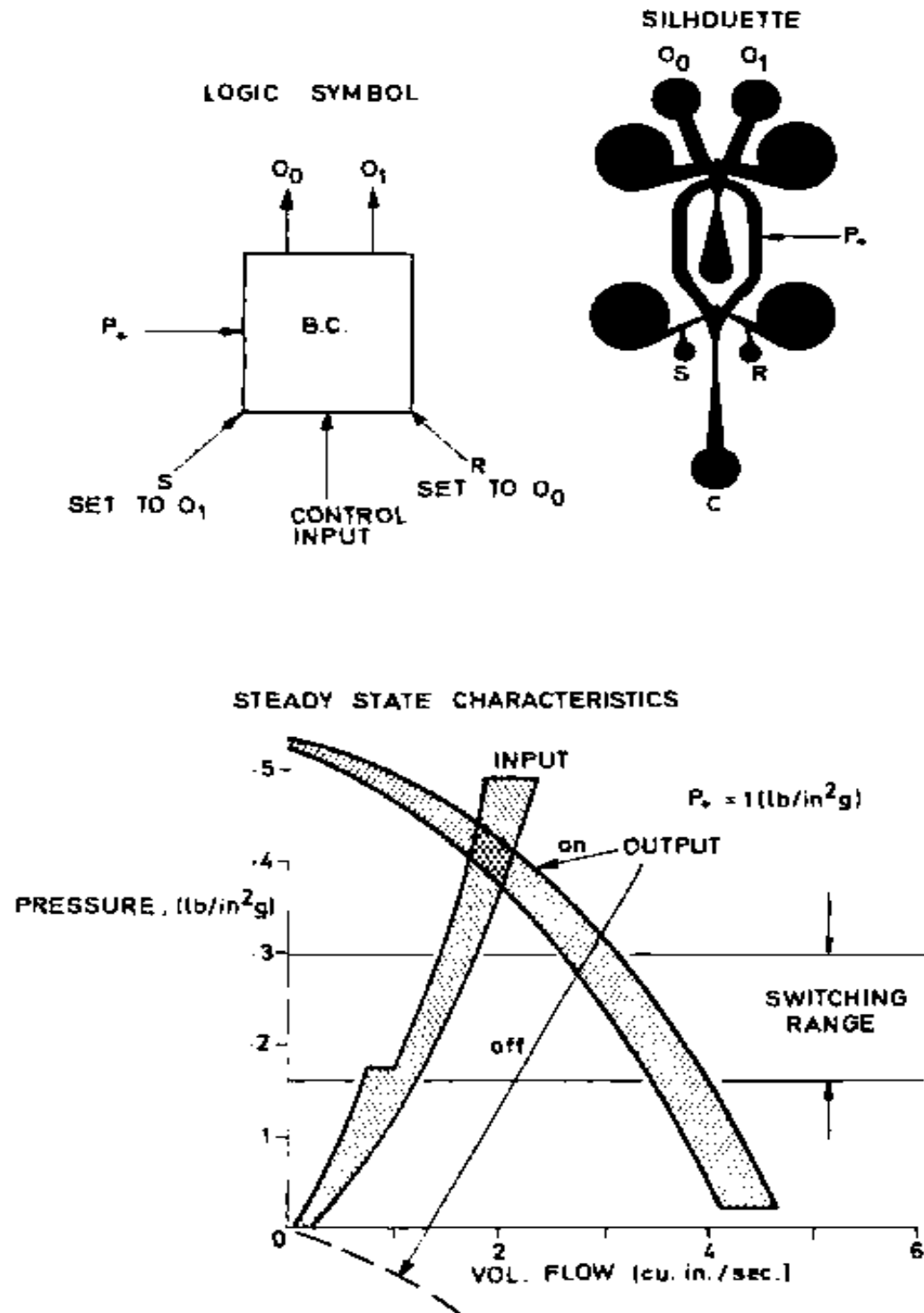


Figura 20. Contador binario hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).

Un contador binario también se puede construir mediante la retroalimentación del flujo de salida de un amplificador biestable, como se muestra en la Figura 21. La cantidad de retroalimentación debe ser justa, si es demasiado la salida se realimenta, el dispositivo se convertirá en un oscilador. La Figura 22 muestra otra forma posible de hacer un contador binario. Si se utiliza una salida del contador binario para desencadenar otro contador binario de un diseño similar da como resultado el contador de dos dígitos. El número máximo que se puede contar es de tres. En general el número $2^n - 1$ puede ser contado por un contador binario del diseño de la Figura 22.

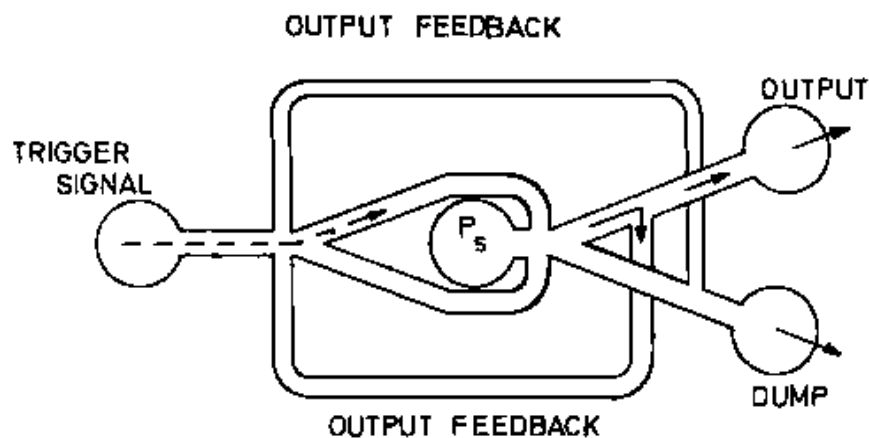


Figura 21. Contador binario-realimentación desde la salida. Lee S.Y., (1968).

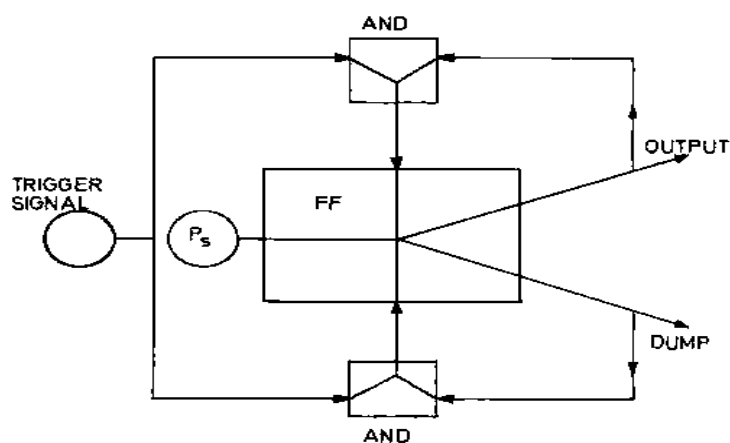


Figura 22. Contador binario Usando flip-flop y and. Lee S.Y., (1968).

Osciladores. Los osciladores se utilizan para modular sistemas de portadores (frecuencia o modulación de amplitud). La frecuencia de un oscilador se puede hacer sensible a la temperatura, la presión, la posición u otras variables. Hay numerosas maneras de construir un oscilador. En las Figuras 23 y 24 se muestran dos tipos de osciladores utilizando amplificadores biestables.

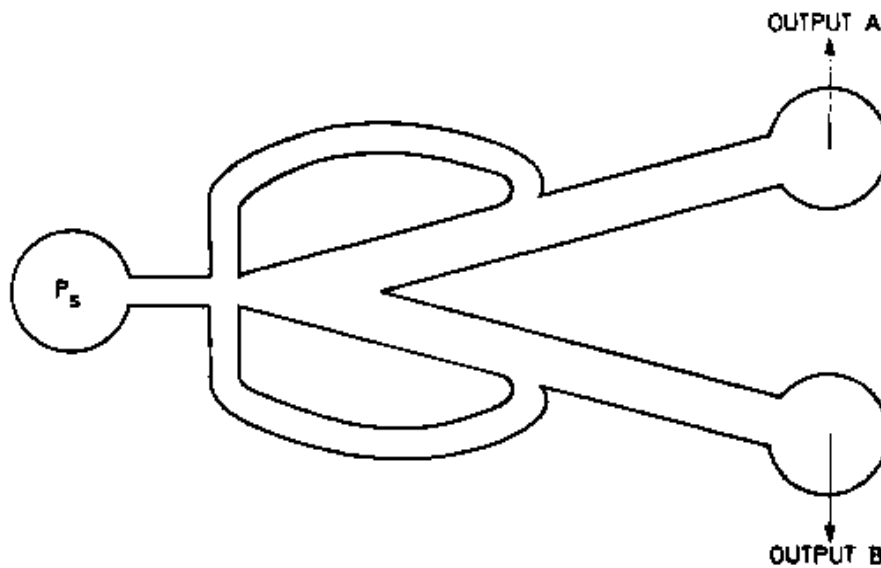


Figura 23. Oscilador de salida-entrada. Lee S.Y., (1968).

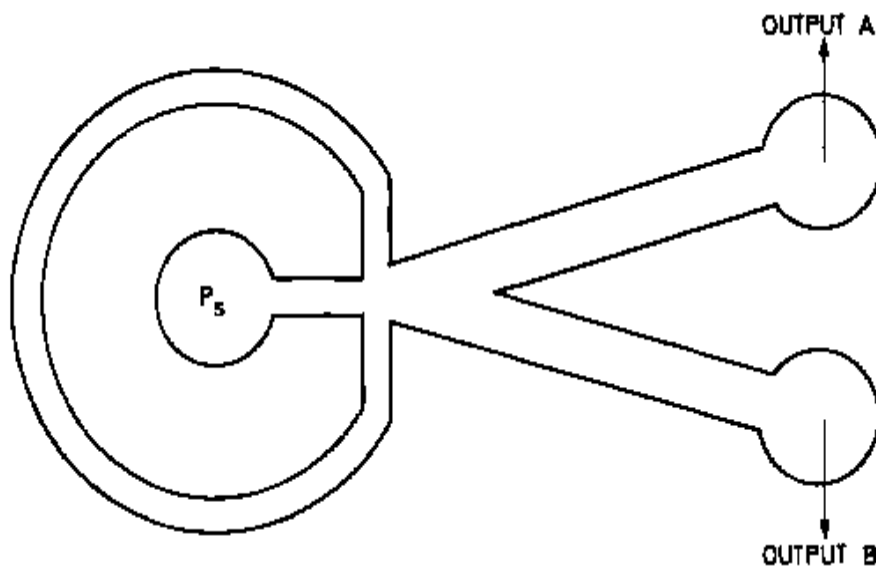


Figura 24. Oscilador de entrada-entrada. Lee S.Y., (1968).

Elemento OR – NOR. Cuando un amplificador biestable está cargado por una ventilación de un lado (a la izquierda), el chorro tenderá a ajustarse al otro lado (a la derecha). Si varias entradas y puertos están conectados al puerto de control de la derecha, la unidad se convierte en una OR (salida izquierda) y unidad NOR (salida derecha). La Figura 25 muestra las curvas de la silueta de las unidades OR-NOR y sus características diseñadas por la Corporación de Ingeniería Bowles. El elemento exclusivo semisumador OR que utiliza el principio de fijación a la pared es como se muestra en la Figura 26.

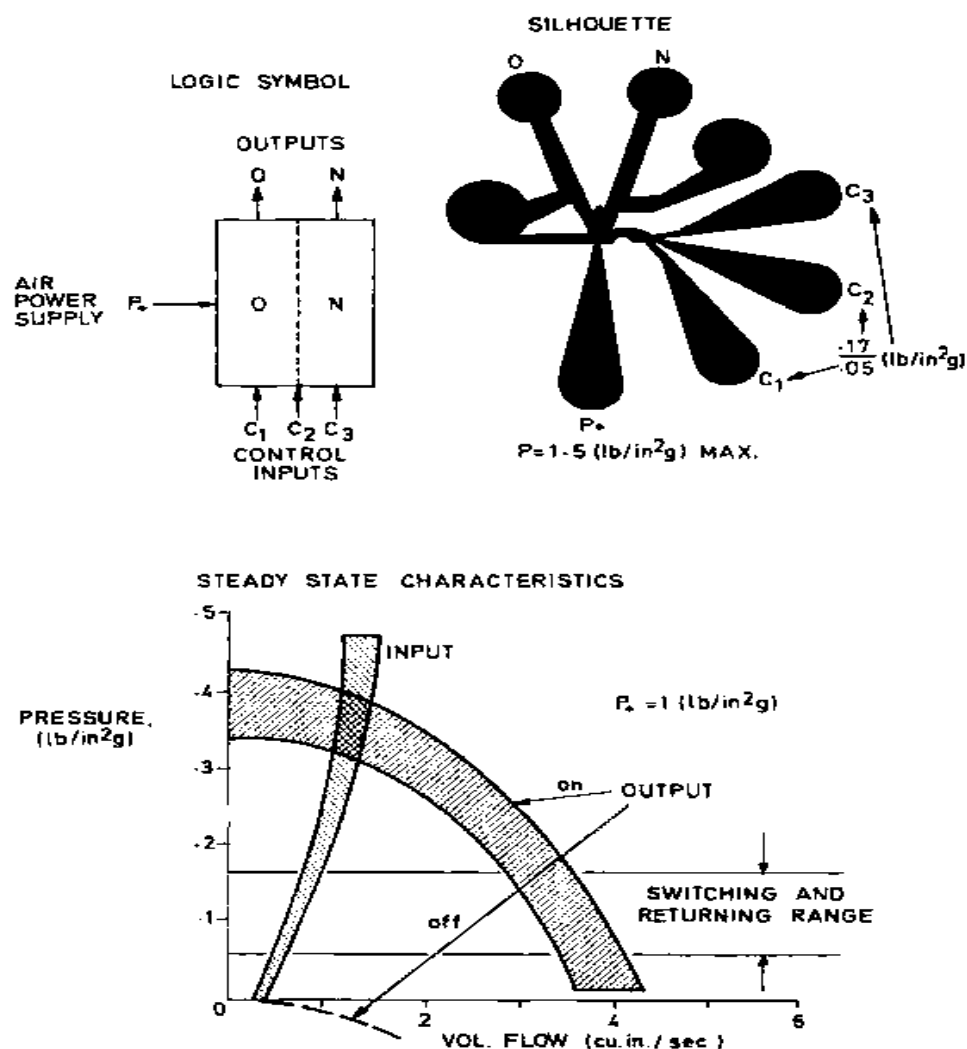


Figura 25. Elemento or-nor hecho por la Corporación de Ingeniera Bowles y sus características. Lee S.Y., (1968).

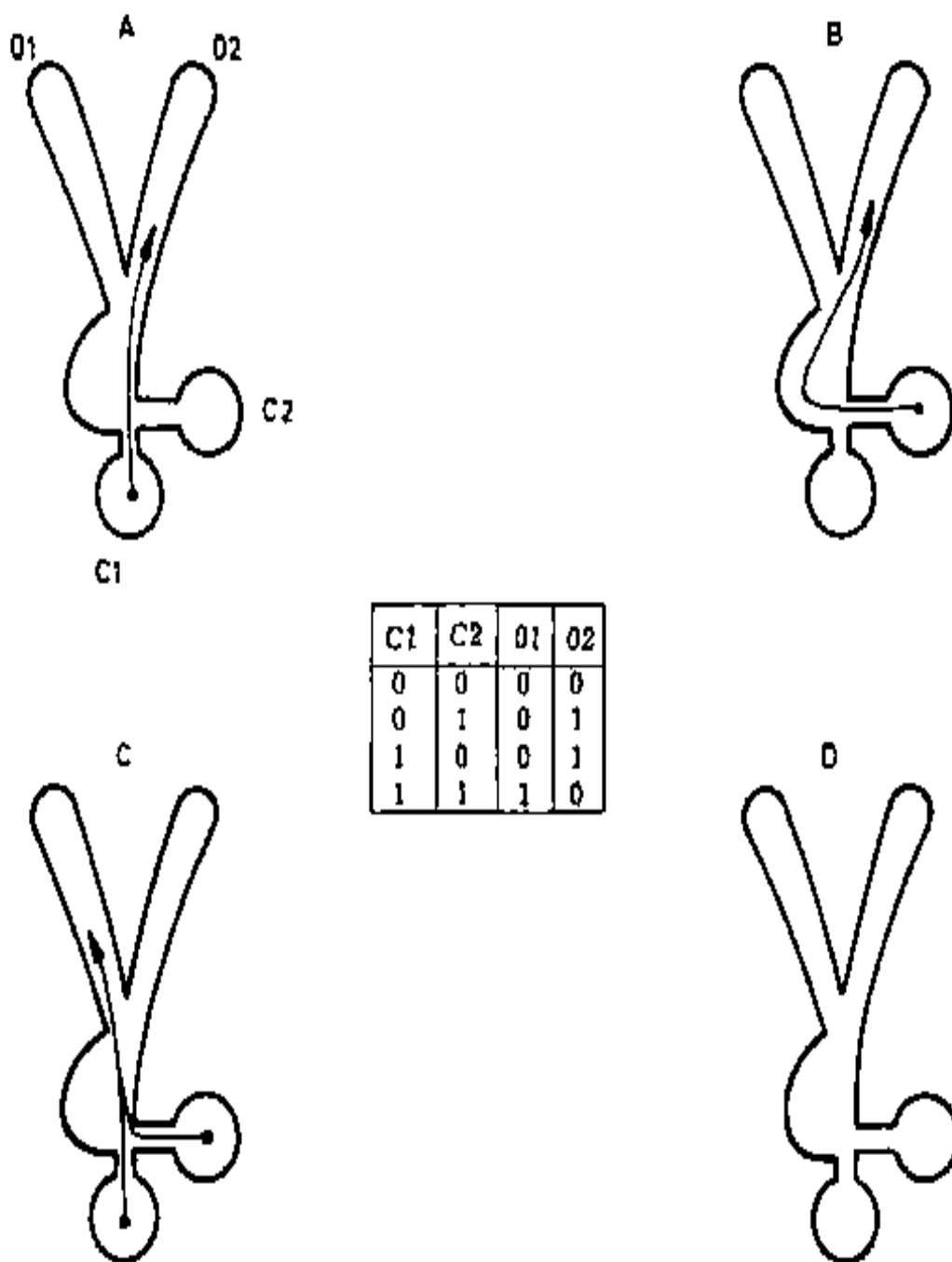


Figura 26. Elemento semisumador y tabla de verdad. Lee S.Y., (1968).

Elemento activo AND-NAND. Se ejecutan similar a un OR-NOR mencionada anteriormente, excepto con sólo dos puertos de entrada puede ser utilizado como una unidad de AND-NAND. La intensidad de la señal tiene que ser tal que cada uno de ellos individualmente no cambiará el chorro cuando se combinan. La Figura 27 muestra un diseño esquemático.

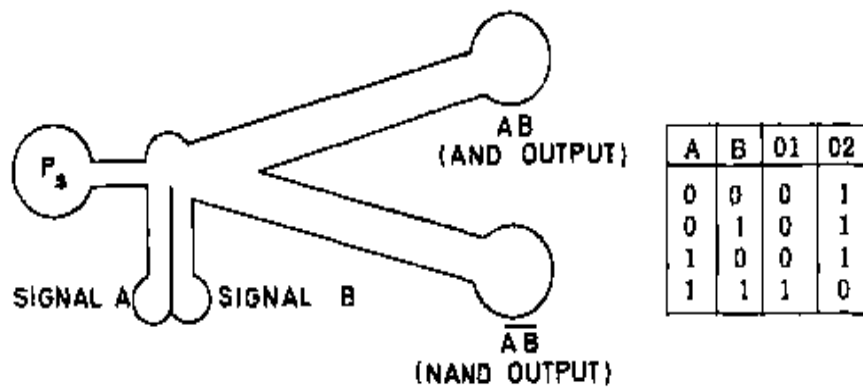


Figura 27. Elemento activo AND-NAND y tabla de verdad. Lee S.Y., (1968).

2.11 Respuesta dinámica de amplificadores biestables

El lapso de tiempo de un amplificador biestable puede ser dividido en los siguientes factores:

- (a) Tiempo requerido para cargar los conductos de entrada
- (b) El tiempo requerido para cambiar el chorro
- (c) Duración del transporte o el tiempo necesario para que el líquido pase del plano de salida del chorro de potencia a la entrada del receptor
- (d) Tiempo necesario para cargar los conductos de salida

En general, el tiempo de respuesta es proporcional al tamaño global y es inversamente proporcional a la relación de presión y la densidad del fluido.

Para un amplificador de fijación a la pared de dimensiones normales operando en aire, la constante de tiempo total es de 0,1 m/s no es demasiado difícil de obtener. S.Katz y otros de los laboratorios Harry Diamond describen velocidades de conmutación de 0.013 m/s para un amplificador diseñado en HDL. Sin embargo, el retardo de transporte puede ser diez veces más alto.

El tiempo de respuesta para un amplificador de chorro de líquido es generalmente más grande. Esto es debido a que la velocidad del chorro es menor y la densidad es mayor. El módulo de alto volumen ayuda a reducir el tiempo de carga, pero no es suficiente para compensar los otros dos retardos.

2.12 Amplificadores proporcionales

Construcción. La construcción de un amplificador proporcional difiere de la de un amplificador biestable, en que las paredes laterales en la región de interacción son de tal forma que el chorro no tiene ninguna posibilidad para unir a cualquiera de ellos. Un esquema de este tipo de amplificador se muestra en la Figura 28. La función y la construcción de los divisores, puertos del receptor, hemorragias son similares a la de un amplificador biestable, el cual se discutió anteriormente. Sin embargo, ya en la condición nula del chorro en el divisor, la posibilidad de un borde tipo tono de frontera de oscilación es mayor. Un centro divisor de ventilación se utiliza a menudo para reducir este tipo de inestabilidad.

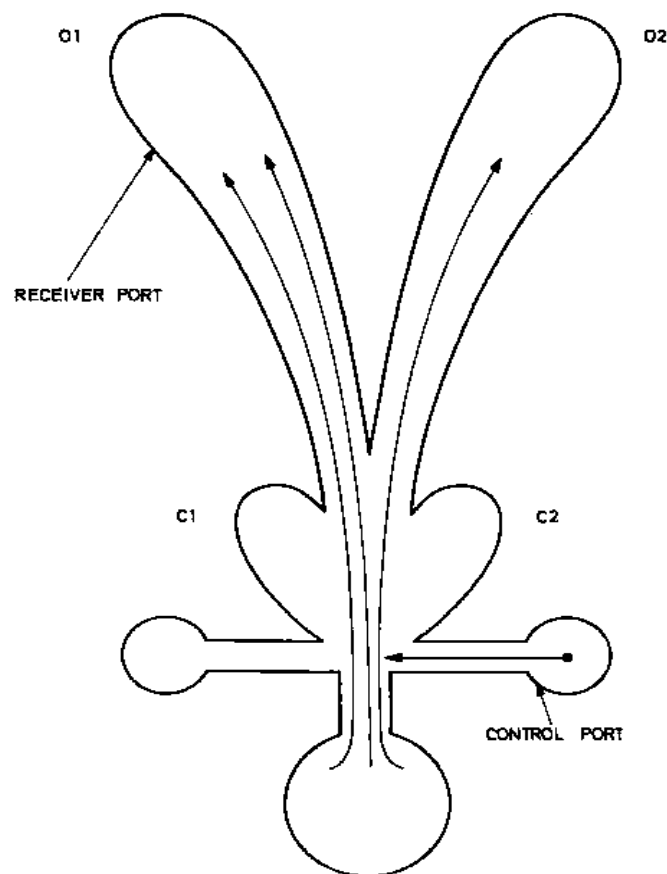


Figura 28. Esquema de un amplificador proporcional. Lee S.Y., (1968).

Métodos de control - El método más común de control es el intercambio de momentum. El líquido que sale de los puertos de control forma un chorro, que incide sobre el chorro principal. El cambio de ángulo del chorro principal es por lo tanto una función de la relación entre el impulso del chorro de control y el chorro principal.

Este método de fuerza bruta es muy sencillo, lo que produce resultados más lineales y más confiables que otros métodos. El inconveniente es que la ganancia suele ser bastante baja.

También se ha propuesto utilizar la presión diferencial a través del chorro para controlar este mismo. Un dibujo esquemático se muestra en la Figura 29. Las posibles ventajas son una mayor presión y el aumento de flujo. Mientras que los inconvenientes son una baja linealidad y una velocidad de respuesta más lenta.

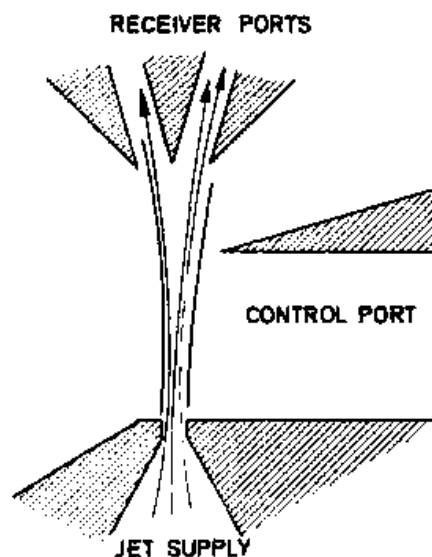


Figura 29. Sistema de presión controlada por un amplificador proporcional. Lee S.Y., (1968).

En realidad, el llamado amplificador proporcional para controlar el momentum no es estrictamente así. Para aumentar la impedancia de entrada del amplificador, la geometría se hace a menudo de tal manera que el plano de salida del chorro de control se ajuste muy cerca del chorro. Hay una considerable diferencia de presión a través de la reacción, bajo condiciones de funcionamiento normales.

Aumento de presión de un amplificador proporcional. Se asume un perfil rectangular de distribuciones de velocidad y una variación de la línea recta de chorro a presión vs la distancia total del recorrido. La deflexión del chorro se estima mediante el uso de consideraciones de cambio de momentum. Para el caso cuando la anchura del puerto de control es igual a la anchura puerto del receptor, se redice un aumento de la presión máxima de 12, para producirse cuando la ubicación del agujero del receptor es aproximadamente 12,5 veces la anchura del chorro de energía. Cuando el receptor está corriente abajo el movimiento relativo del chorro es mayor, esto es compensado por la pérdida mayor de presión debido al arrastre. La ganancia real es mucho menor que la estimación. Un aumento de la presión de 4 a 6 veces es muy común que se presente en este tipo de amplificador.

Como se pudo apreciar esta es una tecnología con mucho potencial y que puede aplicarse en una gran variedad de campos, sin embargo su aplicación como método alternativo para la generación de flujos burbujeantes fue propuesta por primera vez en el trabajo de Zimmerman, W.B. *et al.* (2008) logrando implementar la lógica de fluidos para la generación de microburbujas de una manera exitosa, a partir de éste se planea generar microburbujas utilizando *fluidics*, tomando como base la información recabada en este capítulo.

CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

A partir de una investigación bibliográfica y documentación de las distintas patentes en la literatura, se diseñaron y construyeron dos tipos de generadores de microburbujas: el generador por lotes usando el método de salto de presión y el generador en continuo usando un sistema de fluidos de potencia a base de oscilaciones fluidicas y aireadores; se analizó la concentración de oxígeno disuelto en el agua con burbujas estándar y con microburbujas de una celda experimental utilizando un medidor de oxígeno disuelto y distintos flujos.

3.1 Diseño y manufactura de un generador de microburbujas por lotes usando diferencia de presiones.

De los métodos enunciados en el capítulo uno, se seleccionó el método de salto de presión y específicamente el de tipo por lotes debido a que está basado en un método mecánico y presenta la facilidad de ser escalado y controlado, así también por la capacidad de producir grandes cantidades de microburbujas en comparación con los otros métodos expuestos.

3.1.1 Primer prototipo

En la Figura 30 se muestra el esquema de un generador por salto de presión, que consta de una cámara de mezclado con un diámetro de 75 mm que está conectada a un tubo de 12 mm de diámetro y éste a su vez está acoplado a dos tubos del mismo diámetro mediante los que se suministra un flujo de aire y agua a una presión determinada. El flujo de estos fluidos es controlado mediante válvulas de globo. Del otro extremo de la cámara, se tiene conectado un manómetro y un tubo de 12 mm de diámetro con una válvula para controlar el flujo de salida de las microburbujas y la generación por lotes.

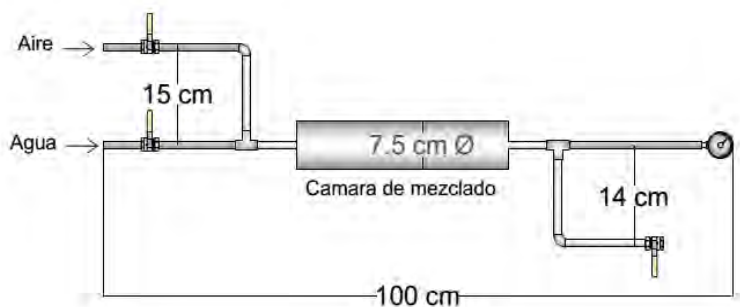


Figura 30. Diseño conceptual del generador de microburbujas.

Una vez diseñado el generador se llevó a cabo la construcción de éste en PVC (Figura 31) y se procedió a ponerlo en operación.

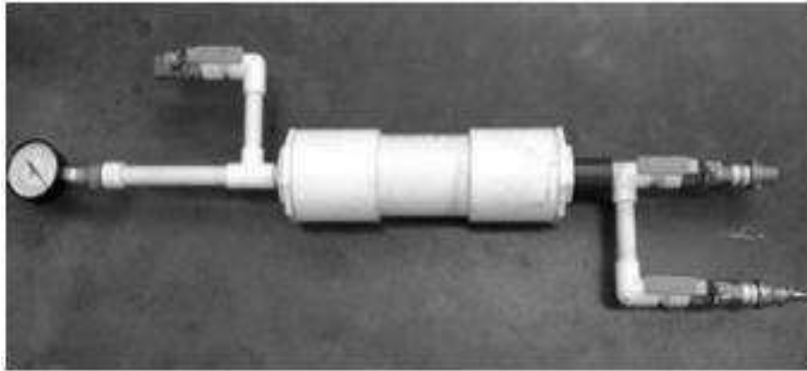


Figura 31. Primer prototipo de generador de microburbujas por lotes

El generador se operó con un volumen de 500 ml de agua, dejando que el gas llenara el volumen restante del dispositivo hasta obtener la presión deseada. una vez estabilizada la presión se libera abruptamente a presión atmosférica y se vierte en un contenedor el fluido con las microburbujas. Las presiones manométricas utilizadas fueron 3, 4, 5, 6, 7 y 8 bares.

3.1.2 Segundo prototipo

Se construye una nueva versión del dispositivo, más compacta, desmontable y con una sección transparente de Polimetilmetacrilato (Figura 32), con el fin de observar el mecanismo de formación de microburbujas. También se observa que el tamaño de la cámara de mezcla no afecta al mecanismo de formación si se mantienen las mismas presiones, lo que facilita el proceso de escalamiento.

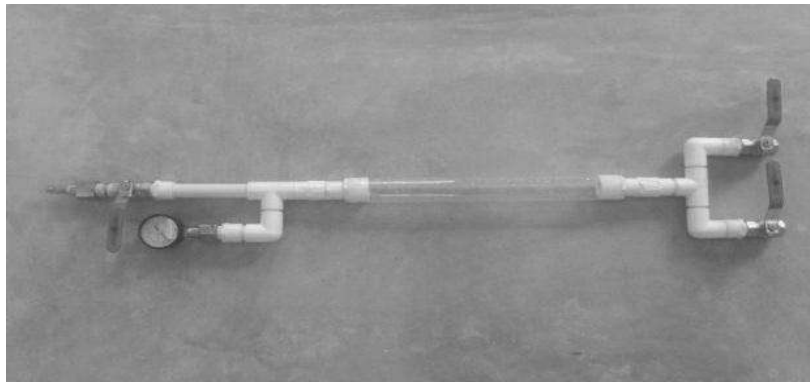


Figura 32. Segundo dispositivo generador de microburbujas por lotes

En la Figura 33 se muestra la sección transparente del segundo dispositivo donde se observa cómo se generan interiormente las microburbujas.

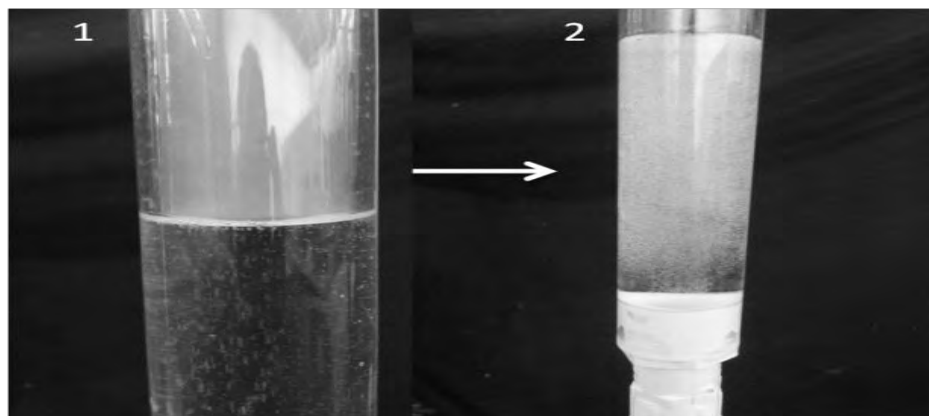


Figura 33. Sección transparente de Polimetilmetacrilato con microburbujas.

3.2 Diseño y manufactura de generador de microburbujas en continuo por medido de oscilaciones fluídicas

Este método consta de dos dispositivos: el oscilador fluídico y el aireador, de los cuales se hablará a continuación. Para generar el primer dispositivo se utilizó principalmente la aplicación de la teoría de los fluidos de potencia por Lee S. Y. (1968) de la cual se habló ampliamente en el capítulo II y Zimmerman, W.B. *et al.* (2008) generando así la forma y dimensiones del oscilador fluídico como se muestra en la Figura 34. En la Figura 35 se muestra la geometría del aireador o distribuidor de flujo, basada en el trabajo de Tesar V *et al.* (2006). Posteriormente, usando un software CAD se generaron los planos de los prototipos de las dos piezas necesarias para crear un sistema de fluidos de potencia.

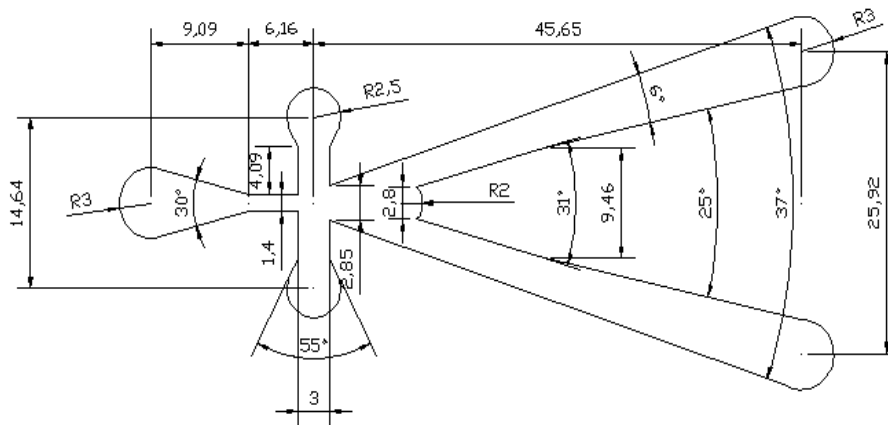


Figura 34. Diseño del oscilador fluídico (adimensional)

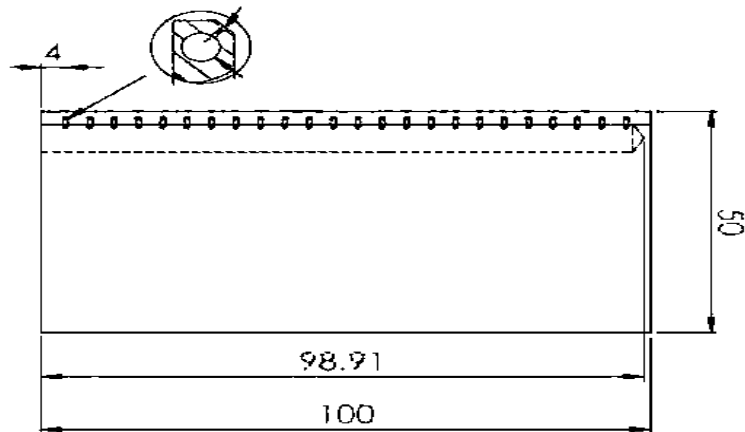


Figura 35. Diseño del aireador (adimensional)

3.2.1 Oscilador

Los procesos de manufactura de las piezas de polimetilmetacrilato fueron realizados en un centro de maquinado CNC de la facultad de ingeniería mecánica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. Las Figuras 36 y 37 muestran al oscilador fluídico y su sistema de conexiones, mientras que la Figura 38 muestra su funcionamiento el cual se describe a continuación.

El oscilador fluídico funciona introduciendo un flujo de aire en el orificio “A” (Figura 38.1), una vez dentro el fluido prefiere circular por los canales que ofrecen menor resistencia, en este caso los canales de las salidas C1 y C2 (Figura 38.2). Para grandes números de Reynolds se forma aleatoriamente una recirculación en alguno de los canales de las salidas “C”, lo que provoca que la mayor parte del flujo pase por ese canal, dando origen al efecto Coanda (el mismo efecto que produce que el chorro de agua del grifo se desvíe al acercarse a un objeto sólido que perturbe el flujo explicado en la sección 2.5) (Figura 38.3).

A medida que más flujo pasa a través de uno de los canales de las salidas C1 o C2, existe menos presión del lado donde el caudal es mayor. Si se comunica B1 con B2 usando una manguera, la diferencia de presión se transmitirá al otro lado del dispositivo haciendo que se forme la recirculación del otro lado, entonces la mayor parte del flujo sale por el canal contrario y así sucesivamente. Esto provoca las oscilaciones del fluido (Figura 38.4). Este fenómeno se repite en cuestión de segundos dependiendo de la longitud de la manguera con que se comunique el dispositivo (control de la frecuencia), es decir si la manguera es corta la frecuencia de oscilación se incrementa y si es larga la frecuencia disminuye. Esta técnica fue ideada por Zimmerman y Tesar V (2008) y se puede aplicar a biorreactores, a la producción de biocombustible, así como la acuicultura.

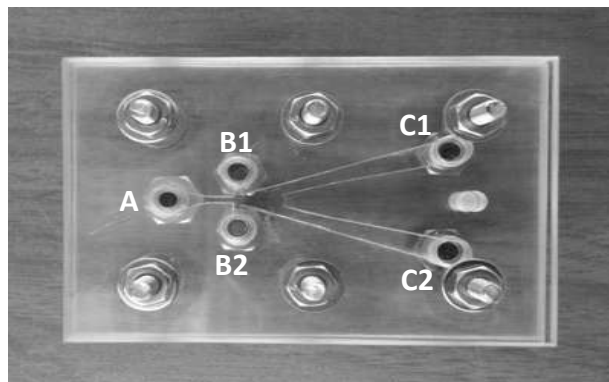


Figura 36. Dispositivo oscilador fluídico.

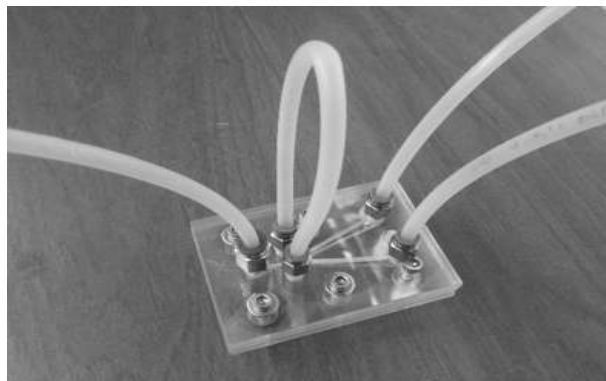


Figura 37. Dispositivo oscilador fluídico con conexiones.

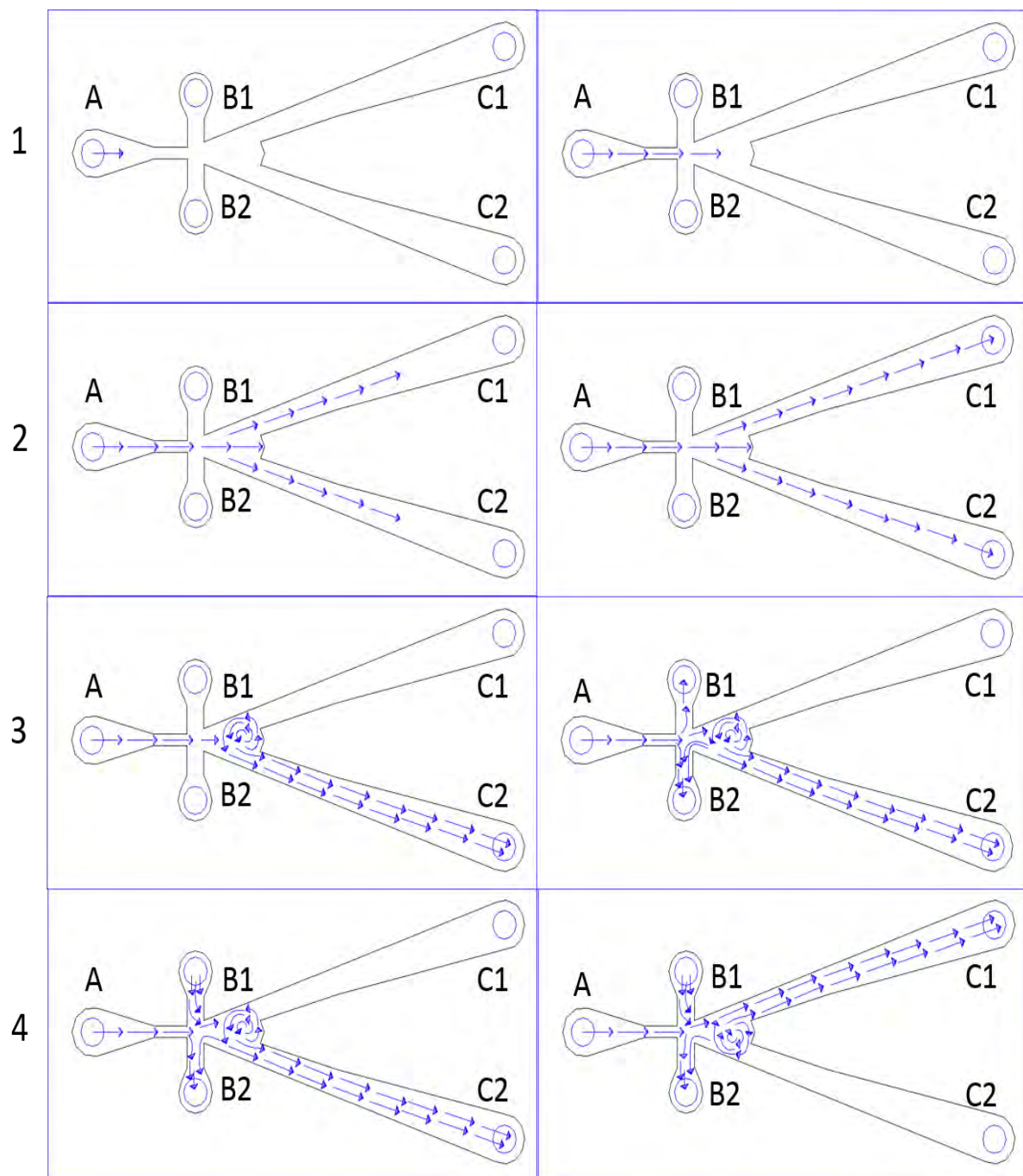


Figura 38. Funcionamiento del oscilador flúídico. 1. Entrada del flujo al oscilador, 2. Distribución inicial del flujo, 3. Formación de la recirculación del flujo, 4. Oscilación del flujo.

3.2.2 Aireador

La Figura 39 muestra el aireador construido, consta de un corte en “V” en la parte central del material lo que genera dos paredes a 45° conteniendo en una pared una fila de orificios de 0.7938 mm y en la otra pared orificios de 1 mm. Cada una de estas hileras está conectada a un barreno transversal de 6 mm que sirve para suministrar los flujos provenientes del oscilador, en la primera fila de orificios saldrá un flujo de aire pulsado mientras que en la segunda fila por medio de una columna de agua oscilante se expulsará un flujo de agua y gracias al ángulo de las paredes a 45° el chorro de agua de la segunda fila cortará las microburbujas de aire que se formen en la primera fila en cada ciclo de oscilación generado.

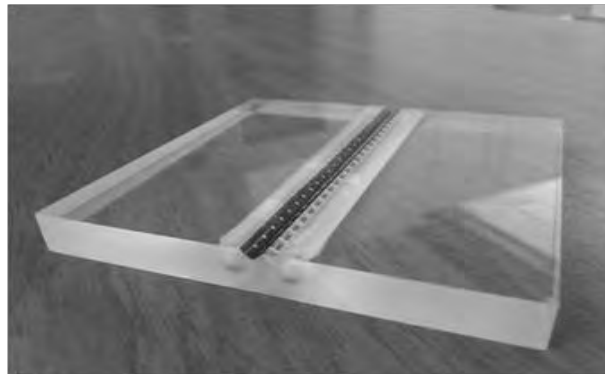


Figura 39. Aireador vista isométrica.

El sistema necesita funcionar a grandes números de Reynolds por lo que las conexiones entre los dos dispositivos contienen una unión tipo T para permitir un sangrado o fuga de aire y así permitir que el excedente de aire escape del sistema. Con esto se evita así la formación de grandes burbujas lo que ocasiona que se necesiten grandes flujos de aire (35 L/min) para la generación de las microburbujas. En la práctica esto no es una desventaja, pues todo el flujo que

se sangra puede ser aprovechado por más distribuidores de burbujas volviendo el proceso enormemente eficiente.

3.2.3 Medios porosos

Otra propuesta consiste en sustituir el aireador utilizando un material poroso y determinar si el uso de estos materiales es adecuado para la operación de dispositivos oscilantes. La Figura 40 muestra el material poroso propuesto para llevar a cabo esta operación, mientras que en la Figura 41 muestra el sistema experimental.



Figura 40. Medio poroso

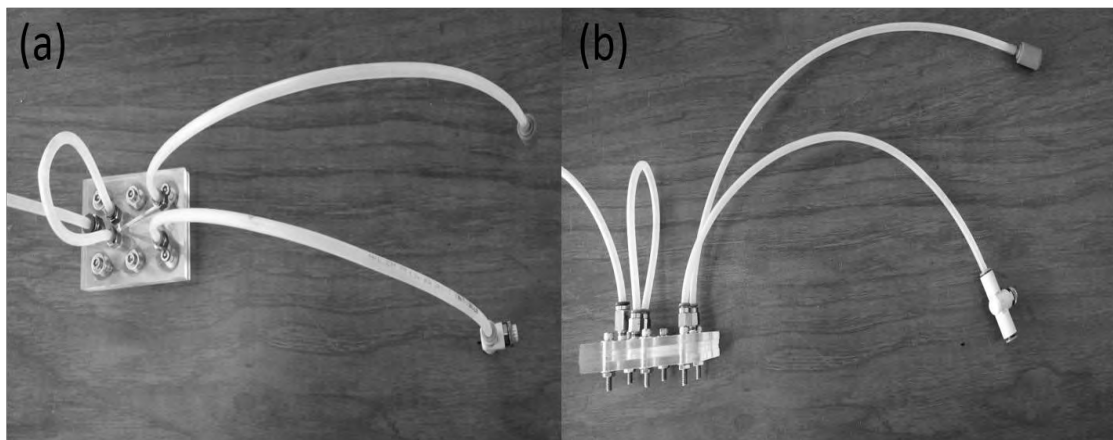


Figura 41 Sistema experimental con medio poroso (a) vista superior, (b) vista lateral.

3.3 Medición de oxígeno disuelto

El Oxígeno Disuelto (O.D.) es la cantidad de oxígeno que está disuelto en agua. Es un indicador de cuán contaminada está el agua o de lo bien que puede dar soporte esta agua a la vida vegetal y animal. Generalmente, un nivel más alto de oxígeno disuelto indica agua de mejor calidad. Si los niveles de oxígeno disuelto son demasiado bajos, algunos peces y otros organismos no pueden sobrevivir.

El oxígeno disuelto en el agua proviene del oxígeno en el aire que se ha disuelto en el agua, por medio de la difusión (principalmente turbulenta) a través de la interface aire-agua del río (que aumentan el O.D.) o ríos sin velocidad (en los que baja el O.D.). Parte del oxígeno disuelto en el agua es el resultado de la fotosíntesis de las plantas acuáticas, por lo que ríos con muchas plantas en días de sol pueden presentar sobresaturación de O.D. Otros factores como la salinidad, o la altitud (debido a que cambia la presión) también afectan los niveles de O.D.

Además, la cantidad de oxígeno que puede disolverse en el agua (O.D.) depende de la temperatura y la presión. El agua más fría puede contener más oxígeno en ella que el agua más caliente, y a mayor presión es mayor la solubilidad.

Los niveles de oxígeno disuelto en el agua corriente típicamente pueden variar de 7 y 12 partes por millón (ppm o mg/l). A veces se expresan en términos de Porcentaje de Saturación.

El medidor de oxígeno disuelto se utiliza para medir la cantidad de oxígeno disuelto en líquidos. Normalmente se utilizan dos escalas de medición: partes por millón (ppm); o porcentaje de saturación (%). Este último se define como el porcentaje de oxígeno disuelto en 1 litro de agua, respecto la cantidad máxima

de oxígeno disuelto que puede contener 1 litro de agua. Es necesario determinar la cantidad de oxígeno disuelto en el agua porque es un indicador de la calidad del agua. Así es importante, por ejemplo, controlar las aguas residuales urbanas e industriales donde las concentraciones bajas de este parámetro son un signo de contaminación.

3.3.1 Aplicaciones

Los medidores de oxígeno (oxímetros) se usan para medir y controlar el contenido en oxígeno en los diversos puntos del circuito de agua de las instalaciones de calderas de vapor, para controlar posibles corrosiones debido al poder oxidante del oxígeno. Otro de los usos de los oxímetros es la prevención de la corrosión de metales, como en los sistemas de calefacción, donde uno de los factores que afectan el grado de corrosión es el porcentaje de oxígeno presente.

Otra aplicación muy importante es en piscicultura, donde el nivel de oxígeno debe ser controlado continuamente para obtener una reproducción óptima y evitar una alta mortalidad causada por niveles bajos de oxígeno. También en las centrales nucleares para medir el oxígeno presente en sus aguas pesadas.

3.3.2 Principio de funcionamiento

El sistema convencional de medición de oxígeno disuelto consiste en un medidor y una sonda polarográfica tipo Clark. La sonda es la parte más importante del sistema y la más delicada. La sonda consta de un ánodo de plata (Ag) revestido

con un alambre de platino (Pt), que funciona como cátodo. Esto es insertado en una cubierta protectora llena de una solución electrolítica de cloruro de potasio (KCl). La cubierta tiene en su extremo una membrana de Teflon®, un material permeable al gas que permite el paso del oxígeno presente en la solución, pero no el paso de la solución en sí.

Mediante la aplicación de un potencial de 790 mV, el oxígeno presente en la célula se reduce a iones de hidróxido (OH^-) en el cátodo, y se deposita cloruro de plata (AgCl) en el ánodo. Esta reacción provoca un flujo de corriente con intensidad proporcional a la cantidad de oxígeno presente en la muestra. El medidor convierte la medición del flujo de corriente en la concentración correspondiente de oxígeno disuelto.

Debe advertirse que la solubilidad del oxígeno depende de muchos factores, incluyendo la temperatura, presión atmosférica y salinidad de la solución. Algunos de los medidores de oxígeno son capaces de compensar automáticamente estas variables, asegurando así mediciones incluso más precisas.

Sondas y Membranas de oxígeno disuelto.

Al ser la sonda muy sensible, se recomienda una serie de procesos de mantenimiento para garantizar mediciones precisas. La solución electrolítica debe ser mantenida al nivel fijado y debe ser reemplazada periódicamente. Cuando se reemplace la solución electrolítica, la sonda debe ser polarizada para eliminar cualquier oxígeno residual que haya quedado en la célula.

La duración del proceso de polarización varía desde unos minutos a varias horas, dependiendo de los instrumentos, y es uno de los factores que diferencian este tipo de instrumentos. Los medidores de oxígeno completan el proceso de polarización en aproximadamente 6 minutos.

Es importante evitar que queden burbujas de aire cuando el tapón es atornillado a la sonda. La membrana de Teflon® debe ser comprobada cuidadosamente, y en caso de rasguños, desgarres o perforaciones debe ser reemplazada. También se recomienda calibrar periódicamente el medidor en aire para volver a fijar los valores al 100% (y en solución oxígeno cero, donde sea necesario). Siguiendo estas fáciles sugerencias, los medidores permanecerán siempre precisos y fiables.

3.3.3 Procedimiento de medición

En esta etapa se realizó primeramente la calibración del equipo de medición siguiendo el manual de Instrucciones HI 9146(apéndice A), posteriormente se posicionó la sonda del medidor en la celda experimental llena de agua como se muestra en la Figuras 42 y 43. Terminados los preparativos se burbujeo nitrógeno de grado industrial durante un periodo aproximado de 30 minutos, para disminuir la concentración de oxígeno hasta que tuviera un porcentaje aceptable, en este caso menor al 4%. El siguiente paso fue la inyección de aire mediante el generador de microburbujas en continuo con el medio poroso y medir la evolución de la concentración del oxígeno disuelto en el agua por un periodo de 2 horas con ayuda de un cronómetro como se muestra en la Figura 43. Este procedimiento se llevó a cabo con tres diferentes flujos: 20 ml/min, 40 ml/min y 100 ml/min. Esta evolución se fue midiendo periódicamente en intervalos de 1

minuto. Una vez concluidos los experimentos se realizó una nueva serie de experimentos similares con la variante de que esta vez se inyectó directamente el flujo de aire sin pasar por el oscilador.

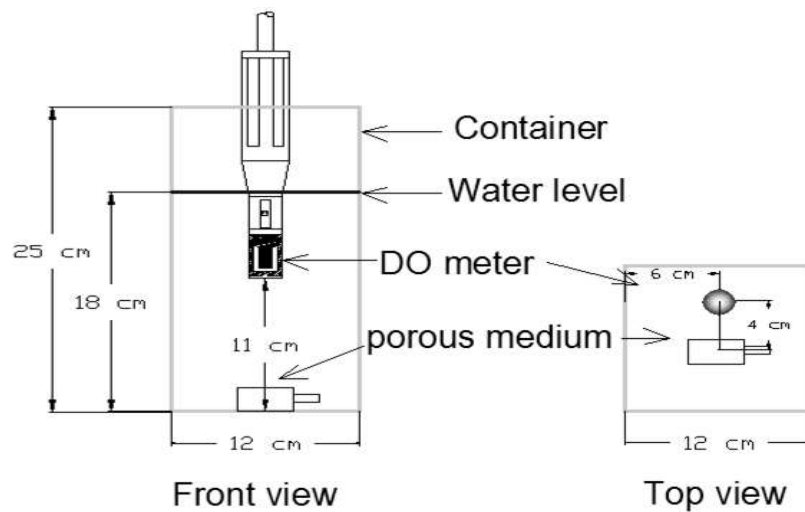


Figura 42. Esquema de medición experimental de oxígeno disuelto.



Figura 43. Sistema experimental de medición de oxígeno disuelto.

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este capítulo se mostrarán los resultados obtenidos de los experimentos realizados mediante el método de lotes y el método continuo, el primero utilizando el generador de salto de presión con diferentes configuraciones y en el segundo método utilizando *fluidics* con dos configuraciones diferentes: oscilador fluídico- aireador y oscilador fluídico-medio poroso.

4.1 Resultados del generador de microburbujas por lotes

Por medio del uso de un microscopio estereoscópico y un objetivo micrométrico de 1mm con divisiones 0.01 (Figura 44) se tomaron fotografías a las microburbujas generadas por el dispositivo mostrado en la Figura 32. Las Figuras contenidas en el Gráfico 1 son ejemplos de las burbujas obtenidas experimentalmente a diferentes saltos de presión. Mediante un análisis y tratamiento de imágenes por un software especializado se determinó que a medida que la diferencia de presión aumenta, el diámetro equivalente de la burbuja disminuye como se muestra en la gráfica. La razón de producción de microburbujas producidas en el generador no se determinó debido a las limitaciones del equipo.

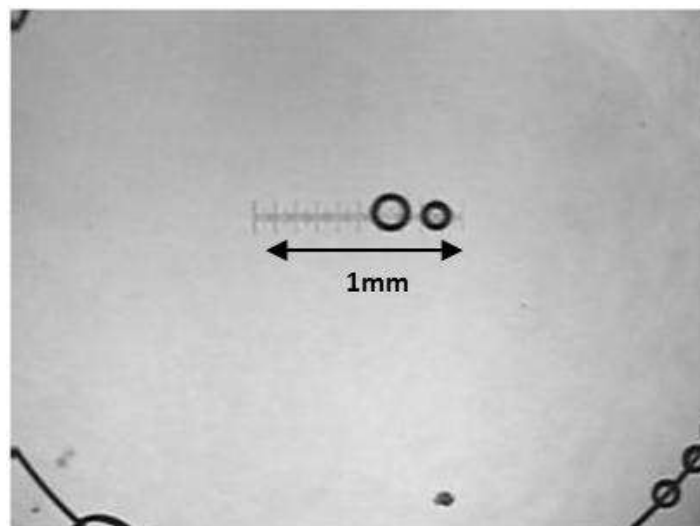


Figura 44. Objetivo micrométrico (1mm) con microburbujas generadas a 3 bares de presión manométrica.

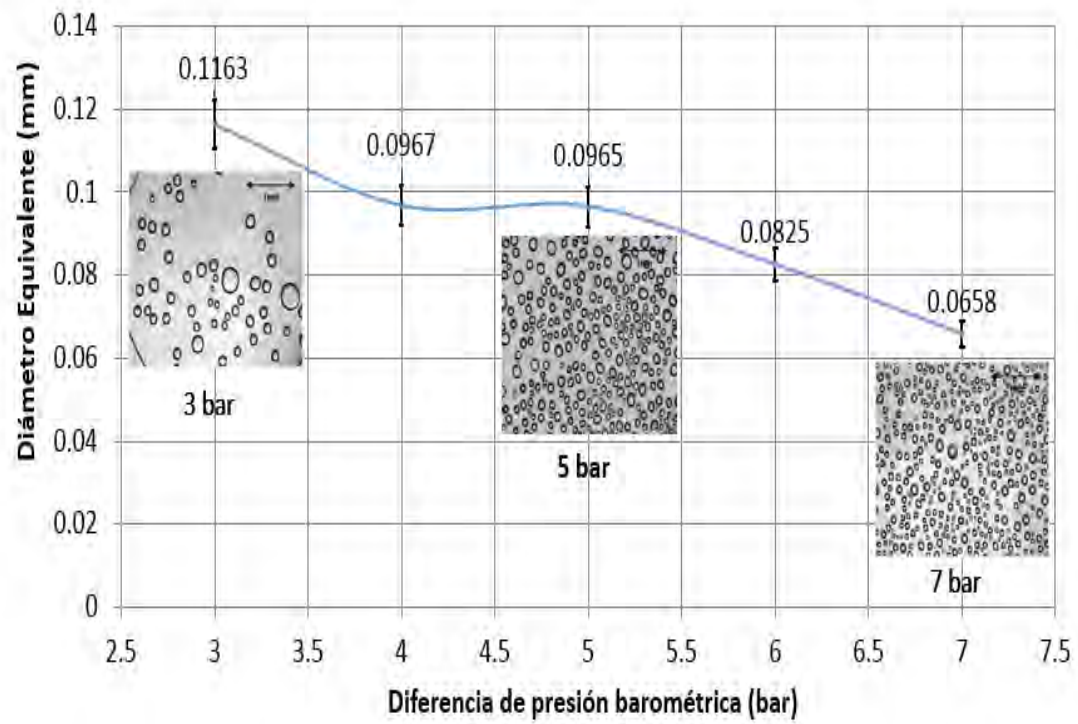


Gráfico 1. Gráfica del diámetro equivalente vs diferencia de presión.

4.2 Resultados del generador de microburbujas en continuo

Utilizando el oscilador y el aireador con un flujo de 30ml/min se generó un flujo oscilante el cual permitió generar la formación de burbujas como se observa en la Figura 45. En esta figura se muestra al aireador operando sin oscilador y con oscilador, con lo que se observó cómo gracias a las oscilaciones se logra la formación de burbujas.

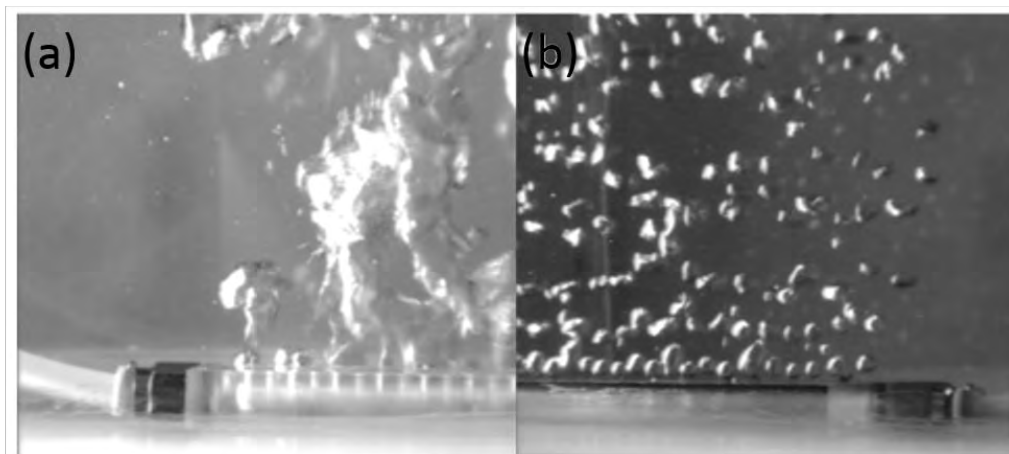


Figura 45. Comparación entre el aireador funcionando (a) sin el oscilador y (b) con el oscilador conectado

Para el caso de estudio fue modificada la frecuencia del oscilador, esto se logra al variar la longitud de manguera como se mencionó en el capítulo anterior y el sangrado del flujo de aire, generando así microburbujas como las que se muestran en las Figuras 46 y 47.

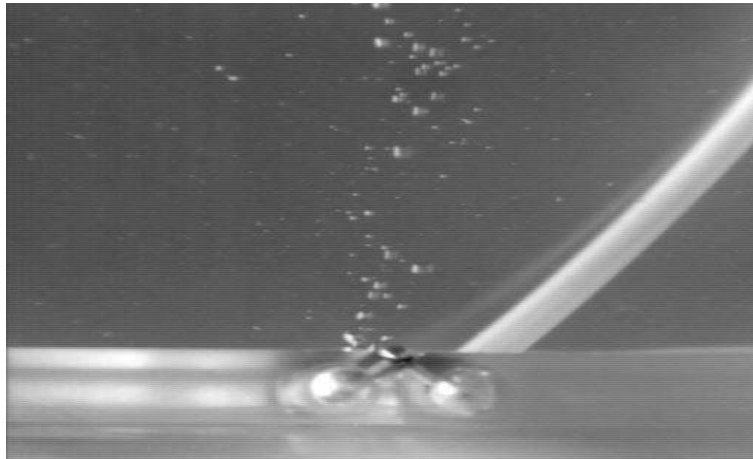


Figura 46. Aireador generando microburbujas vista lateral



Figura 47. Aireador generando microburbujas vista frontal.

Mediante el uso de una cámara rápida se filmó el proceso de generación de microburbujas a una velocidad de 250 FPS (cuadros por segundo). Posteriormente se procesaron las imágenes por medio de un software especializado, para así obtener el Gráfico 2. La Gráfica 2 ilustra la función de densidad de probabilidad (PDF) de diámetros equivalentes de las microburbujas obtenidas utilizando el aireador con un flujo de aire de 20 ml/min. Cabe destacar

que el diámetro equivalente medio de burbuja es menor que 500 micras, suficiente para que exista una mejora substancial en la transferencia de oxígeno.

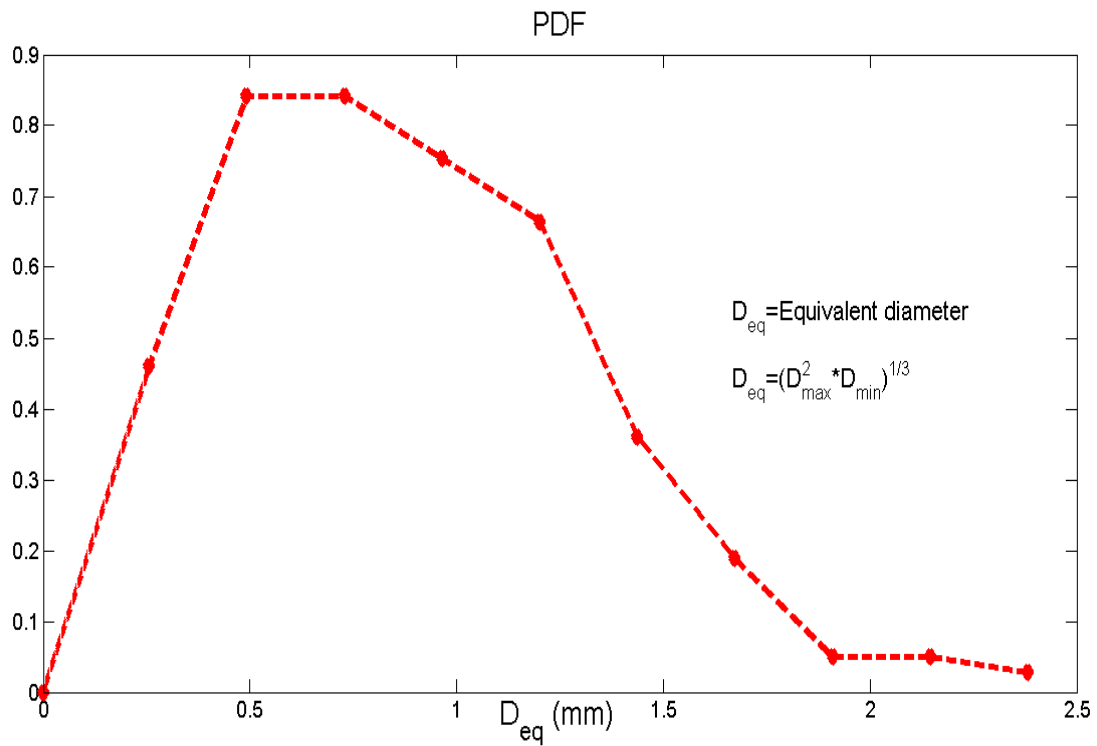


Gráfico 2. Función de densidad de probabilidad de diámetros equivalentes, con una media de 0.8828 y una desviación estándar de 0.4604.

Medios porosos

La sustitución del aireador por un material poroso como alternativa dio excelentes resultados, dando por resultado que la producción de microburbujas tuvo un gran incremento ya que se puede prescindir del sangrado en comparación con el empleo del aireador, como se observa en la Figura 48. Otra ventaja de este método es que facilita la medición de la concentración de oxígeno disuelto en el agua al generar un volumen mayor de microburbujas.

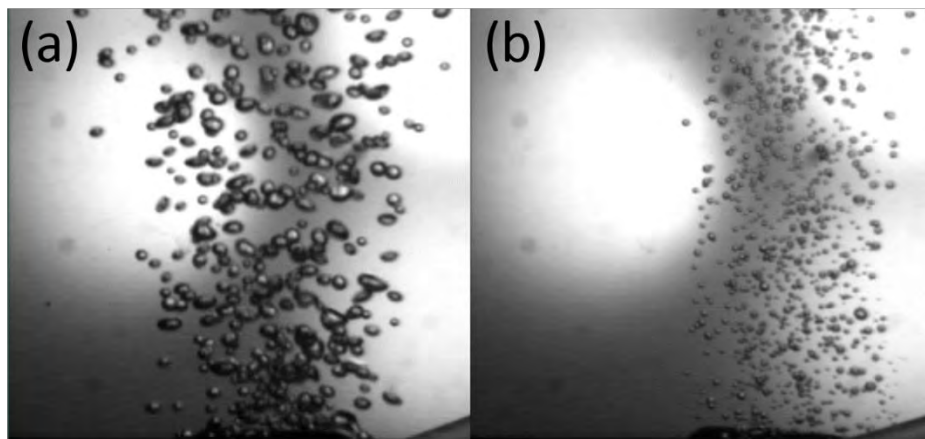


Figura 48. Comparativa de generación de microburbujas mediante un (a) aireador y (b) un material poroso

Igual que con el aireador se realizaron pruebas de operación sin el oscilador y con el oscilador, para comprobar que las microburbujas no son generadas por el tamaño de los poros contenidos dentro del material y que son producto de las oscilaciones producidas por el oscilador. Esto se muestra en la Figura 49.

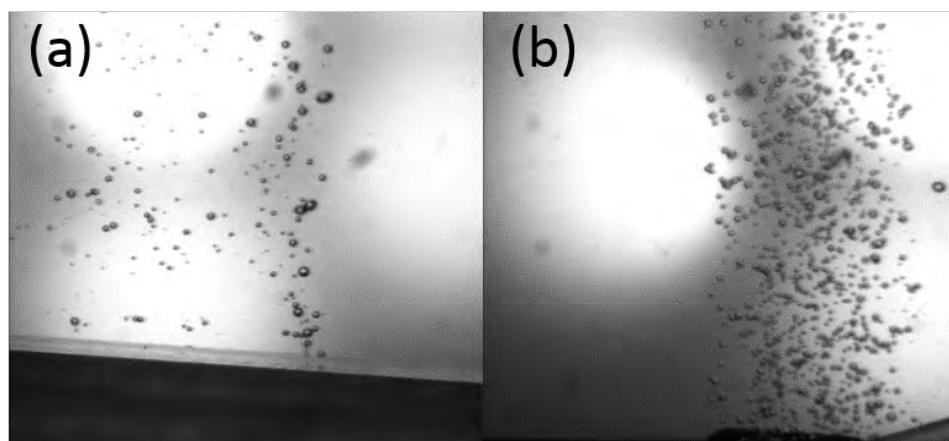


Figura 49. Comparativa de generación de microburbujas de un material poroso
(a) sin oscilador y (b) con oscilador

4.3 Resultados de la medición de oxígeno

Posteriormente a la serie de experimentos planteados en el capítulo anterior (Figuras 42 y 43), se compararon los datos obtenidos mediante una gráfica de concentración de oxígeno disuelto vs tiempo (Gráfico 3). En esta grafica se puede apreciar como la inclusión del oscilador fluídico para generar microburbujas en el sistema aumenta notablemente la curva de absorción de oxígeno disuelto comparado con un mismo flujo de burbujas estándar usando medios porosos.

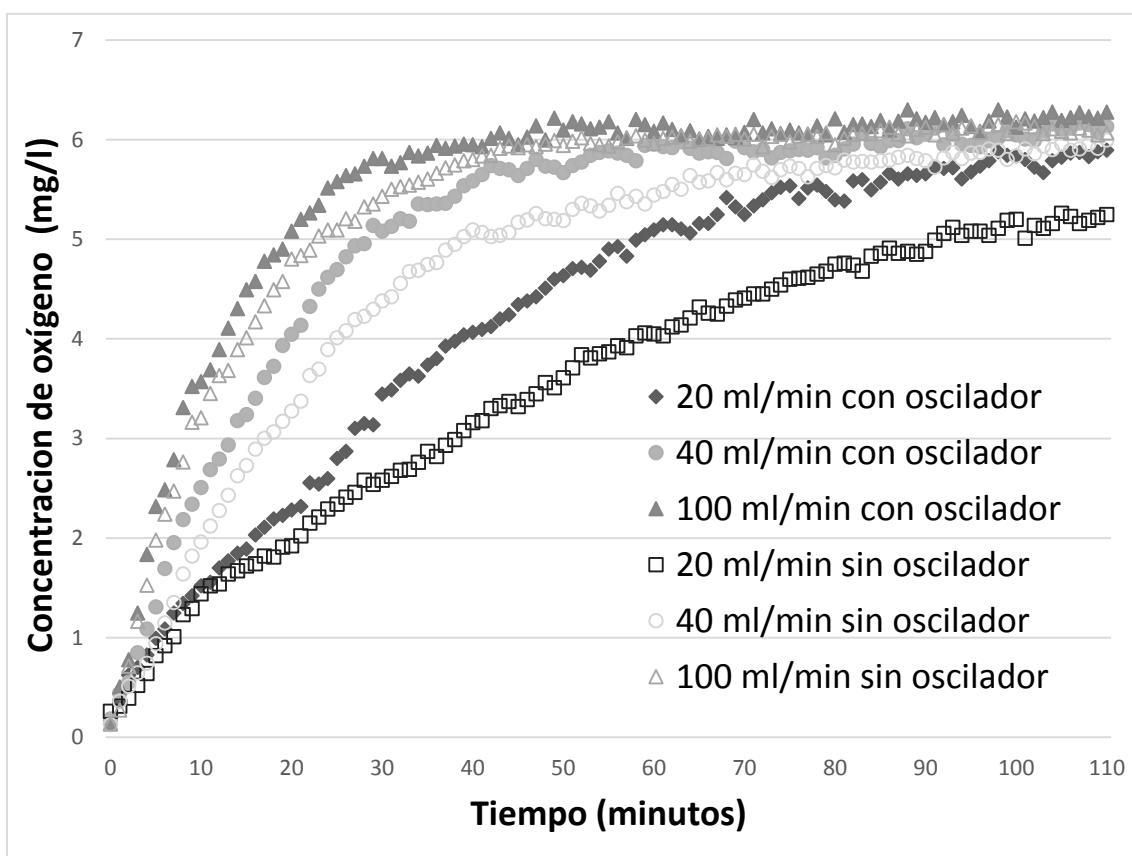


Gráfico 3. Concentración de oxígeno vs tiempo

Finalmente con los mismos datos también se determinó el coeficiente volumétrico de transferencia de oxígeno global (K_{La}) para los tres flujos medidos en ambos casos con oscilador y sin él. En el Gráfico 4 se puede observar que el factor K_{La} es mayor para los flujos donde se utilizaron microburbujas

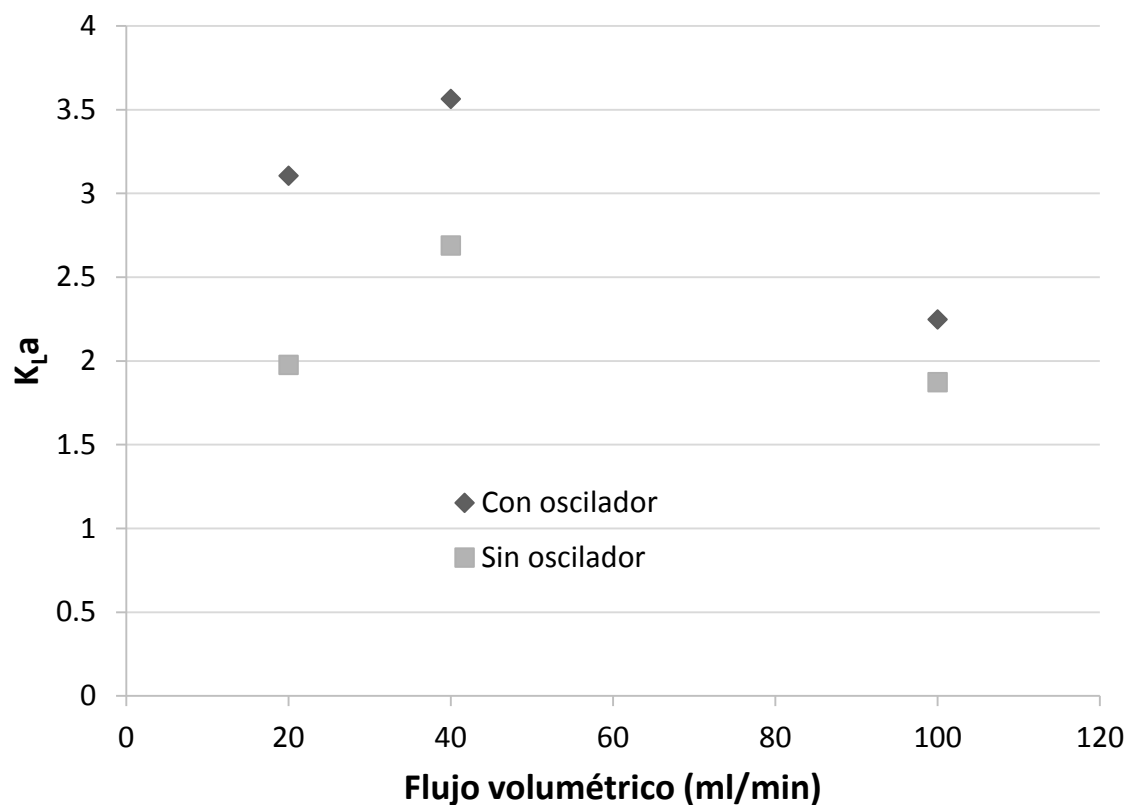


Gráfico 4. Coeficiente K_{La} vs flujo volumétrico

4.4 Conclusiones

- Se diseñaron y construyeron dos tipos de generadores de microburbujas; uno por lotes, basado en diferencias de presión y el otro en continuo basado en fluidos de potencia.
- Se ponen en funcionamiento los dos generadores obteniéndose burbujas de diámetro en el rango de 200 a 900 micras.
- Se obtuvieron PDF de diámetros equivalentes de las burbujas.
- En el método de salto de presión se determinó que la diferencia de presión a la cual inicia la formación de microburbujas es de 3 bares.
- Se encontró que a medida que aumenta la diferencia de presiones, las burbujas obtenidas son de menor diámetro.
- Se probó que el tamaño del cuerpo del generador no influye en el diámetro de las burbujas formadas, mientras se utilicen las mismas presiones. Esto es una ventaja, que permite escalar fácilmente este tipo de dispositivos, que por otro lado presentan la desventaja del proceso por lotes y un complicado control del proceso, con piezas móviles que pueden presentar desgaste.
- El oscilador fluídico produce burbujas de manera continua, lo que asegura el constante suministro de aire al sistema. Éste no contiene piezas mecánicas móviles por lo que no requiere el suministro de energía para su funcionamiento, ya que aprovecha la energía del fluido.

-
- La producción de microburbujas utilizando osciladores fluídicos representa una técnica bien establecida y con gran el potencial para aumentar la eficiencia en aplicaciones prácticas.
 - El mecanismo de formación es complejo, como lo demuestran los experimentos de cámara de alta velocidad.
 - La combinación de fluidos y difusores porosos es la mejor opción (por ahora) para la producción de microburbujas
 - Las microburbujas son mejores para transferir oxígeno al agua que las burbujas estándar desde un 20% hasta un 50%.

4.5 Trabajo a futuro

Se continuará colaborando con la Universidad de Sheffield para estudiar la generación de microburbujas mediante las vibraciones que rompen la interface aire-líquido y permiten su formación; así como apoyando una tesis de licenciatura la cual se enfocará a generar microburbujas usando distintos distribuidores microporosos comerciales.

PRODUCTOS GENERADOS DE ESTE TRABAJO

Presentaciones en formato de poster:

- **Franco F.G.**, Aguilar Corona A., Mendoza C.C., Vargas C. J., Figueroa E. B., 2013, Estudio teórico y experimental para generar microburbujas, XXII International Materials Research Congress, Cancún, Quintana Roo.
- **Franco G.F.**, Aguilar Corona A., Vargas J., Rubio C., Viramontes G., Figueroa E. B., 2013, Microbubbles in bioengineering, III Symposium Internacional de Bioingeniería, Morelia, Michoacán.
- **Franco G.F.**, Aguilar Corona A., Figueroa E. B., Alcalá B.R., 2013, Generation and characterization of microbubbles, XIX Congreso de La División de Dinámica de Fluidos, Jiutepec, Morelos.
- **Franco G.F.**, Aguilar Corona A., L.A. Ibarra-Bracamontes., 2014, Uso de Microburbujas en ingeniería, 15a Feria de Posgrados de Calidad.

Ponencias:

- **Franco F.**, Aguilar-Corona A., Figueroa B., Alan J. Ramírez, 2014, Implementación de dos métodos de producción de microburbujas: saltos de presión en batch y oscilador fluídico. XX Congreso de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, Juriquilla, Querétaro.

-
- **Fernando Franco Gutiérrez**, Bernardo Figueroa Espinoza, Alicia Aguilar Corona, Jesús Vargas Correa, Gildardo Solorio Díaz, 2014, Experimental microbubble generation by sudden pressure drop and *fluidics*, 67th Annual Meeting of the APS Division of Fluid Dynamics, San Francisco, California.

Estancias:

- Fernando Franco Gutiérrez, Septiembre 2013- Febrero 2014, Laboratorio de Ingeniera y Procesos Costeros, Instituto de Ingeniera de la UNAM Campus Sisal, Yucatán. (Beca mixta CONACYT, beca de movilidad de UMSNH).
- Dra. Alicia Aguilar Corona, Noviembre 2013, Laboratorio de Ingeniera y Procesos Costeros, Instituto de Ingeniera de la UNAM Campus Sisal, Yucatán.
- Dr. Bernardo Figueroa Espinoza, Abril 2014, FIM-UMSNH, Morelia, Michoacán.
- Dr. Bernardo Figueroa Espinoza, Octubre 2014, FIM-UMSNH, Morelia, Michoacán.

APÉNDICE

A1 Manual de instrucciones medidor de oxígeno disuelto HI 9146

Manual de Instrucciones

HI 9146

**Medidor
de Oxígeno Disuelto
Portátil e Impermeable
con Microprocesador**



HANNA
instruments
www.hannainst.com

Estimado cliente,
 Gracias por elegir un producto Hanna.
 Sirvase leer este manual de instrucciones detenidamente antes de usar el instrumento. Este manual le facilitará toda la información necesaria para el uso correcto del medidor, así como una idea precisa de su versatilidad en una amplia gama de aplicaciones. Este instrumento cumple con las directrices de la **CE**.

INDICE

Inspección Preliminar	3
Descripción General	3
Descripción Funcional - Sonda	4
Descripción Funcional - Medidor	5
Especificaciones	6
Preparación de la Sonda	7
Calibración	8
Medición	10
Compensación de la Altitud	12
Compensación de la Salinidad	13
Mantenimiento de la Sonda y Membrana ..	14
Sustitución de la Pila	16
Accesorios	17
Garantía	18
Declaración de Conformidad CE	19

2

INSPECCION PRELIMINAR

Desembale el instrumento y realice una inspección visual minuciosa para asegurarse que no se hayan producido daños durante el transporte. Si encuentra algún desperfecto notifíquelo a su distribuidor.

El medidor es suministrado con:

- **HI 76407/AF** sonda O.D. con 4 m de cable y tapa de protección para el modelo HI9146-04.
- **HI 76407/10F** sonda O.D. con 10 m de cable y tapa de protección para el modelo HI9146-10
- 2 membranas de Teflon (HI 76407A) completo con 2 juntas tóricas
- Tapa protectora
- Solución electrolito 30 ml (HI 7041S)
- 1.5V AA pilas (4 u.)
- Manual de instrucciones
- Robusto maletín de transporte

Nota: Guarde todo el material de embalaje hasta estar seguro de que el instrumento funciona correctamente. Todo elemento defectuoso ha de ser devuelto en el embalaje original junto con los accesorios suministrados.

DESCRIPCION GENERAL

El modelo **HI 9146** de Hanna es un Medidor de Oxígeno Disuelto impermeable con microprocesador, ATC, y auto-calibración. Ha sido desarrollado para mediciones de oxígeno disuelto en aplicaciones en aguas claras y aguas residuales así como en otras aplicaciones tales como la piscicultura y vinos.

El oxígeno disuelto se indica en partes por millón (ppm=mg/L) o en % de saturación. El intervalo de temperatura se indica en celsius de 0 a 50°C con una resolución de 0,1°C.

Tanto la mediciones en ppm como % son compensados de los cambios en la solubilidad del oxígeno en el agua y de la permeabilidad de la membrana así como del efecto de la temperatura.

3

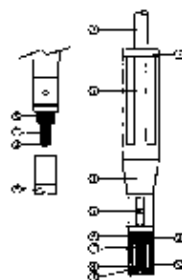
La compensación de la salinidad del agua permite la determinación de mg/l de oxígeno disuelto en aguas saladas y la compensación de altitud reajusta la variación por altitud.

Cuatro pilas alcalinas de 1,5V AA lo alimentan y hacen que el instrumento sea totalmente portátil. El HI 9146 también está diseñado para ser usado con un cargador de pilas o una fuente de alimentación de 12Vcc. La carcasa lleva incorporado un conector hembra para entrada de 12Vcc.

Un microprocesador garantiza una rápida y exacta calibración y medición. La carcasa es robusta y resistente a la humedad para su máxima protección tanto en el campo como en el laboratorio. La sonda de oxígeno disuelto tiene una membrana que cubre los elementos del sensor polarográfico y un termistor integrado para medición y compensación de temperatura. La delgada membrana permeable aísla los elementos del sensor de la solución a analizar, pero permite que el oxígeno entre. Cuando se aplica un voltaje a través del sensor, el oxígeno que pasa a través de la membrana causa un flujo de corriente, lo que permite la determinación de la concentración de oxígeno.

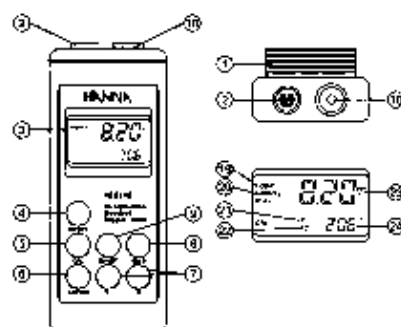
DESCRIPCION FUNCIONAL - SONDA

1. Sonda O.D.
2. Tapa protectora de embarque
3. Cable con recubrimiento impermeable
4. Cuerpo Sonda de Polipropileno
5. Sensor Temperature
6. Junta tórica de goma
7. Anodo Cloruro de Plata (elemento sensor)
8. Cátodo de Platino (elemento sensor)
9. Diafragma de Teflón Permeable al Oxígeno
10. Tapa protectora de membrana



4

DESCRIPCION FUNCIONAL - MEDIDOR



- 1) Compartimiento de las pilas
- 2) Conector de la sonda
- 3) Display de Cristal Líquido LCD
- 4) Botón ON/OFF
- 5) Botón CAL (para entrar o salir de modo calibración)
- 6) Botón FACTOR (para seleccionar altitud F1 y salinidad F2)
- 7) Teclas de flechas ARRIBA y ABAJO (para seleccionar niveles F1 y F2)
- 8) Tecla HOLD (para congelar el valor mostrado)
- 9) Botón RANGE (para seleccionar ppm o % de saturación)
- 10) Conector de alimentación para adaptador 12Vcc
- 19) Indicador LOW BAT (pila baja)
- 20) Indicador SAMPLE (para indicar modo medición)
- 21) Indicador F1 (factor altitud)
- 22) Indicador F2 (factor salinidad)
- 23) Indicador modo de medición en % o ppm
- 24) Muestra Temperatura y factor

5

ESPECIFICACIONES

Intervalo	0.00 a 45.00 mg/L O ₂ 0.0 a 300 %O ₂ 0.0 a 50.0 °C
Resolución	0.01 mg/L O ₂ 0.1 %O ₂ 0.1 °C
Exactitud	±1.5% de Escala completa (mg/L O ₂) (@25°C/77°F) ±1.5% de Escala completa (%O ₂) ±0.5 °C
Desviación	±0.3 mg/L O ₂ / ±2.5 %O ₂
EMC Típica	±0.5 °C
Calibración	Automática en aire saturado
Compensación de Temperatura	Automática de 0 a 50°C (32 a 122°F)
Compensación por Altitud	0 a 4 km resolución 0,1 km
Compensación por Salinidad	0 a 80 g/L resolución 1 g/L
Condiciones de Funcionamiento	0 a 50°C (32 a 122°F) Humedad 100%
Alimentación	- 4x1.5V AA pilas: 200 horas de uso continuo; auto-desconexión tras 4 horas. - alimentación para 12 Vcc
Dimensiones	198 x 80 x 60mm
Peso	medidor: 425 g kit: 1.4 kg

6

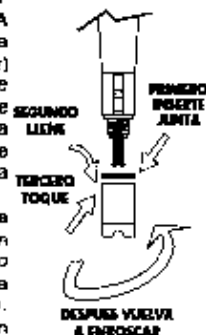
PREPARACION DE LA Sonda

Todas las sondas suministradas por Hanna están secas. Para hidratar y preparar la sonda para su uso, conéctela al medidor y proceda del siguiente modo:

- 1 Retire la tapa roja y negra de plástico que es para fines de transporte y puede ser desechada.
- 2 Moje el sensor sumergiendo los 2½ cm inferiores de la sonda solución en electrolito (HI70413) durante 5 minutos.



- 3 Coja una membrana (HI70407A suministrada con el medidor) y asegúrese de que la junta de goma se asienta correctamente en la tapa de la membrana.



- 4 Enjuague la membrana con electrolito mientras la agita suavemente. Rellénala con electrolito nuevo.
- 5 Dé unos suaves golpes a los lados de la membrana con el dedo para garantizar que no queden burbujas de aire atrapadas. Para evitar dañar la membrana, no intente tocar el diafragma situado en la parte inferior.
- 6 Con el sensor mirando hacia abajo, enrosque la membrana en la dirección de las agujas del reloj. Se derramará un poco de electrolito.

Cuando no lo esté usando y durante la polarización, coloque la tapa protectora de la membrana suministrada en el kit con el medidor.



7

CALIBRACION

POLARIZACION DE LA Sonda

La sonda está bajo polarización con un voltaje fijo de aproximadamente 800 mV.

La polarización de la sonda es esencial para lograr mediciones estables con el mismo grado de exactitud una y otra vez.

Con la sonda debidamente polarizada, el oxígeno se "consume" constantemente cuando pasa a través del diafragma sensible y se disuelve en la solución electrolito que contiene la sonda.

Si esta operación es interrumpida, la solución electrolito continúa enriqueciéndose con oxígeno hasta alcanzar un equilibrio con la solución que le rodea.

Siempre que se toman mediciones con una sonda no-polarizada, el nivel de oxígeno indicado es igual al de la solución analizada como la que está presente en la solución electrolito. Esta lectura es obviamente incorrecta.

La calibración es muy simple y se recomienda cada vez que se enciende el medidor.

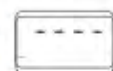
- Asegúrese de que la sonda está lista para medición (ver pág. 5), es decir la membrana esté llena de electrolito y la sonda esté conectada al medidor.
- Encienda el medidor.
- Aparece "COND" en el display para informarle de que la sonda está en modo auto-acondicionamiento (polarización automática).
- Una vez que desaparezca "COND" la sonda está polarizada y el instrumento puede ser calibrado.



- Para una calibración exacta, se recomienda esperar un tiempo adicional de 5 ó 10 minutos para garantizar el óptimo acondicionamiento de la sonda.
- Retire la tapa protectora de la membrana.



- Pulse CAL. Aparece "----" en el display más grande junto con "CAL" para indicar que el instrumento está en modo calibración.
- El instrumento se estandarizará automáticamente al valor real de saturación. Tras aprox. 1 minuto mostrará "100%" en el display y un pequeño "SAMPLE" para indicar que la calibración se ha completado.
- Pulse FACTOR y asegúrese de que F1 y F2 están fijados a los valores de altitud y salinidad apropiados (págs. 10-11).



Notas: • El instrumento debe ser calibrado cada vez que se cambie la sonda, la membrana o el electrolito.

- Para interrumpir la calibración durante la calibración, pulse CAL.



- El display puede ser cambiado de lecturas en % de saturación a mg/L sin recalibración, con solo pulsar RANGE.



MEDICION

Asegúrese que el medidor ha sido calibrado y de que la tapa protectora ha sido retirada. Sumerja la punta de la sonda en la muestra a analizar y asegúrese de que el sensor de temperatura también esté sumergido.



Para mostrar en el display valores en % de saturación, pulse RANGE.



Para realizar mediciones exactas de oxígeno disuelto se requiere un movimiento mínimo del agua de 30 cm/sec. Esto es para asegurar que la superficie de la membrana empobrecida de oxígeno se rellene constantemente. Una muestra en movimiento facilitará la adecuada circulación.

Durante las mediciones en campo, se puede lograr esta condición agitando manualmente la sonda. No se pueden lograr lecturas exactas mientras el líquido está quieto.

Durante las mediciones en laboratorio, se recomienda el uso de un agitador magnético para garantizar una cierta velocidad constante del fluido. De esta forma, se minimiza cualquier error debido a la presencia de burbujas de aire en la superficie de la membrana.

Para una medición exacta, se debe dejar el tiempo necesario para que tenga lugar el equilibrio térmico entre la sonda y la muestra a medir (unos pocos minutos si la diferencia de temperatura es solo de varios grados).

LECTURAS mg/L

Las lecturas en mg/L posibilitan la lectura de la concentración del oxígeno disuelto directamente en ppm.

Si la muestra contiene una salinidad significativa o si se toman las mediciones a una altitud por encima del nivel del mar, los valores de lectura deben ser corregidos (teniendo en cuenta el menor grado de solubilidad del oxígeno en tales condiciones - ver págs. 12 y 13).

Configure la altitud y/o salinidad antes de realizar la calibración y tomar mediciones en mg/l. El medidor compensará estos factores automáticamente.

LECTURAS SATURACION % O₂

La lectura % O₂ nos da el índice de saturación de oxígeno con respecto al 100,0% al nivel del mar.

LECTURAS DE TEMPERATURA

La parte inferior del display mostrará la temperatura medida en grados Celsius.



Deje que la sonda alcance el equilibrio térmico con la muestra antes de realizar mediciones. Cuanto mayor sea la diferencia entre la temperatura ambiente y la temperatura de la muestra, más tiempo necesitará la sonda para aclimatarse a la muestra.

COMPENSACION DE LA ALTITUD

Pulse **FACTOR** y aparecerá "F1" en el display. Use las teclas **ARRIBA** y **ABAJO** para configurar la altitud entre 0 y 4 km, a intervalos de 0,1 km.



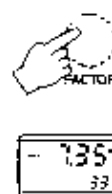
La tabla nos ofrece una idea del error que puede ser introducido a diferentes altitudes y la cantidad a restar para corregir la lectura.

Altitud sobre el Nivel del Mar (en metros)												
	0	300	600	900	1200	1500	1800	2100	2400	2700	3000	3300
1	0.0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1
2	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2
3	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3
4	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4
5	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5
6	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6
7	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7
8	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8
9	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9
10	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0
11	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1
12	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2
13	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3
14	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4
15	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5
16	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6
17	1.6	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7
18	1.7	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
19	1.8	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9
20	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0
21	2.0	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1
22	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2
23	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3
24	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4
25	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5
26	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6
27	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7
28	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8
29	2.8	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9
30	2.9	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0
31	3.0	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1
32	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2
33	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3
34	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4
35	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5
36	3.5	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6
37	3.6	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7
38	3.7	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8
39	3.8	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9
40	3.9	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0
41	4.0	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1
42	4.1	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2
43	4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3
44	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4
45	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5
46	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5	5.6
47	4.6	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5	5.6	5.7
48	4.7	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5	5.6	5.7	5.8
49	4.8	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5	5.6	5.7	5.8	5.9
50	4.9	5.0	5.1	5.2	5.3	5.4	5.5	5.6	5.7	5.8	5.9	6.0

12

COMPENSACION DE LA SALINIDAD

Pulse **FACTOR** dos veces y el display mostrará "F2". Pulse **ARRIBA** y **ABAJO** para fijar la salinidad entre 0 y 80 g/L. Pulse **FACTOR** de nuevo para mostrar la temperatura.



°C	Salinidad (g/L) al Nivel del Mar					°F
	0 g/L	10 g/L	20 g/L	30 g/L	40 g/L	
10	11.3	10.0	8.8	7.3	5.0	50.0
12	10.8	9.6	8.3	6.9	4.5	53.6
14	10.3	9.1	7.8	6.5	4.0	57.2
16	9.8	8.6	7.3	6.0	3.5	60.8
18	9.3	8.1	6.8	5.5	3.0	64.4
20	8.8	7.6	6.3	5.0	2.5	68.0
22	8.3	7.1	5.8	4.5	2.0	71.6
24	7.8	6.6	5.3	4.0	1.5	75.2
26	7.3	6.1	4.8	3.5	1.0	78.8
28	6.8	5.6	4.3	3.0	0.5	82.4

13

MANTENIMIENTO DE SONDA Y MEMBRANA

El cuerpo de la sonda de oxígeno está hecho de polipropileno reforzado para su máxima durabilidad.

Un sensor termistor mide la temperatura de la muestra. Se recomienda proteger siempre la sonda con su tapa protectora cuando la sonda no esté en uso.

Para sustituir la membrana o rellenarla con electrolito, proceda del siguiente modo:

- Retire la tapa protectora girando suavemente y extrayendo el cuerpo de la sonda (ver fig. 1).
- Desenrosque la membrana girándola en dirección contraria a las agujas del reloj (ver fig. 2)
- Moje el sensor sumergiendo los 2½ cm inferiores de la sonda en solución electrolito durante 5 minutos (HI 7041S).
- Enjuague una nueva membrana (HI 76407A) con electrolito mientras la agita suavemente. Rellénela con electrolito nuevo.
- Dé unos suaves golpes con la punta del dedo en los lados de la membrana para garantizar que no queden burbujas de aire atrapadas. No toque directamente el diafragma dado que ello podría causar daños irreparables a la membrana.



fig. 1

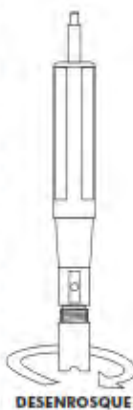


fig. 2

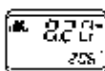
- Asegúrese de que la junta de goma esté perfectamente asentada en la tapa de la membrana.
- Con el sensor mirando hacia abajo, enrosque la membrana en la dirección de las agujas del reloj. Se derramará un poco de electrolito.

El sensor cátodo de platino (#8 en la Descripción Funcional de la pág. 2) deberá estar siempre brillante e intacto. Si está empañado o sucio, lo cual podría ser debido al contacto con ciertos gases o su uso prolongado con una membrana floja o dañada, se deberá limpiar el cátodo utilizando cartón o paño limpio sin pelusa. Frote el cátodo de lado a lado suavemente 4-5 veces. Bastará para abrillantarlo y eliminar cualquier mancha sin dañar la punta de platino. A continuación, enjuague la sonda con agua desionizada o destilada. Instale una nueva membrana y llénela con electrolito nuevo y siga los pasos arriba indicados. Re-calibre el instrumento.

Importante: Con el fin de obtener mediciones exactas y estables, es importante que la superficie de la membrana esté en perfectas condiciones. Esta membrana permeable aísla los elementos del sensor de la solución a analizar pero permite que entre el oxígeno. Si se deposita cualquier suciedad en la membrana, enjuáguela cuidadosamente con agua destilada o desionizada. Si observa imperfecciones o daños evidentes en el diafragma (como arrugas o rasgaduras o agujeros), la membrana deberá ser reemplazada. Asegúrese de que la junta de goma se asiente bien en la tapa de la membrana.

SUSTITUCIÓN DE LAS PILAS

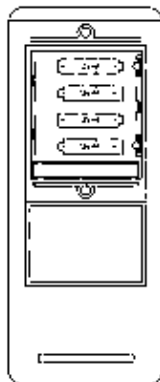
Cuando las pilas están gastadas aparece "LOBAT" en el display.



Esto es para informar al usuario de que el display se desconectará tras aprox. 4 horas de uso para evitar mediciones erróneas debido a voltaje bajo.

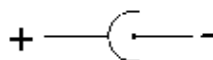
La sustitución de la pila solo deberá realizarse en un lugar no peligroso usando pilas alcalinas.

Para sustituir las pilas gastadas, basta con destornillar los dos tornillos de la tapa posterior del instrumento (#1 en la Descripción Funcional de la pág. 3) y cambiar las 4 pilas 1,5V AA por unas nuevas, prestando atención a su polaridad.



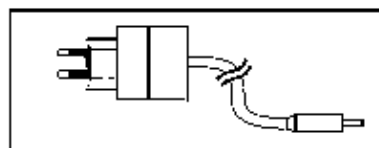
También se puede usar una fuente de alimentación a 12Vcc para alimentar la unidad (ver accesorios). Basta con destornillar la tapa de plastica situada en la parte superior del instrumento (#10 pág. 3) y conectar la fuente de alimentación en el conector.

Nota: El instrumento usa la siguiente configuración.



16

Use solo los adaptadores de voltaje de Hanna (por ejemplo HI 710005 ó HI 710006 - ver "Accesorios") los cuales tienen configuración de polaridad correcta.



Sin embargo, el HI 9146 también puede funcionar con otros adaptadores. En este caso, compruebe la polaridad correcta de su adaptador antes de conectarlo al medidor.

ACCESORIOS

HI 740027	Pila de 1,5V AA (4 u.)
HI 70415	Solución electrolito de rellenado, 30 mL
HI 70407/AF	Sonda de repuesto con 4 m de cable y tapa de protección para HI9146-04
HI 70407/10F	Sonda de repuesto con 10 m de cable y tapa de protección para HI9146-10
HI 70407A/P	5 membranas de repuesto
HI 710005	115 Vca a 12Vcc, conector US
HI 710006	230 Vca a 12Vcc, conector Europeo

17

GARANTIA

Todos los medidores de Hanna Instruments están garantizados durante dos años contra defectos de fabricación y materiales, siempre que sean usados para el fin previsto y se proceda a su conservación siguiendo las instrucciones.

Las sondas están garantizadas durante un período de tres meses.

Esta garantía está limitada a la reparación o cambio sin cargo.

La garantía no cubre los daños debidos a accidente, mal uso, manipulación indebida o incumplimiento del mantenimiento preciso.

Si requiere asistencia técnica, contacte con el distribuidor al que adquirió el instrumento.

Si está en garantía indiquenos el número de modelo, la fecha de compra, número de serie y tipo de falla. Si la reparación no está cubierta por la garantía se le comunicará el importe de los gastos correspondientes.

Si el instrumento ha de ser devuelto a Hanna Instruments, primero se ha de obtener el Número de Autorización de Mercancías Devueltas de nuestro Departamento de Servicio al Cliente y después enviarlo a portes pagados.

Al enviar cualquier instrumento cerciórese de que está correctamente embalado para garantizar una protección completa.

Todos los derechos están reservados. La reproducción en todo o en parte está prohibida sin el consentimiento escrito del propietario del copyright.

Hanna Instruments se reserva el derecho de modificar el diseño, construcción y aspecto de sus productos sin previo aviso.

18

DECLARACION DE CONFORMIDAD CE

HANNA
INSTRUMENTS

CE
DECLARATION OF CONFORMITY

We, Hanna Instruments (Hanna Srl)
viale della Industria, 12/B
38044 Fiemme d'Alto (Trento) - IT
Italy

do hereby certify that the Device(s) is/are:

18 5145

has/have been used to be in compliance with EMC Directive 89/330/EEC and LVD
Voltage Directive 73/23/EEC according to the following applicable standards:

EN 50574 Electromagnetic Compatibility & General Safety Standard
EN 61010-1 Safety requirements for electrical equipment
EN 61010-2-01 Safety requirements for electrical equipment for measurement control and laboratory use

Under the name: **18 5145**

Affected Technical Director:
Enrico Lodi
Hanna Instruments S.p.A.

Recomendaciones a los usuarios

Antes de utilizar estos productos, asegúrese de que son totalmente apropiados para el entorno en el que van a ser utilizados.

El funcionamiento de estos instrumentos en zonas restringidas podría causar interferencias electromagnéticas a equipos de radio y TV, por lo que el operador tendrá que tomar todas las medidas necesarias para corregir estas interferencias.

Toda modificación realizada en el equipo por el usuario puede degradar las características de EMC del mismo.

Para evitar descargas eléctricas, no use estos instrumentos cuando el equipo se la superficie o cable eléctricos vivos o vivos.

Para evitar daños o quemaduras, no utilice estos medidores en áreas restringidas.

19

BIBLIOGRAFÍA

Akita, K., Yoshida, F., 1973, Gas holdup and volumetric mass transfer coefficient in bubble columns. In: Ind. Eng. Chem, Proc. Des. Dev. No 12-1, pp. 76-80.

Figuerola, B., Legendre, D., 2010, Numerical study of the mass/heat transfer from deformed bubbles rising in stationary liquid. In: 7th International Conference on Multiphase Flow, Tampa, FL.

Gutiérrez Torres, C. del C., Hassan, Y.A., Jiménez Bernal, J.A., Barbosa Saldaña, J.G., 2008, Drag reduction by microbubble injection in a channel flow, revista Mexicana de física, No 54, pp 8–14.

Hensirisak, P., Parasukulsatid, P., Agblevor, F. A., Cundiff, J. S., & Velander, W. H., 2002, Scale-up of microbubble dispersion generator for aerobic fermentation. Applied Biochemistry and Biotechnology, No 101, pp.211–227.

Hirabayashi, A., Takeuchi, J., Terasaka, K., Kobayashi, D., 2009, Waste treatment using aerobic active sludge in microbubble air lift aeration column. In: Proceedings of the Annual Meeting of The Japanese Society of Multiphase Flow, pp.228–229.

Hirai, S., Komura, M., Saechout, V., Sugaya, S., Aoki, S., Takahashi, T., 2009, Development of High Density Micro-bubble Generator for Environmental Technology. In: Electronics and Electrical Engineering, No.4, pp. 92.

Hoage, J. B., & Messer, L. A., 2005, Apparatus for aeration without significant agitation to deplete and biodegrade sludge. US Patent, 6884353 (2005.04.26)

Lee S.Y., 1968, Pure Fluid Amplifying and Logic Elements. In: AGARDograph 118: Fluid Control - Components and Systems, pp.163-188.

Lewis, W.K. and Whitman, W.G., 1924. "Principles of gas absorption," Industrial and Engineering Chemistry, Vol.16, pp. 1215–1220.

Lochiel, A.C., Calder bank, P.H., 1964, Mass transfer in the continuous phase around axisymmetric bodies of revolution, in: Chem. Eng. Sci., No.19, pp. 471-484.

Martínez-Gómez, V., Pérez-Garibay, R., Rubio-Rojas, J, 2012, Flotación de partículas finas utilizando microburbujas, XXI Congreso Internacional de Metalurgia Extractiva, México, D.F.

Motarjemi, M., Jameson, M., 1978, Mass transfer from very small bubbles the optimum bubble size for aeration. In: Chem. Eng. Science, No .33, pp.1415-1423.

Newman, J., Occiano, V., Appleton, R., Melcer, H., Sen, S., Parker, D., Langworthy, A. and P. Wong, 2005, Confirming BAF Performance for Treatment of CEPT Effluent on a Space Constrained Site, Proc. of 78th WEFTEC Conference, Washington, DC.

Onari, H., 2005, Microbubbles and its application to the fisheries technology. In T. Ishii, T. Tamura, T. Tsukada, & K. Tsujii (Eds.), Concepts in Basic Bubble and Foam Engineering, pp. 475–484.

Philichi, T. and Stenstrom, M.K, 1989, The Effect of Dissolved Oxygen Probe Lag Upon Oxygen Transfer Parameter Estimation, Journal of the Water Pollution Control Federation, Vol. 61, pp 83-86.

Pimentel-Dominguez, R., Hernández-Cordero, J., Zenit, R., 2012, Microbubble generation using fiber optic tips coated with nanoparticles. In: Optics Express, No. 20-8, pp. 8732-8740.

Redmon, D.T., Boyle, W.C., Ewing, L., 1983, Oxygen transfer efficiency measurements in mixed liquor using off-gas techniques. Journal of the Water Pollution Control Federation, Vol. 55, pp. 1338–1347

Roldán F.J, 2005, Interacción entre microburbujas y ultrasonido. Aplicaciones presentes y futuras de los ecorrealzadores. En Archivos de Cardiología de México, No.4

Stenstrom, M.K. and Gilbert, R.G., 1981, "Effects of Alpha, Beta and Theta Factors in Design, Specification and Operations of Aeration Systems," Water Research, Vol. 15, pp 643-654.

Stenstrom, M.K., Leu S. Y., Jiang. P., 2006, Theory to Practice: Oxygen Transfer and the New ASCE Standard. In: WEFTEC.06, pp. 4838-4852

Sugiyama, K., Calzavarini, E., Lohse. D., 2008, Microbubbly drag reduction in Taylor-Couette flow in the wavy vortex regime. In: J. Fluid Mech., pp. 21-41.

Terasaka, K., Shinpo, Y., 2007, Recovery of fine carbon particles from water using microbubble flotation. In: Proceedings of the International Conference on Multiphase Flow 2007, pp.6-18.

Terasaka, K., Hirabayashi, A., Nishino, T., Fujioka, S., Kobayashi, D., 2011, Development of microbubble aerator for waste water treatment using aerobic activated sludge. In: Chemical Engineering Science 66, pp. 3172-3179.

Tesař, V., Zimmerman, W.B., 2006. "Aerator with fluidic oscillator," UK0621561.

Tesař, V., 2012, Microbubble generation by *fluidics*. Part II: bubble formation mechanism. In: Colloquium fluid dynamics 2012 Institute of thermomechanics AS CR.

Watanabe, C., Toda, Y., Saito, J., Terasaka, K., Kobayashi, D., 2010, Generation of microwater droplets in oil using condensation of steam bubbles. In: Proceedings of the International Conference on Multiphase Flow.

Weaire, D., & Hutzler, S., 1999, The Physics of Foams, pp. 21. Oxford: Clarendon Press

Xu, Q., Nakajima, M., Ichikawa, S., Nakamura, N., Shiina, T., 2008, A comparative study of microbubble generation by mechanical agitation and sonication. In: Innovative Food Science and Emerging Technologies 9, pp. 489–494.

Zimmerman, W.B., Tesař, V., Butler, S., Bandulasena, H.C.H., 2008, Microbubble Generation. In: Recent patents on Engineering, No.2-1, pp.1-8.

Zimmerman, W.B., Hewakandamby, B.N., Tesař, V., Bandulasena, H.C.H., Omotowa, O. A., 2009, On the design and simulation of an airlift loop bioreactor with microbubble generation by fluidic oscillation. In: Food and Bioproducts Processing, pp.215-227.

Zimmerman, W.B., Tesař, V., Bandulasena, H.C.H., 2010, Efficiency of an aerator driven by fluidic oscillation. Part I: Laboratory bench scale studies.