

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA**



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN ESTIMULADOR PARA GENERAR LA
SUCCION EN RECIEN NACIDOS PREMATUROS**

Tesis para la optar el título de ingeniero electrónico

Presentado por:
Alberto Stavros Yika Tuesta

Asesora:
MSc. Rocío Callupe

**Lima - PERÚ
2009**

RESUMEN

El presente trabajo plantea una solución para el desarrollo del reflejo de succión en recién nacidos prematuros. Dicha solución está basada en un equipo que usa un sistema de control de presión negativa aplicada directamente en un chupón común mediante un acople.

A su vez, este proceso se realiza usando un generador de ondas que controla la frecuencia de succión así como el tipo de estimulación otorgada.

Los sistemas de estimulación de succión en recién nacidos prematuros se presentan como la solución, ante la escasez de estimuladores del lenguaje, y la presencia latente del problema. Actualmente, existen muchos trabajos de investigación [2] que han colaborado con el proceso desarrollo del lenguaje, lo cual no solo mediría los patrones motores de la succión no nutritiva, sino también producir un estimulador natural e inocuo con una apropiada frecuencia de respuesta.

El sistema de estimulación de succión propone una estimulación basada en el control de un motor neumático y el sensado constante de diversos parámetros, los cuales proveen un eficaz y natural ejercicio, para los recién nacidos además reducción de costos al tratarse de un tratamiento de corta duración.

Por lo tanto, este trabajo de tesis tiene como objetivo diseñar un sistema estimulador basado en la generación de vacío e inflado mediante una válvula neumática, y el sensado constante de diversos parámetros con la finalidad de estimular al recién nacido prematuro para ayudar en el desarrollo de la succión no nutritiva, la cual afecta directamente su lenguaje.

Como conclusión principal se debe mencionar que es posible obtener los patrones

motores de la succión no-nutritiva para luego usar estos en la construcción de la señal generadora de estimulación en el sistema desarrollado en condiciones de laboratorio. Y es importante el aporte de este trabajo multidisciplinario donde se unen dos áreas: neurociencias y electrónica, dando como resultado iniciar investigaciones en el campo neurocognitivo del trastorno del lenguaje en el niño.



A mi madre, por su apoyo y ejemplo, a lo largo de mi vida.

A mi asesora por su orientación y apoyo incondicional para el desarrollo de la presente. Mis agradecimientos a la Dra. Rosa Alvarado por la asesoría brindada y el Ing. José Piñeyro del grupo Ebio, así como al Ingeniero Benjamín Barriga y a Omar Oshiro Ysagawa ambos del Centro de Tecnologías Avanzadas de Manufactura (CETAM) quien sin los consejos y la incansable asistencia respectivamente de ambos, no hubiera sido posible el diseño neumático de esta tesis.



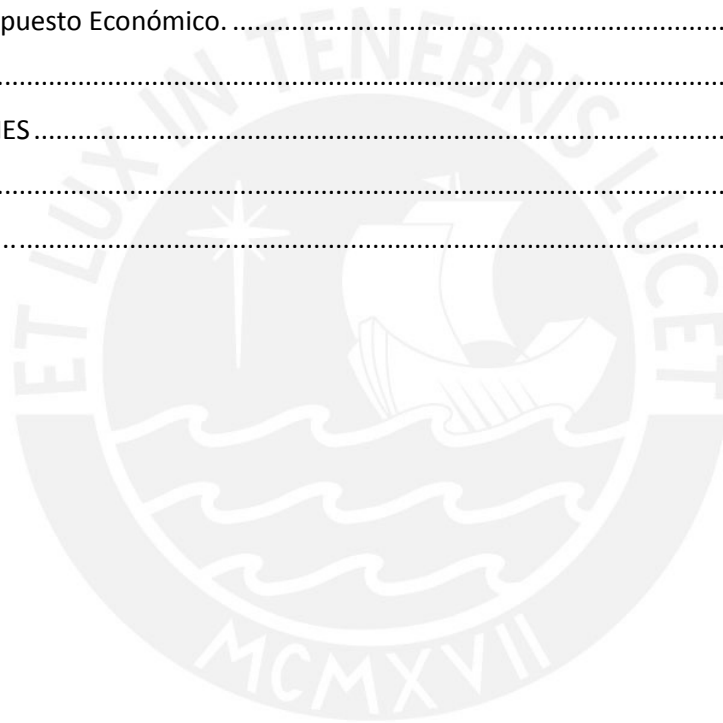
ÍNDICE

Pág.

INTRODUCCIÓN	vii
CAPÍTULO 1: SUCCIÓN NO-NUTRITIVA Y DESARROLLO EN EL SISTEMA SENSORIAL.....	1
1.1 La estimulación y su influencia en el patrón motor de succión.	1
1.1.1 Sistemas asociados a la succión.	1
1.1.2 Succión a través del nacimiento.	2
1.1.3 Sistemas auto-organizados.	4
1.1.4 Comportamiento oscilatorio.	5
1.1.5 Métodos o tecnologías usadas para la investigación.	5
1.2 Requerimientos de sistemas en cuidados intensivos del neonato en un hospital.	6
1.2.1 Variables a tomar en cuenta	6
1.2.2 Record de tecnologías similares o métodos usados comúnmente para suplir el déficit de falta de succión en neonatos.	8
1.2.3 Tecnologías neumáticas para producir vacío.	10
1.2.4 Problemática de los prematuros de alto riesgo en los hospitales.	16
1.3 Problemas y sus causas	16
1.4 Objetivos	17
1.4.1 Objetivo General	17
1.4.2 Objetivos específicos	18
CAPÍTULO 2: DISEÑO DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN EL SISTEMA ESTIMULADOR	19
2.1 Estado del Arte	19
2.2 Estimulador de succión.	20
2.2.1 Etapas del estimulador.	21
2.2.1.1 Generador de señales: Frecuencias específicas.	22
2.2.1.2 Actuador neumático.	22
2.2.1.3 Sensores.	23
2.2.2 Características de la respuesta de succión en neonatos.	24
2.3 Evolución de los sistemas de estimulación.	24
2.4 Ventajas de un sistema básico.	25
2.5 Modelo Teórico.	26

CAPÍTULO 3:	DISEÑO DE LAS ETAPAS SISTEMA ESTIMULADOR DE SUCCIÓN	28
3.1	Introducción.....	28
3.2	Funcionamiento del Sistema Estimulador.....	28
3.3	Diseño de la Fuente de Alimentación del Sistema.	30
3.4	Mecánica del émbolo.	31
3.5	Diseño del Control del Mecanismo de Succión.	33
3.5.1	Llave Reguladora de Presión.....	33
3.5.2	Electroválvula.	34
3.6	Diseño del Sistema Neumático.....	36
3.7	Sistema Neumático.....	38
3.8	Sensor de Presión Diferencial.....	40
3.9	Sistema de Adquisición de Datos.....	42
3.10	Fuente de Alimentación.....	47
CAPÍTULO 4:	PRUEBAS Y RESULTADOS.....	50
4.1	Introducción.....	50
4.2	Prueba para obtención de Patrón mediante Sensor de Presión.	50
4.2.1	Objetivo.	50
4.2.2	Herramientas.....	50
4.2.3	Método.....	51
4.2.4	Gráficos.....	52
4.2.5	Gráfica de comparación.....	54
4.2.6	Análisis.....	56
4.3	Prueba de resistencia del Chupón Estimulador.....	56
4.3.1	Objetivo.	56
4.3.2	Herramientas.....	56
4.3.3	Método.....	57
4.3.4	Gráficos, elementos de datos.....	58
4.3.5	Tablas de comparación.....	59
4.3.6	Análisis.....	60
4.4	Prueba del Circuito Amplificador.....	61
4.4.1	Objetivo.	61
4.4.2	Herramientas.....	61

4.4.3	Método.....	62
4.4.4	Gráficos.....	63
4.4.5	Análisis.....	66
4.5	Prueba del Sistema mediante Generación de Señales.....	67
4.5.1	Objetivo.....	67
4.5.2	Herramientas.....	67
4.5.3	Método.....	68
4.5.4	Gráficos, elementos de datos.....	69
4.5.5	Análisis.....	70
4.6	Presupuesto Económico.....	71
CONCLUSIONES		73
RECOMENDACIONES.....		75
FUENTES.....		77
ANEXOS.....		81



INTRODUCCIÓN

Frente a los problemas de discapacidad que se presentan en nuestra realidad, se descubre que detrás de los niños prematuros que presentan dificultad al nacer, les sigue una tendencia a tener problemas en el desarrollo del lenguaje. En el Perú, se necesita conocer esta realidad, y estudiar la tendencia real que existe así como la estimulación necesaria para sobrellevar este importante problema; logrando producir herramientas que minimicen el alto índice de discapacidad de lenguaje que existe [10]. El trabajo realizado por los doctores Barlow y Finan [1] ha ayudado a conocer y entender el proceso de succión como primer acto reflejo del ser humano, el cual al no ser desarrollado adecuadamente es raíz de problemas en el habla así como futuras consecuencias o problemas relacionados con ello.

El primer capítulo de este trabajo contiene una visión acerca de la estimulación en la succión, los tipos de succión, centrándose principalmente en el sistema de sensorial y psicomotor que está detrás de este acto reflejo. Finalmente un estudio de las tecnologías usadas en la investigación para el desarrollo sensorial y su estimulación.

Se resaltó la problemática referente a la falta de tecnología actual presente en la estimulación de recién nacidos prematuros, y que es un tema latente en nuestra sociedad. El segundo capítulo contiene los conceptos generales y específicos de los diferentes puntos del estado del arte. Se analiza el concepto de estimulador y sus características, pasando por sus diferentes etapas. Además se toma en cuenta las características de respuesta del sistema. Por otra parte, los primeros intentos de estimulación y sus posteriores desarrollos, así como los diferentes aportes que han tenido con el propósito de una mejor estimulación. Al mismo tiempo, se detallan las ventajas que ofrece este nuevo diseño, consumando con la explicación del modelo teórico.

El tercer capítulo contiene los diseños de cada una de las etapas, y las consideraciones que se tomaron para la elección de componentes según sus áreas y ámbitos.

Finalmente, el cuarto capítulo contiene las pruebas realizadas basadas en procedimientos, análisis y evaluación que permiten cuantificar el grado de respuesta del estimulador.



CAPÍTULO 1: SUCCIÓN NO-NUTRITIVA Y DESARROLLO

EN EL SISTEMA SENSORIAL

1.1 La estimulación y su influencia en el patrón motor de succión.

Al nacer, los seres humanos se caracterizan de las demás especies por una delicada capacidad motora y capacidades sensoriales relativamente precoces.

Sin embargo, un sistema en la cual el neonato demuestra gran adaptabilidad es la capacidad de succión. Bosma, en 1970, sostuvo que “amamantar, mantener el ritmo respiratorio y las respuestas ante estímulos táctiles son funciones normales de un neonato “maduro”, el cual es altamente adaptativo a experiencias sensoriales locales y lo integra con todo su organismo. Más aun, la región perioral es usada por uno de los más tempranos desarrollos de los caminos de motosensado en los fetos. Patrones de succión están presentes en una forma funcional en cualquier vida fetal madura [1].

Entonces se confirma que para producir succión se pueden usar sistemas de estimulación que logren este cometido.

1.1.1 Sistemas asociados a la succión.

Entonces se confirma que para producir succión se pueden usar sistemas de estimulación que logren este cometido.

Dentro de ellos se tiene sistemas neumáticos, eléctricos, químicos, térmicos y mecánicos como los de Kennedy en 1953.

Así, el sistema neumático mediante un pistillo dentro de una válvula, y accionada mediante un actuador [2], puede generar presión negativa o positiva, sin mayores dificultades, y con

mayor eficiencia que los otros mecanismos, al no requerir de muchas consideraciones. Esto los hace de alta importancia para este tipo de mecanismos como es el de succión que no supera los 125 PSI, por lo tanto son suficientes y rendidores.

A diferencia de los demás dispositivos, requieren mayores consideraciones, y son usados para cantidades de presión mayores, además la higiene no es un problema ya que el sistema neumático ofrece poca fricción dentro de la válvula, y el aire está en constante movimiento, el tamaño es el mínimo, y la potencia que utiliza es mínima y necesaria para cubrir los 10 N que es lo requerido a un nivel máximo por el infante.

1.1.2 Succión a través del nacimiento.

Humprey en 1970 reportó que la estimulación labial evoca patrones complementos del movimiento de succión involucrando también a las actividades de la mandíbula, lengua, y labios en un feto de 24 semanas. A partir de las 28 a 33 semanas de nacido, el feto ha sido observado generando ritmos de succión no-nutritiva vistos por Hack, Estabrook y Robertson en 1985. Neonatos e infantes sanos pueden producir dos clases de patrón de succión: el modo no-nutritivo o el nutritivo. La succión nutritiva está caracterizada por una continua cadena de ciclos de succión y atragantamientos mezclados a una frecuencia de aproximadamente 1 Hz. La succión no nutritiva consiste en intervalos de aproximadamente 6 a 12 ciclos de succión separados por periodos de descanso. La frecuencia de los ciclos de succión no-nutritiva es comúnmente cerca de 2 Hz [2].

Cabe resaltar la participación de los mecanismos de la succión y de la deglución dentro de las estructuras anatómicas.

El primer mecanismo es la cavidad oral, que está compuesta por la pared anterior, formada por los dientes (24 transitorios y 32 definitivos) y los labios; la pared posterosuperior, constituida en sus dos tercios anteriores por el paladar duro y en su tercio posterior por la úvula y el paladar blando, formado, a su vez, por cinco músculos. El piso de la boca está

formado por la lengua y los músculos milohioideos y la pared posterior se comunica con la faringe [21].

El proceso de succión facilitada por la anatomía del bebé y sus reflejos innatos se produce de la siguiente manera: este, introduce el pezón dentro de su boca, y con un movimiento hacia arriba y adelante de la mandíbula, lo comprime entre su lengua y labios, produciendo el alargamiento de este y la presión necesaria para que descienda el alimento sin dificultad. Los labios se comprimen fuertemente, la lengua forma un canal medio. Después el bebe realiza un movimiento inverso hacia abajo y atrás. Y así, hace un verdadero ordeño, en forma rítmica, en el que trabajan en conjunto, mandíbula, labios y lengua.

(Figura1.1)

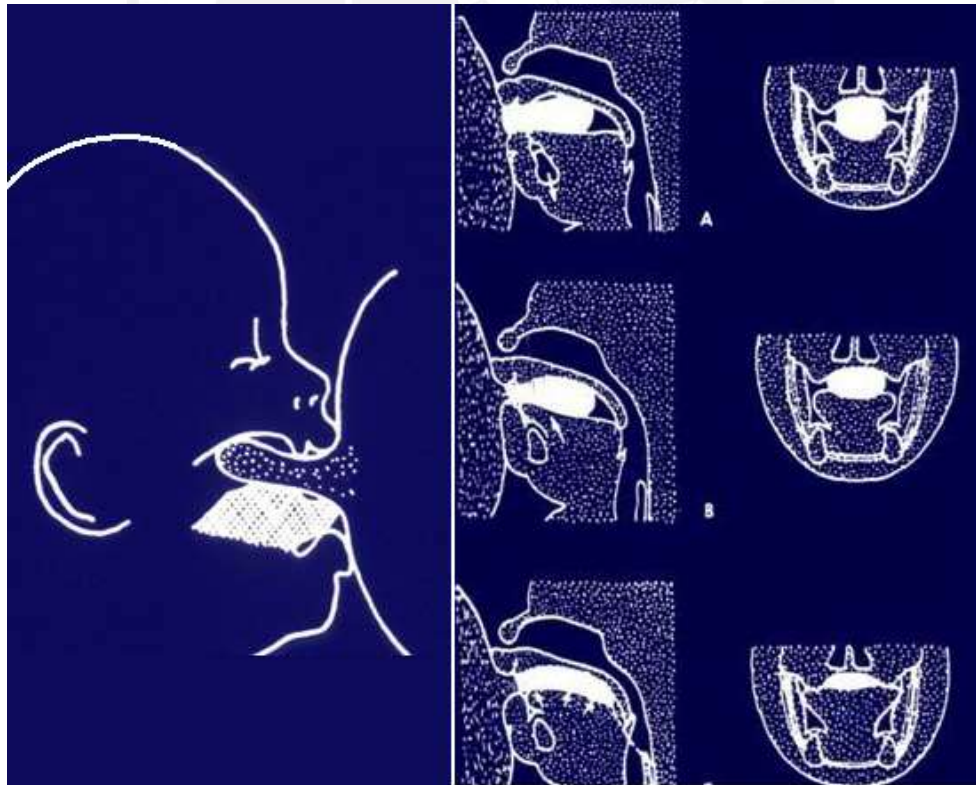


Fig. 1.1: Etapas del mecanismo de succión [27].

1.1.3 Sistemas auto-organizados.

Tanto la succión, el habla, la alimentación como los gestos, todos comparten el sistema facial. Es común que muchos de los circuitos aferentes (velocidad y precisión en movimientos) y eferentes (coordinación entre extremidades) sean usados para diferentes actividades. El control prematuro de la succión y sonrisa declaran una etapa en la cual es más diferenciado el uso del sistema de músculos faciales para el habla. Es imperativo examinar el cambio de estas acciones motoras durante el desarrollo, con una atención particular en las formas transitorias del control motosensado que vincula la succión a la acción de sonreír y a su vez, a la acción de hablar. Los mecanismos de control motosensado destinados para succionar son eventualmente modificados y usados por un infante y niño que está en proceso de aprender a hablar.

El acto de succión, como otros patrones motores rítmicos (eje, locomoción), esta primordialmente bajo el control de una red de neuronas vinculadas a el generador de patrón central (GPC), localizado en la formación reticular del cerebro reportado por Iriki, Nozaki, y Nakamura en 1988. Sin embargo, la realimentación aferente juega un rol importante en la modulación de la organización de muchos movimientos GPC-controlados. Dando el enriquecimiento en la distribución de la rápida conducción de los mecanorreceptores presentes en los tejidos faciales, es común que la realimentación aferente pueda ser importante en la succión GPC. Muchos de estos mecanorreceptores son capaces de codificar posición, velocidad, aceleración, y cambios direccionales en la conformación celular y en las áreas de contacto espacial, de acuerdo a los resultados obtenidos por Narlow en los años 1987 y 1991, Barlow & farley en 1989; Nordin y Thomander en 1989; Rath y Essick en 1990; y finalmente Ro y Capra en 1995. Aún cuando muchos patrones motores rítmicos puedan ser producidos por animales anormales, no hay ninguna diferencia por los producidos por animales comunes. En muchos sistemas, la realimentación aferente regula la salida del GPC a través de un establecimiento de detalles temporales en la

actividad motora, controlando así, los movimientos de fase transitoria, y reforzando la actividad impulsiva motora [2].

1.1.4 Comportamiento oscilatorio.

Un método de investigar los efectos de la realimentación aferente es mediante la activación de los mecanorreceptores periféricos de una manera de movimientos gestuales naturales. En el sistema de caminar de un gato, la extensión de su cadera y la relajación de los músculos en la extensión de la pierna controlan la transición entre la parada y el balanceo. La estimulación mecánica cíclica en la unión de su cadera o la extensión de su musculatura o la capacidad de la espina dorsal del gato ayudan a la sincronización de los patrones locomotores con la señal periódica aplicada externamente ensayada por personas como Andersson y Grillner en 1983; Conway, Huttborn, y Kiehn en 1987; y, por último a Krielaars, Brownstone, Noga, y Jordan en 1994. Este fenómeno de encadenar la fase de patrones internos con un estímulo externo es llamado *coordinación* [2]. Un efecto potencial las estimulaciones cortas periféricas es el reinicio del patrón Motor GPC, caracterizado por la modulación de la fase del ciclo. Las redes neuronales centrales que demuestran coordinación o efecto de reinicio requieren la integración de la información aferente hacia el circuito generador de patrones. Un sistema de este tipo permite una rápida y adaptativa respuesta a una perturbación externa.

1.1.5 Métodos o tecnologías usadas para la investigación.

Un sistema de succión comprende el desarrollo de varias sub etapas, en el acto de succión, tales como el aprendizaje del habla, la manera correcta de succión, la respiración rítmica al

alimentarse, y la fase de exploración del infante, para luego convertirse en su principal herramienta para enfrentar al mundo exterior que lo rodea y que aun no es conciente.

Durante muchos años, han existido varias técnicas, las cuales han intentado de descubrir cómo es el proceso de succión y cómo se puede desarrollar mecanismos que lo igualen, como por ejemplo los estimuladores eléctricos o por presión negativa.

El método para tratar el problema es inducir a la succión por medio de un chupón que actúe como su guía, y que mediante el ritmo que tenga, el bebe lo siga. Este mecanismo logra una mayor exactitud de la presión, así como una naturalidad que es arrebatada por un aparato eléctrico o la falta de higiene de un sistema hidráulico.

El problema de succión finalmente, va a convertirse en un medio para mejorar el desarrollo de bebes prematuros y que sigan con su proceso interrumpido, para que lleguen a cumplir en casi toda su totalidad del proceso de gestación.

1.2 Requerimientos de sistemas en cuidados intensivos del neonato en un hospital.

Dentro de los cuidados intensivos en los hospitales hay variables a tomar en cuenta ya sea neonatos comprometidos neurológicamente con presencia, o no, de bajo peso.

Se debe notar cual es el grado de desarrollo del neonato a nivel intraoral, pues de eso depende seleccionarlos si son de alto riesgo o no. Los neonatos que presentan ser de alto riesgo son internados en la unidad de cuidados intensivos del hospital, y si presentan una ausencia en el reflejo de succión deglución son alimentados intraoralmente mediante sondas nasogástricas (SNG) y/o intravenosa hasta su posterior desarrollo.

1.2.1 Variables a tomar en cuenta

Aunque, existen indudablemente otros factores involucrados, los autores sugieren que la ausencia temporal de una experiencia de succión puede contribuir a una degeneración de la

habilidad de succión. Asimismo, la estimulación oral en el modo de succión no-nutritiva a través de un biberón durante la alimentación (intranasal o intraoral) está asociada a la organización acelerada del patrón de succión desarrollada por Bernbaum, Pereira, Watkins, y Peckham en 1983) y a una temprana disposición de alimentación por biberón en niños prematuros como lo aclaró Field en 1982. Como una técnica de intervención en infantes que presentan succiones no rítmicas estudiadas por Morris en 1985, se recomienda una entrada rítmica de sensado-presión en lengua y labios [1].

La deglución se inicia en el feto con la succión del pulgar y la ingesta del líquido amniótico; a las 13 semanas de gestación existen movimientos bucales de succión y la coordinación de esta se produce entre las 32 y 36 semanas. Existen diferencias en los patrones de la deglución con los adultos:

- La laringe del niño está más alta y va descendiendo a medida que crece, lo que hace que el espacio entre los tractos respiratorio y digestivo sea mayor en los lactantes y el proceso sea más seguro en estos, durante los primeros meses.
- La succión es más eficaz en los lactantes, porque está más desarrollado el músculo buccinador y la bola adiposa de Bichat (redondeada y uniforme superficie externa de las mejillas).
- Además, debido a que la cavidad es más pequeña y hermética se generaría una presión mayor; al alargarse el cuello, con los años, se va perdiendo este mecanismo.
- Durante el proceso de la deglución faríngea, la pared posterior de la faringe tiene un movimiento más hacia anterior y, por otro lado, cuando se produce la deglución la laringe no se eleva tanto, porque está más alta y la faringe también es más corta.
- Durante los primeros meses la faringe humana es muy corta, permiten que la epiglotis entre en contacto con la superficie superior del velo palatino favoreciendo la succión

desde el momento de nacer en forma refleja, casi sin interrumpir su respiración, lo que no podrá hacer en el futuro.

1.2.2 Récord de tecnologías similares o métodos usados comúnmente para suplir el déficit de falta de succión en neonatos.

Actualmente, los dispositivos médicos que usan algún tipo de sensor de presión o flujo de aire en un hospital, varían desde un medidor de presión tipo transductor de pecho hasta Aspiradoras médicas. A continuación se encuentran detalladas.

- El medidor de presión tipo transductor de pecho, el cual está ajustado al pecho mediante un elástico el cual ejerce presión sobre el pectoral y por ende estimula la respiración a un nivel más conciente de lo normal. Es así, que al respirar hacen variar la resistencia en el medidor de presión y por su conexión a un “Puente Wheatstone”, se pueden obtener señales que son directamente proporcionales a los cambios de respiración [4].
- Termistor. Este dispositivo se basa en que el aire expirado tiene diferente temperatura al aire inspirado. Es así, que por medio de una resistencia inicialmente calentada, puede diferenciar mediante las variaciones de disipación de calor, cuánto aire ingresa y cuánto es expulsado y así determinar el ritmo de la respiración. La desventaja de este elemento es que hay personas que encuentran molesto el tener un calor constante cerca d la nariz, o simplemente hay personas que no toleran instrumentos en su nariz o cara [4].
- Espirómetro, son medidores de presión usado mayormente en la respiraron debido a su medida del volumen del aire. Este instrumento mejorado del anterior por Kennedy en 1953, consiste en un cilindro lleno de agua, con un timbre contador invertido. Respirando dentro de la campana, cambia el volumen de los gases atrapados dentro, el cual a su vez,

hace cambiar el volumen total, y este es grabado por el tamborileo de un Kimiógrafo. Mayormente, la capacidad de este, es de 6 a 8 litros.

Existe a su vez, otro llamado Espirómetro de pistón, que consiste en dos paneles cuadrados, paralelos uno con el otro, y unidos a través de un solo puente. Con los dos paneles uno fijo y el otro móvil, y el espacio entre ellos sellado por una película de vinilo, se puede lograr la variación en el espirómetro, gracias a la increíble resistencia y flexibilidad del mismo siguiendo el sentido del movimiento del panel.

Por último se tiene el Espirómetro Ultrasónico, los cuales dependen de la acción de transmitir ultrasonido entre el par de transductores y los cambios en el tiempo debido a la diferencia de velocidad del fluido de por medio investigado por McShane en 1974. Estos, usan a su vez, transductores piezo eléctricos que son operados con su frecuencia resonante debido a su alta eficacia [5].

- Neumotacómetros, tanto el tipo ventura como el tipo turbina, se basan en el neumotacómetro Fleisch, pero el primero tiene un tubo Venturi para elementos resistivos lineales, el resultado de la medida de presión es proporcional al cuadrado del volumen circulante. En el segundo caso, el aire que fluye a través del transductor mueve una turbina de baja masa montada sobre finos apoyos. Esta hélice a su vez, interrumpe la luz emitida por un fotodiodo y así se producen un tren de pulsos los cuales son procesados y acumulados para ser proporcionales al volumen acumulado en litros [5].
- Ventiladores Artificiales, tanto los que pueden medir presión positiva, como los que son solo humedecedores de aire, se caracterizan por controles de sensibilidad, flujo todo mediante una válvula general [6].
- Pletismógrafo, el cual basado en una caja de tensión de aire, donde el paciente es encerrado, puede medir el aire residual que es capaz el hombre de tener como volumen [7].

- Analizadores químicos. Estos desarrollados por Haldane y mejorados por Scholander se basan en un químico que reacciona con el O_2 obtenido del CO_2 capturado del organismo mediante cámaras capilares y el sistema coloca mercurio en lugar de los gases absorbidos, logrando así una lectura en un barril de un micrómetro [7].
- Válvula Neumática Servo-solenoide, dependiendo del valor de presión de referencia y la presión del aire conectado la armadura y el pistillo equilibra la fuerza usada (proporcional a la presión de la válvula). Para incrementar la presión solo se debe aumentar la corriente en la bobina haciendo que la fuerza magnética aumente y por ende el sistema mecánico no equilibre los movimientos del pistillo y obligue a que el puente de control abra la válvula y regule el flujo, cuando la presión de la válvula es mayor a la fuerza magnética, se equilibra el sistema y se mantiene la presión deseada [8].
- Aspiradores, los cuales son mayormente incluidos como parte de los equipos de ventilación o inhalación para remover mucosidades u otros fluidos de las vías respiratorias [7].

1.2.3 Tecnologías neumáticas para producir vacío.

La necesidad de crear vacío en los diversos aspectos de las industrias, especialmente en la hospitalaria trae consigo la difícil tarea de elegir el medio más adecuado para suplir sus necesidades neumáticas.

Entre los medios empleados para producir vacío, los más usados son: Las bombas de vacío accionadas por motor eléctrico y los generadores de vacío de aire comprimido [24].

Bombas de vacío:

- Son mecanismos que generan vacío a través de la utilización de un motor eléctrico. Se emplean cuando se requieren elevados caudales de aspiración. Las bombas de vacío se utilizan comúnmente en las máquinas de envasado, de imprenta, de inyección de plástico y de caucho, entre otras.

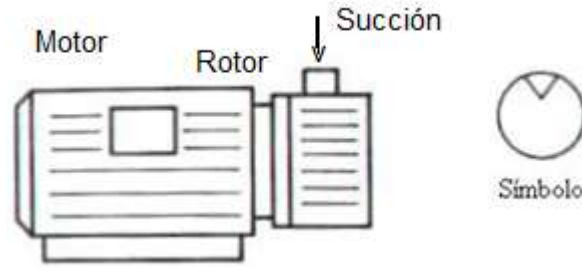


Fig.1.2: Bomba de vacío [24].

Generadores de vacío:

Son dispositivos que se encargan de generar vacío o depresión de aire basándose en el principio del eyector o efecto Venturi. Estos generadores necesitan la presión de la red, y lo por tanto, de un compresor general.

En la siguiente figura puede apreciarse el principio de funcionamiento del generador de vacío. El aire a presión procedente de la red entra por (i) y al llegar a (ii) se estrangula, aumentando considerablemente su velocidad. Este aumento de velocidad crea una depresión en la cámara (iii) y en el conducto (v), que se aprovecha para conectar las ventosas de vacío. El aire a presión generador del vacío sale expulsado al exterior a través del conducto (iv).

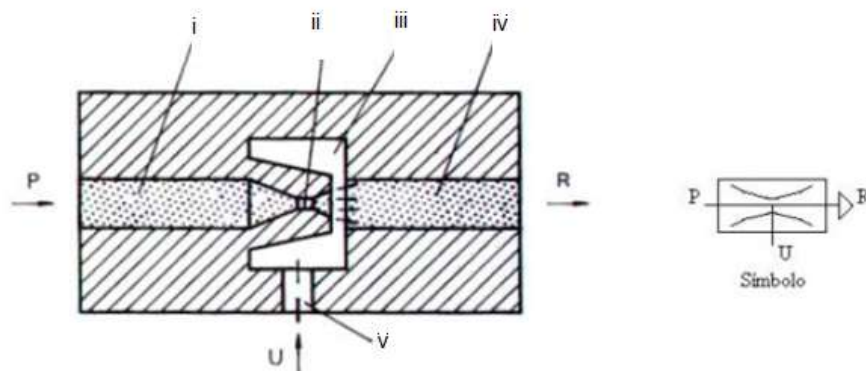


Fig.1.3: Generador de vacío [24].

Existen muchas aplicaciones en donde la utilización de la técnica del vacío implica el uso de las llamadas ventosas.

Ventosas:

Las ventosas son dispositivos mecánicos sencillos, diseñados para extraer e introducir aire en canales de aire [23] de manera regulada y por tanto, imprescindibles en todo tipo de redes de distribución de aire/agua.

Son de vital importancia pues se localizan en puntos donde el agua/aire se intercambia originando que sean más susceptibles a la corrosión, tales como puntos altos de las conducciones reduciendo la sección de paso y por tanto la capacidad de transporte de las mismas [25]. De esta manera se logra prevenir daños físicos de la red.

Su función principal es adherirse a los objetos que serán manipulados.

Tal y como lo indica la siguiente figura, la ventosa se compone esencialmente de un cuerpo metálico (1), el cual está roscado en su parte superior, y en su parte inferior está unido a una junta de caucho en forma de vaso (2), cuyos labios (5) producen la estanqueidad cuando entran en contacto con la pieza (4) a sujetar. El vacío (U) creado en el conducto (6) y en la cámara (3), hace que la pieza se adhiera a los labios de la ventosa.

En resumen, la ventosa tiene por objetivo fundamental crear una cámara de vacío con la pieza a sujetar, de forma tal que la adherencia que se produzca entre los labios de la ventosa y la pieza sea capaz de soportar el peso de esta última.

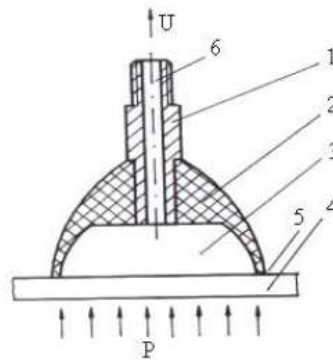


Fig.1.4: Funcionamiento de las ventosas [24].

Tipos de Ventosas

De acuerdo a su forma se clasifican en:

- Planas.- usada para manipular objetos planos y lisos, tales como láminas metálicas, cristales, etc.
- De fuelle.- usada para manipular objetos muy deformables, tales como cartón, papel, plástico, etc.
- De rotula.- usada para manipular objetos desde planos inclinados, debido a que tiene la posibilidad de girar su articulación en cualquier dirección.
- Alargadas.- denominada también "rectangular", se utiliza para manipular objetos con superficies curvas.

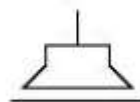


Fig.1.5: Simbología de la ventosa [24].

Materiales	Perbunan(NBR)	Poliuretano(PUR)	Silicona(SL)
Ventosas	<ul style="list-style-type: none"> No deja huellas en piezas pulidas y de alto brillo. Color Negro 	<ul style="list-style-type: none"> Larga vida útil. Delicada con la superficie a tratar, material blando. Color transparente. 	<ul style="list-style-type: none"> Excelente resistencia a las temperaturas extremas. Puede usarse en manipulación de alimentos. Color transparente(azulado)

Tabla. 1.1: Materiales de las Ventosas.

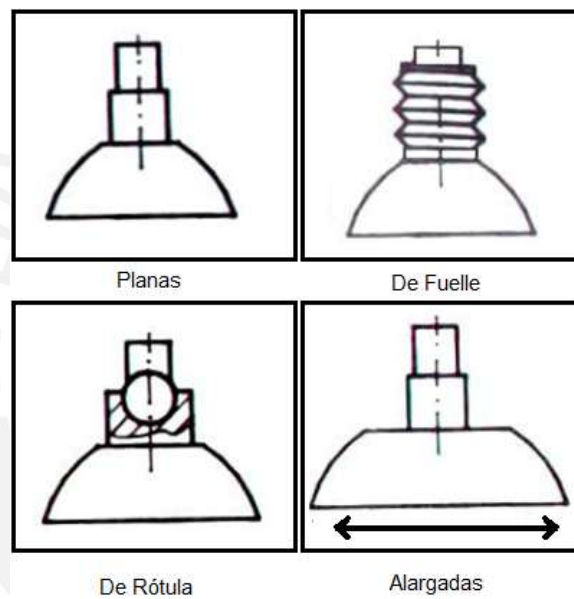


Fig.1.6: Tipos de ventosas [24].

Dentro de las ventosas tenemos las producidas por Norgren llamadas Ventosas VCF.

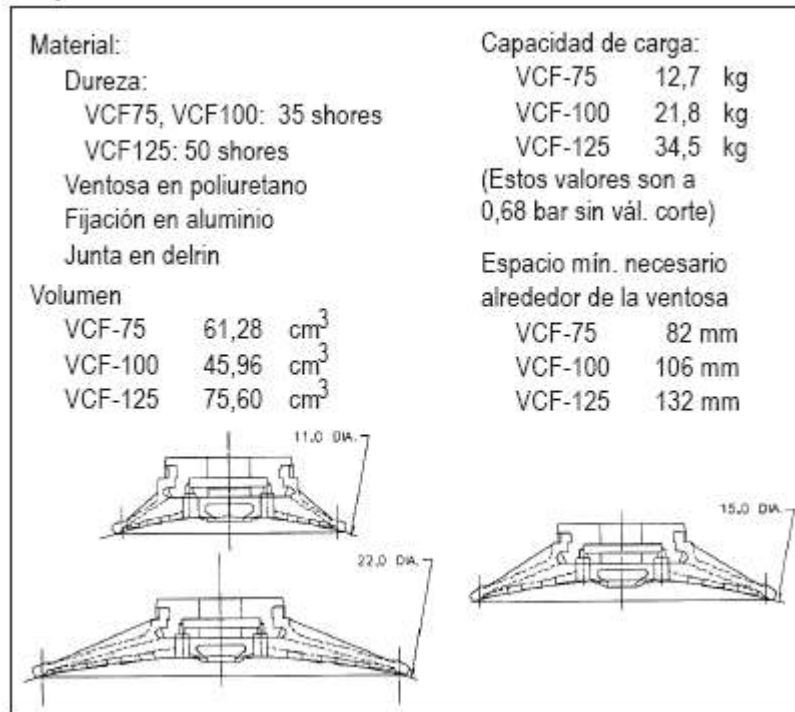


Fig.1.7: Especificaciones de las Ventosas VCF marca Norgren [26].

	Ventajas	Desventajas
Bomba de Vacío	<ul style="list-style-type: none"> • Genera altos caudales de aspiración 	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere de un motor eléctrico • Es costoso • Demanda mucho mantenimiento • Sensible a la suciedad • Su tamaño es grande.
Generador de Vacío	<ul style="list-style-type: none"> • Es económico. • Funcionamiento simple. • Carece de piezas móviles. • Compacto. • Ligero. • Fácil de instalar. • Prácticamente libre de mantenimiento. • Poco sensible a la suciedad. 	<ul style="list-style-type: none"> • Genera pequeños caudales de aspiración. • Su caudal de aspiración está limitado debido a que funciona con aire provienen de la red neumática.

Tabla. 1.2: Ventajas y desventajas de equipos generadores de Vacío.

1.2.4 Problemática de los prematuros de alto riesgo en los hospitales.

Con el día a día, la tecnología y los avances, se ha producido un gran incremento en los índices de sobrevivencia en recién nacidos menores a los 1500 gramos y, en todo caso, de menos de 32 semanas de edad. Pero a pesar de este decremento de mortandad los neonatos continúan siendo de alto riesgo desde el punto de vista del desarrollo sensorio motor pudiendo presentar problemas psicomotoras o ausencia de integración sensorial conforme el neonato se desarrolla y crece [10].

Los métodos de investigación del comportamiento de succión han asociado su deficiencia, con factores inevitables sobretodo en nuestro medio social, con neonatos neurológicamente comprometidos o recién nacidos de alto riesgo, los que no han sido usados en nuestra realidad.

Conjuntamente, el alto índice de nacimientos de alto riesgo en nuestro país y recién nacidos prematuros nacidos con bajo peso, o con problemas de succión deglución alimentados por mucho tiempo por sondas nasogástricas (SNG) y, en casos, también vía intravenosa, no garantizan al completo desarrollo de su lenguaje al omitirse la etapa del acto reflejo de succión, así como el poco desarrollo de estimuladores debido a los bajos recursos que invierte el Estado en el sector salud, obteniéndose una inexistencia de estimuladores de succión y una inconciencia de las consecuencias acarreadas.

Finalmente, la inconciencia de los riesgos en los prematuros de alto riesgo, así como el alto precio de los equipos médicos, conllevan a impedir la minimización de los factores de discapacidad. La ausencia de estimulación en la etapa prematura, limitan el desarrollo del lenguaje en factores de discapacidad innecesarias.

1.3 Problemas y sus causas

- 1) Adquisición de una discapacidad en el lenguaje por inconciencia.

Las anomalías los patrones de comportamiento de succión, se traducen en el tiempo en problemas de lenguaje, al estar directamente vinculados al control de las formas sensoriomotoras.

2) Ausencia de sistemas de estimulación de succión.

La baja inversión en el sector salud, y el alto costo de los equipos médicos, así como la falta de desarrollo en las investigaciones en estimuladores hacen que se creen nuevas etapas de discapacidad, las cuales pueden ser evitadas.

3) Largos periodos de estimulación.

Comúnmente, los procesos de estimulación requieren unos lentos y exhaustivos exámenes, los cuales hacen a los sistemas de estimulación lentos y costosos.

4) Dependencia de personal capacitado.

Al ser equipos médicos de última generación, o en proceso de investigación, se deben tomar en cuenta personas capacitadas en su uso, así como manipulación y cuidado.

5) Estimulación nociva

Algunos estimuladores, pueden tener carácter no natural, y en vez de ser un beneficio para el neonato, al ser muy tosco, pueden conllevar algún problema emotivo o rechazo del estimulador.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Diseñar un sistema estimulador para generar la succión de recién nacidos prematuros: la etapa de control de succión, basándonos en el desarrollo de generadores de señales para desarrollar frecuencias definidas; la etapa neumática, donde se encuentra el actuador, y el sensado a través del chupón. La estimulación del neonato y lograr desarrollar su comportamiento de succión es necesario para minimizar posibles discapacidades del lenguaje. Además, se desea dar un aporte importante para el desarrollo completo en los

recién nacidos prematuros que puedan tener un déficit en el reflejo motor de succión a través de este dispositivo de estimulación

1.4.2 Objetivos específicos

- Demostrar las limitaciones existentes por la ausencia de un estimulador de succión en recién nacidos basado en un análisis de información que fue recogido de varios establecimientos de salud y de investigaciones predecesoras.
- Desarrollar un sistema de estimulación de succión para recién nacidos, que use un sistema de control de presión negativa y positiva aplicada directamente en un chupón común mediante un acople. El sistema de control está basado en un generador de ondas que controla la frecuencia de succión así como el tipo de estimulación otorgada.
- Realizar pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación en laboratorio para obtener patrones de succión de recién nacidos validados con información de la literatura actual; analizar la resistencia del chupón estimulador; realizar pruebas del estimulador de succión y sistemas de adquisición de datos; además del diseño de una pieza para la mejor eficiencia del circuito neumático.
- Contribuir en el desarrollo de dispositivos para estimulación de succión para recién nacidos.

CAPÍTULO 2: DISEÑO DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN EL SISTEMA ESTIMULADOR

2.1 Estado del Arte

Numerosos métodos como: ultrasonografía usada por Bu'Lock, Woolridge y Baum en 1990, grabación de un video a través de un pezón transparente que alimenta usado por Eishima en 1991, y la cineradiografía por Bosma en 1967 han sido empleados para observar los movimientos de la lengua y mandíbula asociados a la succión. Además, muchos investigadores han usado transductores de presión para medir tanto la presión negativa intraoral como los componentes de la compresión en la mandíbula en el comportamiento de la succión, como lo fueron Andreson, McBride, Dahm, Ellis y Vidyasagar en 1982; Jain, Silvieri, Abbasi y Bhután en 1987; y Wolf en 1968 [1].

Estas técnicas han sido asociadas a comportamientos aberrantes de la succión incluyendo la succión débil intraoral, la compresión reducida de la mandíbula, y los movimientos no rítmicos con problemas neurológicos o neonatos con riesgo, así como neonatos que han sido expuestos al alcohol o narcóticos en su ambiente intrauterino. Estas técnicas fueron realizadas y comprobadas por científicos como Cowett, Lipsitt, Vohr y Oh en 1978; Hack en 1985; Martin, Martin y Streissguth en 1979; Medolff-Cooper, Verklan, y Carloson en 1993; Medolff-Cooper, Weininger, y Zukowsky en 1989; y por último Wolff en 1968. Neonatos que después de largos periodos de haber sido intubados a través de la traquea presentan

riesgos por un desorden en los patrones del sistema motor de succión. Bier, Ferguson, Cho, Oh, y Vohr en 1993 reportaron que niños de bajo peso al nacer que sostuvieron un largo periodo de entubamiento traqueal demostraron desvíos en lo patrones de los movimientos de succión ambos al final y a los 3 meses de cumplida la correcta edad.

2.2 Estimulador de succión.

Se pretende diseñar y desarrollar un sistema estimulador para generar la succión de recién nacidos prematuros, la cual está compuesta de varias etapas.

Mediante este estimulador se busca lograr un eficaz desarrollo del reflejo de succión no desarrollado en el vientre materno.

De esta manera, involucra **Objetivos** como:

Características

- La habilidad de medición de patrones motores en la succión no-nutritiva,
- Producción de una estimulación natural con una apropiada respuesta de frecuencia
- Una interfaz de estimulación natural y de fácil uso.

Cabe resaltar que el estimulador, se basa en el control de presiones mediante la inicialización de una señal, la cual varía la presión en un chupón. Crear un procedimiento de uso del estimulador generador de succión con otras herramientas que verifiquen el buen funcionamiento de este, como por ejemplo, un equipo que mida señales de electro miografía en los 4 cuadrantes de la musculatura orbicular.

2.2.1 Etapas del estimulador.

Las etapas se definen:

- La etapa de control de succión, basándonos en generador de señal para desarrollar frecuencias definidas;
- La etapa neumática, donde se encuentra las válvulas neumáticas, generadoras de presión positiva y negativa.
- La etapa de sensado, adquirido a través del chupón.

Con la finalidad de estimular al neonato y lograr desarrollar su comportamiento de succión para minimizar posibles discapacidades del lenguaje.

(Figura 2.1)

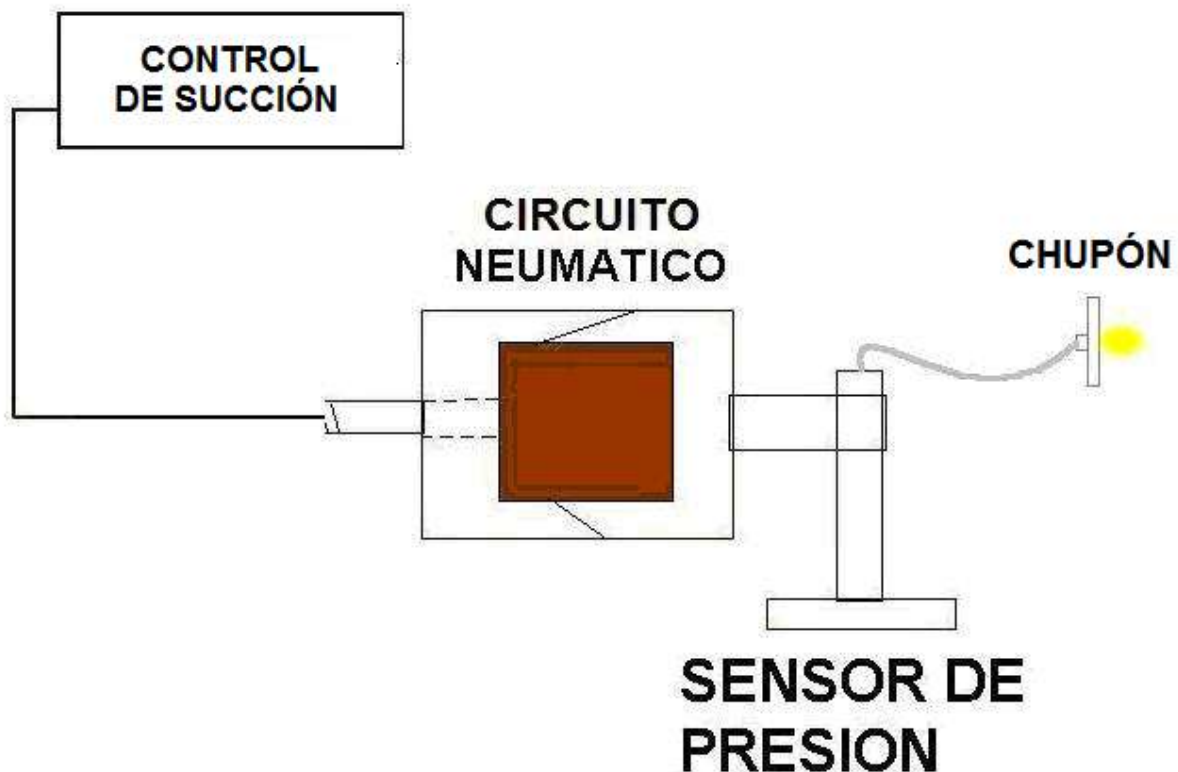


Fig. 2.1: Gráfico de las etapas del simulador.

2.2.1.1 Generador de señales: Frecuencias específicas.

El sistema está definido por ciertos parámetros los cuales ayudan a ver los resultados de las mediciones.

Respuesta de frecuencias. Se refiere a los resultados obtenidos en la respuesta del neonato, según la frecuencia de succión no-nutritiva.

- Uso de Señal Sinusoidal, es usada en señales mayores a 14 Hz hasta 20 Hz ya que presentan tendencias más aplanadas y sin muchos cambios.
- Uso de Señal Cuadrada, es usada en señales hasta 14 Hz ya que presentan cambios más largos, y sin alterar la respuesta de frecuencia, a cambio de la señal sinusoidal.

Respuesta de Fases. Mediante una fórmula para calcular la respuesta de fase mediante el índice de frecuencia otorgado por las señales, tanto sinusoidales como cuadradas, para el chupón en 2mm que es el desplazamiento del actuador neumático. Aquí si se diferencian los usos de los dos tipos de señal tanto sinusoidal como cuadrada.

2.2.1.2 Actuador neumático.

El actuador neumático se compone de una válvula de doble vía que se encarga de proporcionar la absorción de aire mediante la creación de vacío y la expulsión de aire mediante el traslado del volumen de aire con el cual se alimenta la válvula.

Esta válvula se requiere que sea neumática pues presenta mayor higiene al no depender de fluidos que puedan contaminar el área neonatal. Este a su vez será activado mediante dos válvulas electroneumáticas las cuales son controladas mediante el generador de señales para su monitoreo y propia conducta.

2.2.1.3 Sensores.

Por otro lado, los diferentes tipos de sensores de presión en que pueden ser usados en sistemas que generan presión negativa se tiene los siguientes:

Transductores comerciales [11], como:

- TRANSDUCTOR DE PRESIÓN DE SILICIO

Los transductores de la serie 4100 están basados en un elemento sensor piezo resistivo de silicio y un módulo electrónico para compensación digital y acondicionamiento de la señal de salida. La compensación digital permite errores inferiores a $\pm 0,1\%$ del fondo de escala y temperaturas de trabajo de -25°C a $+85^{\circ}\text{C}$.

- TRANSDUCTOR PRESIÓN UNIVERSAL

La última tecnología en sensores de silicio de NovaSensor con la tradición de Schaevitz en transductores, hacen del modelo PS10000 una unidad con una relación características/precio inigualable.

El acondicionador de señal único interno, compensa los errores térmicos y de no-linealidad y proporciona una respuesta en frecuencia de 3000 Hz (-4dB), además de permitir el ajuste de cero y amplitud con tolerancias de $\pm 0,3\%$.

- TRANSDUCTOR PRESIÓN ECONÓMICO

Es un transductor basado en sensores de silicio y un cuerpo robusto de acero inoxidable (316L) soldado, que cumple las normas IP65 y NEMA 4.

El acondicionador en circuito integrado ASIC interno, compensa los errores térmicos y de no-linealidad.

- TRANSDUCTOR PRESION INDUSTRIAL

Los transductores de la serie 9000 están basados en la tecnología de bandas extensométricas e innovadora tecnología de electrónica de compensación digital de 12 bits.

La sinergia de estas dos tecnologías da como resultado un transductor de presión de alta precisión y estabilidad en un gran rango de temperatura. Incorpora unos topes mecánicos que le protegen de sobre presiones.

2.2.2 Características de la respuesta de succión en neonatos.

Se presentan dos tipos de respuesta:

Respuesta de frecuencia

El generador se debe usar a frecuencias bajas de prueba, como lo pueden ser de uno, dos, cuatro, ocho, diez, doce, catorce, dieciséis, dieciocho y veinte Hertzios. El desplazamiento del actuador debe alcanzar los dos milímetros ante cualquier frecuencia de prueba. Entonces así, cada conjunto de datos obtenidos consistirá en tres ramas de cada nivel de frecuencia por cada señal usada, ya sea sinusoidal o cuadrada.

Respuesta de fase

La fase también depende de los dos milímetros y las dos señales gradadas a las mismas frecuencias calibradas de prueba. Mediante una simple regresión lineal en la respuesta de fase, se puede lograr un ajuste mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Fase} = -0.471 + 1.58 * \text{Frecuencia... [2].}$$

2.3 Evolución de los sistemas de estimulación.

Aunque es generalmente conocida que la succión está bajo el control del circuito generador de patrones centrales, es muy poco lo conocido acerca de las respuestas de la succión GPC hacia estimulaciones externas.

Sin embargo, es claro que la succión GPC puede demostrar una adaptación al cambio de las condiciones del ambiente. Wolff en 1972 reportó que con pocos minutos de nacido, un

neonato sano puede producir dos distintos patrones de succión: el modo no-nutritivo y el nutritivo, dependiendo de la presencia del alimento líquido. Asimismo, el bombeo del flujo del alimento resulta de una rápida transición de los dos patrones motores. Sameroff en 1968 demostró que los neonatos pueden modificar selectivamente los componentes de la succión (presión negativa intraoral, compresión mandíbula/lengua) basado en pruebas experimentales [2].

2.4 Ventajas de un sistema básico.

Un sistema básico aporta muchas oportunidades para un propio estimulador sin tener que recaer en posibles invasiones negativas al ambiente del neonato.

Mediante este estimulador se demostrará las limitaciones existentes por la ausencia de un estimulador de succión en recién nacidos, gracias al desarrollo de un sistema de estimulación de succión para recién nacidos versátil y con control de la succión mediante frecuencias generadas por un dispositivo generador de señales estable y así satisfacer las necesidades de nuestra realidad.

Otra ventaja se ve reflejada al realizar pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación en neonatos de estado crítico y fase norma donde se pueda medir y registrar los patrones motores de la succión no-nutritiva, mediante el uso de sensores, a fin de observar la curva de estimulación y concluir está en el menor tiempo posible.

Principalmente, se producirá una estimulación natural e inocua, la cual impida el rechazo del neonato a factores externos a la madre.

2.5 Modelo Teórico.

La maduración neurológica es de una rapidez extrema entre las 28 y las 40 semanas de gestación, el nacimiento de un niño antes de las 40 semanas interrumpe la maduración intrauterina, produciéndose una serie de cambios en el desarrollo, si además este se produce antes de las 33 semanas los riesgos de daño neurológico se incrementan. Se ha observado que los recién nacidos de muy bajo peso que han presentado alteraciones en la succión no nutritiva o presentaron hemorragias intracerebrales tienen mayor riesgo a tener problemas en el área del lenguaje además que su respuesta de adaptación a alimentación oral es lenta. El Doctor Finan y colaboradores diseñaron un dispositivo que estimula la succión no nutritiva en recién nacidos pretérmino en el seguimiento observaron que había disminución de la hipertensión intracraneal (HIC) y que tenían menos problemas el lenguaje (revisar fuente [2]).

Se ha observado que en succión no nutritiva la existencia de actividad cerebral en el área temporal y parietal relacionadas al lenguaje.

Finalmente, la succión es un sistema complejo íntimamente relacionado al desarrollo del lenguaje por los patrones de succión no nutritiva que tienen características definidas, por lo tanto es de vital importancia regular el ritmo del patrón de succión y este trabajo de tesis tiene como objetivo diseñar un dispositivo electroneumático: sistema de estimulación de succión no-nutritiva para neonatos. Y este dispositivo estará compuesto por las siguientes propiedades [9]:

- Compresibilidad, el efecto esponjoso causado por la compresibilidad del aire ha sido un gran tema para los diseñadores de sistemas neumáticos. Pero en aplicaciones como el de la respiración de un ser humano, lo único que se produce es un efecto e movimiento más suave.

- Estabilidad, los sistemas neumáticos son conocidos por ser suaves y por no resistir ruidos como el movimiento de una distorsión. Pero aun cuando esto es cierto, la magnitud del dispositivo, así como el aire de la válvula y su fricción con el pistillo ofrecen la fuerza necesaria para que las fuerzas externas no interfieran. La estabilidad puede ser mejorada con sistemas de control basado en controladores de alta velocidad o de tiempo real.
- Precisión, fineza y repetitividad de los sistemas neumáticos está dominada por la respuesta de la velocidad de los controladores electrónicos y válvulas. Los errores mayormente están basados, en la fricción estática de carga del soporte del sistema, así como de la aceleración o desaceleración de la carga dinámica. Estos factores aparecen también en los sistemas hidráulicos y eléctricos.
- Capacidad de carga, como todo sistema los componentes del sistema neumáticos deben tener el tamaño requerido para cumplir con las condiciones del proyecto.
- Compatibilidad con sensores de extracción de datos, las variaciones de las válvulas son por intervalos de tiempo, y los controladores se basan en señales discretas asociadas con voltajes, las cuales pueden ser manipuladas o combinadas de acuerdo a un juego de instrucciones.
- Higiene, los compresores generan calor, y polvo. Normalmente, un sistema de secado y filtrado evita que el aire comprimido se impregne de agua o suciedad. Sin embargo, la mayoría de los sistemas de aire contienen algunos contaminantes que viajan a través del sistema, pueden ser disminuidos por el mismo sistema de distribución en un modulo Fuente (compuesto por un regulador de presión, filtro y pulverizador para lubricar).

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE LAS ETAPAS SISTEMA ESTIMULADOR DE SUCCIÓN

3.1 Introducción.

A través de este capítulo se busca explicar detalladamente el funcionamiento del sistema estimulador de succión, el cual se encargará de transmitir, controlar y reproducir el sistema de succión basado en un patrón de succión normal, que fue obtenido de pruebas a recién nacidos normales. Además, este sistema de estimulación de succión debe ser portátil y contar con características de seguridad.

3.2 Funcionamiento del Sistema Estimulador.

A continuación se expone un diagrama de bloques, el cual ilustrará las partes del funcionamiento de estimulador, así como de las características que posee y lo que ello involucra (Figura 3.1).

A través el microcontrolador, el circuito electroneumático es controlado con el fin de movilizar el cilindro de doble efecto y, por un medio de acople mecánico, permitir presiones positivas y negativas dentro del émbolo. Finalmente, el émbolo está conectado, mediante un tubo de silicona, a un chupón modificado especialmente para que se produzca el estímulo de succión deseado.

Cabe resaltar que la conexión entre el chupón y el émbolo está interrumpida por una válvula que a manera de seguridad controlará el flujo de aire, la cual a su vez está controlada por el

microcontrolador. También se hace uso de una válvula manual en caso se requiera. La presión de salida del émbolo será medida por un sensor de presión para su posterior registro en la memoria del microcontrolador. La señal del sensor de presión debe ser adaptada para poder ser registrada por el microcontrolador.

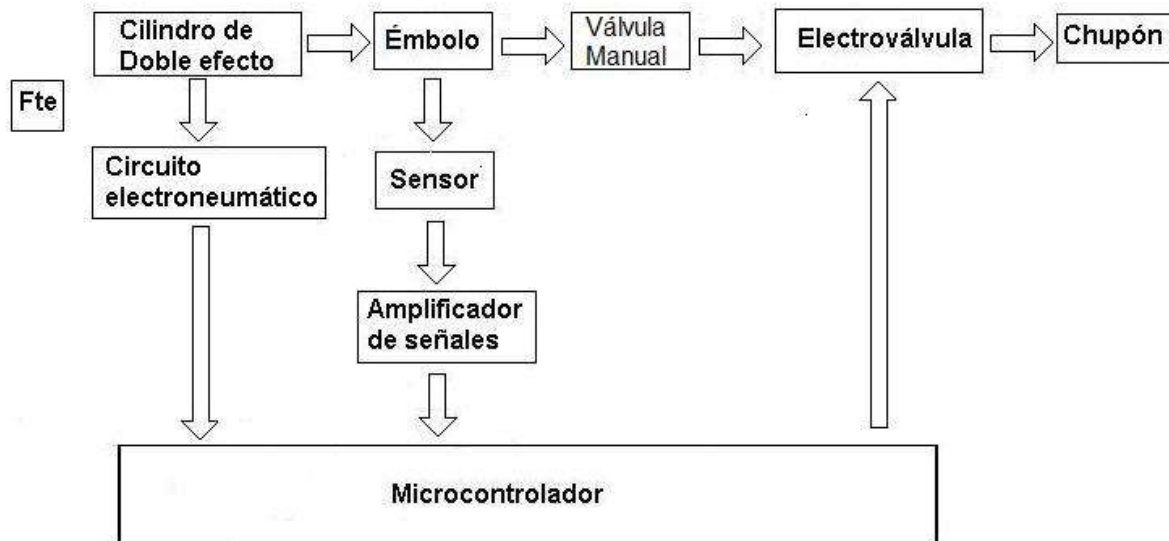


Fig. 3.1: Diagrama de bloques del sistema estimulador de succión

SISTEMA ESTIMULADOR DE SUCCIÓN

El diagrama de bloques anterior, se divide en tres etapas bien definidas:

- Fuente de alimentación
- Control
- Sistema de cambio de presión

Con ello se pretende ensamblar un sistema que cumpla con los requerimientos ofrecidos, demostrando así una eficiencia de estimulación.

3.3 Diseño de la Fuente de Alimentación del Sistema.

Para la alimentación del sistema de succión, se requiere 24 VDC, pues es lo que necesita la válvula electroneumática para funcionar. Sabiendo que los solenoides de las electroválvulas tienen una potencia máxima de 2 W, se considera una corriente máxima de 83,3 mA. De ésta manera, se tiene un regulador que obtenga una tensión continua de alimentación de 24 v, este es el LM338. A continuación se presenta las características de corriente (Figura 3.2).

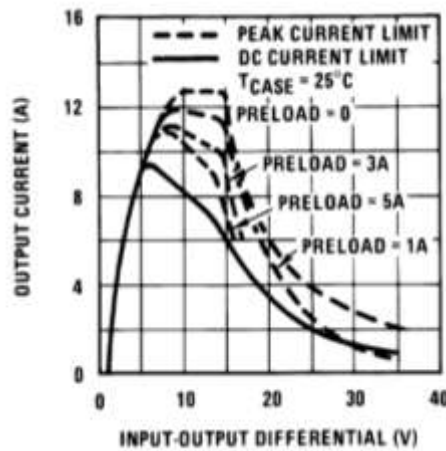


Fig. 3.2: Características de corriente del regulador LM338 [14].

Se aprecia que el pico de la corriente de salida se alcanza cuando la diferencia de voltaje es menor a 10V. Para poder regular el voltaje de salida se hace uso de la configuración de la misma hoja de datos (Figura 3.3).

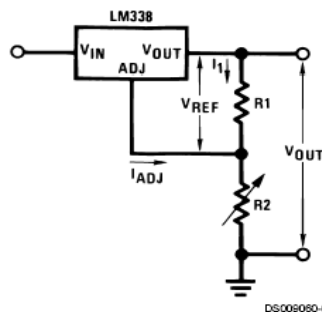


Fig. 3.3: Configuración de ajuste del regulador [14].

Estos valores están sujetos al voltaje de salida dado por:

$$V_{out} = V_{ref} \left(1 + \frac{R2}{R1}\right) + I_{adj} R2 \quad (\text{Ec. 3.1})$$

De esta manera solo queda calcular los valores de las resistencias pues, la corriente I_{adj} y el voltaje de V_{ref} por hoja de datos tiene estos rangos:

- $I_{adj} \in [0.2, 5] \mu\text{A}$.
- $V_{ref} \in [3, 35]$ voltios , donde $V_{ref} = V_{in} - V_{out}$

Como se requiere 24 VDC se decidió elegir un transformador de 220 a 24 VAC, seguido de un circuito rectificador empleando diodos 1N4004 que a su vez regulan el voltaje en plena operación por su configuración.

Para obtener un máximo de corriente se diseñó un voltaje de entrada de 29 VDC, con resistencias $R1$ y $R2 = 1\text{k}$. Se agregan adicionalmente 2 condensadores en paralelo a fin de disminuir el rizado, una a la entrada con un valor de $3300 \mu\text{F}/50\text{v}$ y el otro a la salida con un valor de $2\mu\text{F}$.

En el mercado se cuenta con una fuente marca Herion Fluidtronik tipo NT HA03 la cual otorga 230V y 24 V, pero en nuestro caso, solo se hará uso de 24 V haciendo de la fuente diseñada un dispositivo más eficiente por ser de objeto específico, además de una diferencia grande en los precios.

3.4 Mecánica del émbolo.

La mecánica del émbolo, se basa en un simple funcionamiento compuesto de elementos de conducción de presión, tales como válvulas y tubos de silicona usados en la medicina (ver Fig. 3.4). Comienza siendo accionado por un cilindro de doble efecto, el cual es parte del

sistema neumático, y mediante un acople mecánico consigue poner en camino el aire encerrado en el émbolo trasladándolo por tubos de conexión que llegan directamente al chupón estimulador. Es así, que dependiendo la posición del cilindro de doble efecto, producirá diferentes tipos de presión, en la transición de la posición inicial a la final empujará el pistón del émbolo induciendo presión positiva en el chupón y en el camino de regreso, inducirá presión negativa hacia el chupón. Entonces, dependerá de la velocidad del cilindro de doble efecto para graduar el volumen de aire deseado a aplicarse en el chupón.

Partes de la mecánica del émbolo:

- Recipiente: Donde se genera las presiones positivas y negativas.
- Tubo de conexión: Conecta los extremos del recipiente, para la generación de un solo punto de salida de flujo.
- Émbolo: Se encuentra dentro del recipiente, cuyo movimiento y velocidad genera el volumen de presión requerido.
- Diámetro superior e inferior del émbolo: 77mm
- Longitud del émbolo: 115mm
- Un conector T para que la succión sea equilibrada con la presión del aire externo mediante la electroválvula.
- Chupón de marca Tuinies, es un chupón entretenedor de silicona modificado para que el aire del embolo lo pueda modificar y logre el acto de estimular.

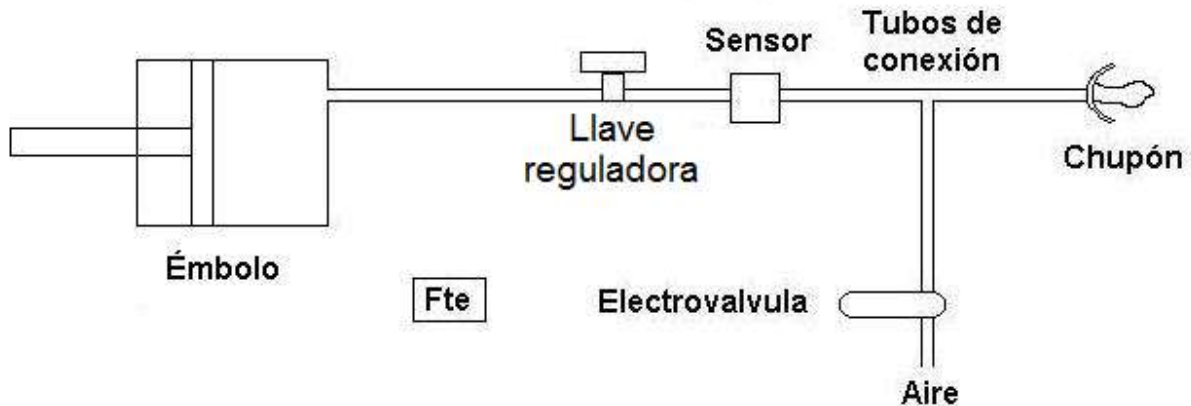


Fig. 3.4. Mecánica del émbolo

El émbolo trabaja directamente proporcional al cilindro de doble efecto, este es, mientras más aumente el la velocidad del cilindro de doble efecto, la frecuencia de inflado y desinflado del chupón será más alta, y viceversa.

3.5 Diseño del Control del Mecanismo de Succión.

El control del mecanismo de succión es realizado por 2 compuertas: una manual y otra automática las cuales se encargarán del flujo de presión y ritmo de succión respectivamente.

3.5.1 Llave Reguladora de Presión.

Esta llave reguladora tiene la capacidad de dejar fluir el aire o contenerlo por completo dependiendo del tamaño de abertura que tenga su válvula la cual es manejada manual a fin de regular el caudal de flujo de succión accionado por la bomba de vacío. Esta llave será usada como mecanismo de seguridad ante cualquier imprevisto que ocurriera pues cerrando

la llave en su totalidad, impedirá el fluir del aire terminando así la acción de succión sobre el chupón, para su retiro rápido y cómodo.

3.5.2 Electroválvula.

El uso de una electroválvula es el mismo que la proporcionada por la llave reguladora, a diferencia de esta, es automática. Controlada por el microcontrolador ATMEGA8L, proporcionará la frecuencia adecuada de succión, adquirida por los resultados de las pruebas anteriores. Para un óptimo uso de la electroválvula, se usará por medio de un transistor npn en cual dependiendo del estado de corte o saturación abrirá o cerrará por completo la comunicación entre la bomba de vacío y el chupón (Figura3.5).



Fig. 3.5. Electroválvula de seguridad

Para el manejo de la electroválvula se hará por medio del corte y saturación de un transistor npn.

Se calculó que la potencia aproximada que da requiere la electroválvula es de 1.2 watts, es por ello que se toma las siguientes operaciones, sabiendo que:

I_c = corriente del colector, I_b = corriente de la base

$$I_c = I = \frac{P}{V} = \frac{1.2 \text{ watts}}{24 \text{ voltios}} = 50 \text{ mA}$$

Para ello, se escoge el menor valor de ganancia [2N2222A] (100) para asegurar de que el transistor se sature.

$$B = 100$$

$$I_b = \frac{I_c}{B} = \frac{50 \text{ mA}}{100} = 0.5 \text{ mA}$$

Para calcular el valor de R_b se hace una malla en el circuito de la base:

$$24V = R_b \times I_b - V_{be}$$

$$R_b = \frac{(22 - 0.7)}{I_b} = \frac{21.3V}{0.5 \text{ mA}} = 4260 \text{ ohms}$$

De esta manera se consideró un valor de resistencia de $R_b = 4.7K$, como valor comercial.

Se destaca que se utilizó $V_{be} = 0.7v$ aproximadamente en un transistor de silicio por ser el promedio de voltaje usado y asumido en las hojas técnicas de los transistores.

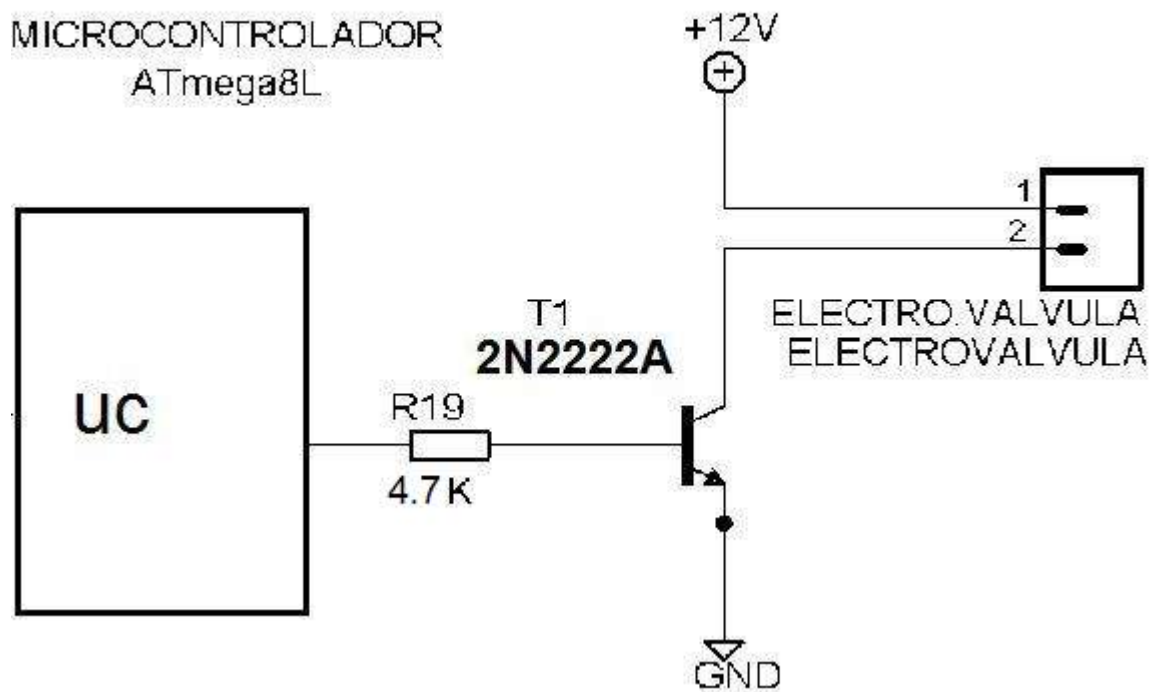


Fig. 3.5. Circuito Esquemático de la Electroválvula de seguridad

Adicionalmente se coloca en serie una resistencia, la cual está conectada directamente a una pata del microcontrolador, el cual va a mandar 0v ó 5v para abrir o cerrar la válvula, asegurando un rango de corriente permisible para el microcontrolador.

3.6 Diseño del Sistema Neumático.

Para que se pueda lograr el sistema de succión mediante el uso de las partes definidas anteriormente, se requiere de un cuerpo que las conecte, y haga posible la transferencia de sistema de presión el cual va a estar variando según las especificaciones dadas. De esta manera se cuenta con un sistema neumático que logra esta comunicación entre los diversos elementos que conforman este sistema de estimulación (ver Fig. 3.5):

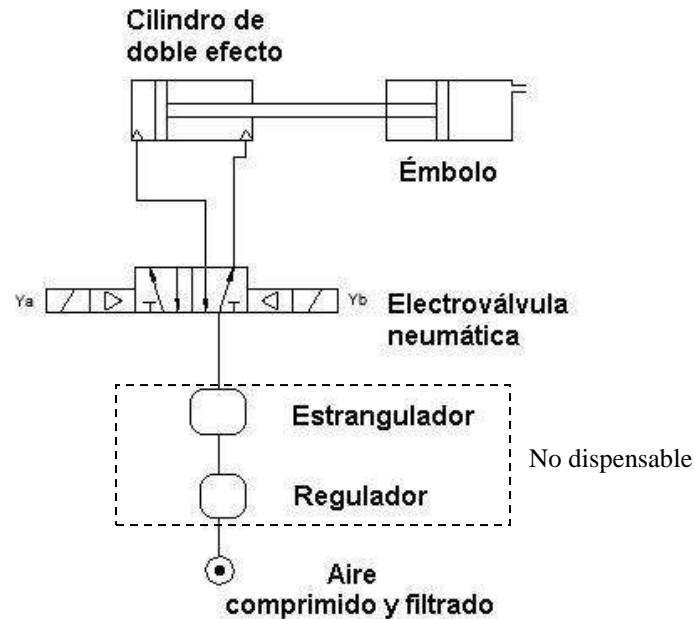


Fig. 3.5. Sistema neumático del estimulador de succión.

El siguiente sistema cuenta con los siguientes elementos y sus características:

- Cilindro de doble efecto de 28.5cm de longitud y 5cm de diámetro.
- Electroválvula neumática marca Herion serie 97100 antes mencionada.
- Estrangulador encargado de regular la velocidad aire.
- Regulador que se encarga de la variación de volumen de aire que ingresa.
- Pieza de distribución de aire número 1 o 2

Observación:

- Pieza de distribución del aire número 1, necesaria para poder conectar 3 o más conectores de presión y derivar el flujo de aire hacia los canales, la pieza fue diseñada por personal del CETAM-PUCP, la cual se conforma de un cubo de 16 mm de espesor, por 25 mm de base y 25mm de longitud.

- Pieza de distribución del aire número 2, para mejorar la función de succión y presión en el elemento final del sistema estimulador de succión (el chupón), se rediseñó esta pieza, modificándola a sólo 3 entradas, y ampliando sus áreas de salida para poder darle más velocidad al flujo haciendo uso de la propiedad de Bernoulli.

Usando las propiedades de ventosas para el diseño y lo dicho en el ítem 1.2.3, se obtiene el diseño final. Ver Anexo 2.

3.7 Sistema Neumático.

La regulación de la presión está manejada principalmente por una electroválvula, la cual accionada por el microcontrolador ATMEGA8L se encargará de la acción de succión y expulsión de aire en el chupón estimulador, regulando su intensidad conforme al estrangulador y regulador.

A continuación se muestra el circuito esquemático de control de la válvula neumática, basado en las Guías de Laboratorio de Neumática del curso Automatización Industrial [13]:

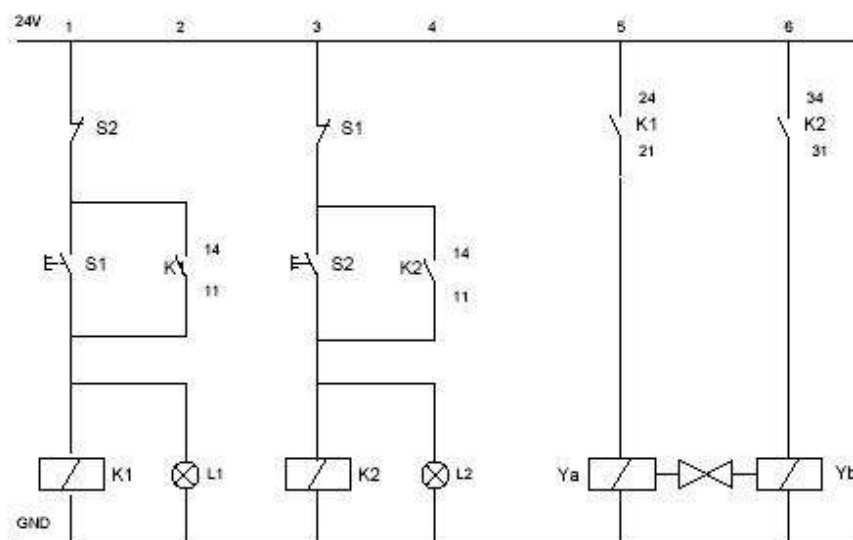


Fig. 3.6. Circuito esquemático del sistema neumático del estimulador de succión [13].

El circuito neumático puede ser controlado a distancia como se puede observar en la Fig. 3.6 (cable #4). Inicialmente, se debe activar el pulsador S1, que activa inmediatamente el controlador K1, activando el solenoide a distancia “Ya” y eso se comprueba mediante el encendido de la luz L1, que a su vez es accionada por el solenoide K1. Asimismo, se puede activar el solenoide “Yb” presionando el pulsador S2 y mediante el solenoide K2, se puede ver la activación correspondiente.

Lo que se buscó en este trabajo de tesis, es una válvula que pueda ser confiable y que presente las medidas de seguridad pertinentes, así como mayor costo de vida con menor mantenimiento, por ello se adoptó la elección de la siguiente válvula electroneumática.

Características de la válvula electroneumática Herion Modelo 2635250:

- Alimentación en bobinas: 24 VDC
- Junta reversible que permite funciones 3/2 o 5/2
- Recirculación de aire a escape
- Seguridad en caso de fallo de energía eléctrica (diseño mono estable)
- Diseño compacto
- Medio: aire comprimido, filtrado y lubricado o no lubricado
- Presión de trabajo: 2 a 10 bares
- Dirección de caudal: Fija
- Consumo de energía: 2W

Dicha válvula está unida a un cilindro de doble vía Marca Norgren Tipo RM/8020/M/25, la cual al tener doble entrada, acciona el émbolo que proporciona las presiones negativas y positivas en el chupón haciendo posible una eficaz estimulación de succión.

3.8 Sensor de Presión Diferencial.

Para el actual diseño se eligió el sensor MPX100 por su mayor versatilidad y un costo más cercano al costo promedio del mercado.

Datos:

- Voltaje de alimentación: 3VDC (típico)
- Sensibilidad: 0.6 mv / kPa (típico)
- Rango de presiones: Máximo 100 Kpa (14.5 PSI)

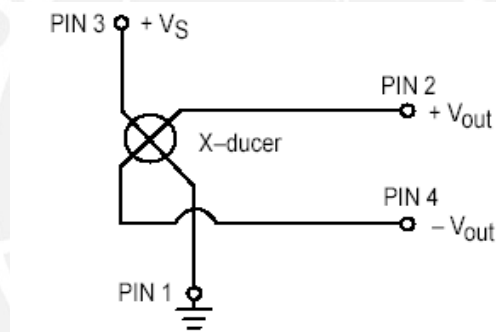


Fig. 3.7. Circuito esquemático del sensor de presión no compensado [15].

Según los parámetros dados y la gráfica proporcionada de la hoja de datos, es posible una identificar una relación entre la medidas de la diferencias de presiones con los voltajes de salida. Dichos voltajes están en una escala muy pequeña, por tal motivo se amplifica de manera que el microprocesador pueda identificarlo y registrarlo en su memoria como datos. La hoja de datos de este sensor, proporciona una fórmula lineal:

$$V_o = V_{off} (sensitivity \times P) \quad (\text{Ec.3.2})$$

Desde esta ecuación y de acuerdo a la curva de la gráfica de relación voltaje-diferencia de presión (ver Fig. 3.7), se obtiene la siguiente expresión matemática:

$$V_o = V_s(P \times 0.018 + 0.04) \tag{Ec.3.3}$$

[Se considera $\pm (error \times P \times Factor \times temp \times 0.018 \times V_s)$]

Donde $V_s = V_{DD} \pm 0.25V_{DD}$ y $V_{DD} = 5V$, P = presión de entrada.

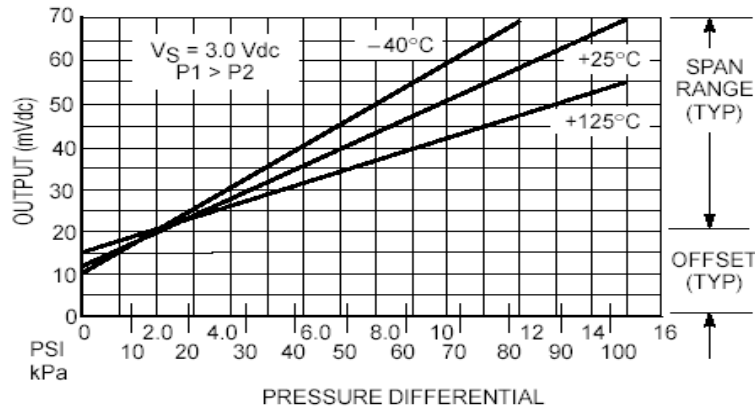


Fig. 3.8. Presión diferencial vs. Voltaje de salida [15].

De esta manera se observa que se mantiene la linealidad. Considerando el factor de error determinado por la variación de temperatura y presión atmosférica se puede distinguir que son mínimos.

Finalmente se obtiene el circuito esquemático final (Ver Fig.3.9).

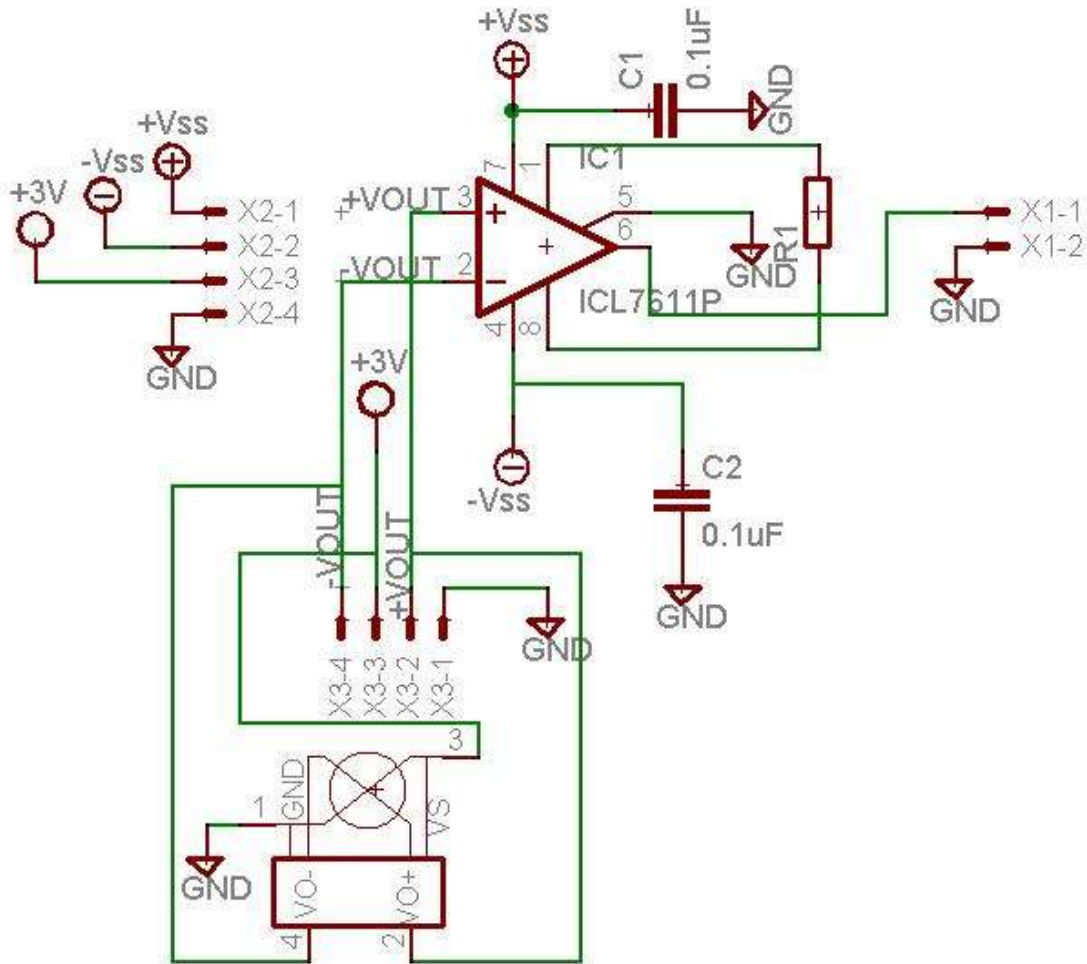


Fig. 3.9. Circuito del sensor de presión.

Donde ICL7611P es el encapsulado del Amplificador INA111, mencionado anteriormente.

3.9 Sistema de Adquisición de Datos.

Los datos obtenidos del sensor de presión están en el rango de los milivoltios, es por eso que es necesaria una amplificación de la señal para el registro de la señal en el microcontrolador. En este caso, se utiliza un amplificador de instrumentación por las características mencionadas en el capítulo 2, basado en el trabajo de tesis de Paulo Wong [12] (Ver Fig. 3.10).

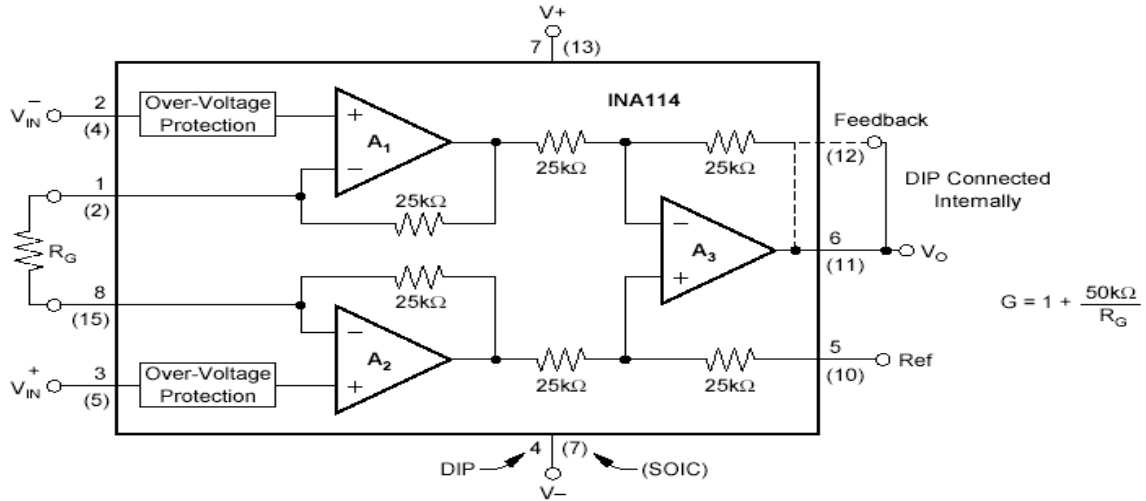


Fig. 3.10. Amplificador de instrumentación para el sensor de presión [16].

Según la configuración se puede determinar tres etapas:

- 1.- Etapa de buffer de entrada, tiene por objetivo aumentar la impedancia de entrada del circuito, se consigue utilizando un amplificador operacional en modo seguidor de voltaje para cada señal, la impedancia de salida de esta etapa es baja.
- 2.- Etapa del amplificador diferencial, las cuales se pueden modelar de la siguiente manera:

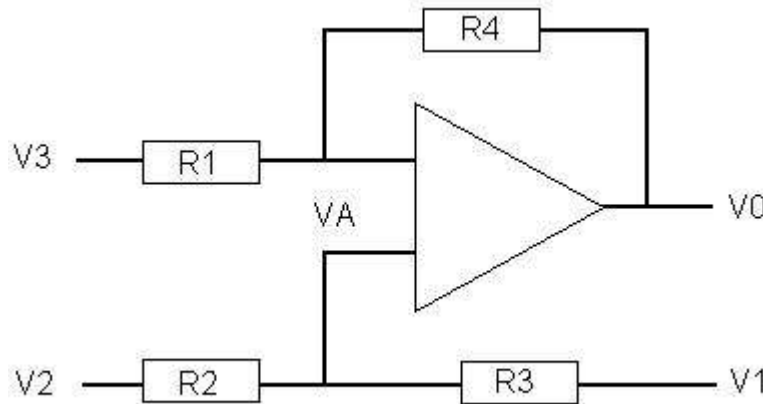


Fig. 3.11. Circuito de la etapa amplificador diferencial [16].

$$V_A = V_2 - \frac{R_2(V_2 - V_1)}{(R_2 + R_3)} = \frac{V_2 R_3 + V_1 R_2}{R_2 + R_3} \quad (\text{Ec.3.3})$$

$$V_0 = V_A - \frac{R_4}{R_1}(V_3 - V_A) = \frac{1}{R_1}[V_A(R_1 + R_4) - R_4 V_3] \quad (\text{Ec.3.4})$$

Ec.3.3 en Ec.3.4:

$$V_0 = \frac{1}{R_1}[(V_2 R_3 + V_1 R_2) \frac{(R_1 + R_4)}{(R_2 + R_3)} - R_4 V_3] \quad (\text{Ec.3.5})$$

Asumiendo que: $R_3 = R_4, R_2 = R_1$ obtenemos la siguiente expresión:

$$V_0 = \frac{R_3}{R_1}(V_2 - V_3) + V_1 \quad (\text{Ec.3.6})$$

De esta manera se observa que la salida V_0 del amplificador diferencial es la diferencia de voltajes entre V_2 y V_3 multiplicada por una ganancia dada por la relación entre R_1 y R_4 , el voltaje V_1 es el voltaje de referencia, que para nuestro caso va a GND.

El amplificador utilizado es el INA111, el cual es un amplificador de propósito general el cual ofrece una excelente exactitud en las mediciones. Este amplificador se eligió porque posee ganancias desde 1 hasta 10000. Cabe resaltar también que puede ser alimentado por un bajo voltaje de +/- 2.25V, y soporta temperaturas desde -40 a 85 C [12]. Para nuestro caso, se está usando una alimentación de +/- 15V. Como ya se ha visto, el rango de voltaje que da el sensor de presión varía desde los 10mv a 70mv. Para ello se eligió una ganancia de 50. Teniendo el valor deseado de amplificación, se recurre a la expresión siguiente según la configuración del amplificador:

$$G = 1 + \frac{50K}{R_G} \quad (\text{Ec.3.7})$$

Donde R_G es la resistencia para graduar el valor correcto de la ganancia. De esta manera se obtiene un $R_G = 500$ ohms.

Una vez amplificada la señal, se registra en la memoria del microcontrolador ATmega8L. Para evitar algunas interferencias de ruido eléctrico durante el envío se coloca un filtro pasabajo a la entrada del microcontrolador, con una frecuencia de corte de 3dB, según la siguiente expresión; teniendo en base las ecuaciones de las leyes de Kirchoff:

$$\bar{A}(i\omega) = \frac{U_o}{U_i} = \frac{1}{R + \frac{1}{i\omega C}} = \frac{1}{1 + i\omega RC} \quad (\text{Ec.3.8})$$

De esta manera se obtiene:

$$|A| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^2 R^2 C^2}} \quad (\text{Ec.3.9})$$

Así, finalmente obtenemos la expresión final del filtro pasabajos:

$$V_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{Ec.3.10})$$

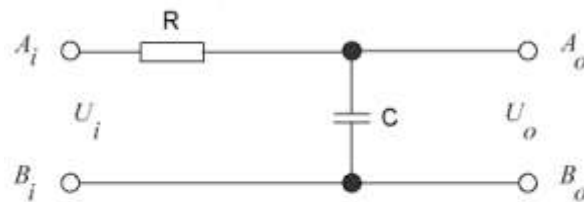


Fig. 3.12. Filtro pasabajos.

Donde $R = 1k$ y $C = 1nf$

De esta manera queda constatada la amplificación de la salida del sensor, cuya señal final queda filtrada de frecuencias indeseadas, lo cual es importante ya que puede discriminar el ruido eléctrico que pueda aparecer en el envío de los datos. Finalmente el diseño del circuito amplificador queda como sigue (ver Fig. 3.13).

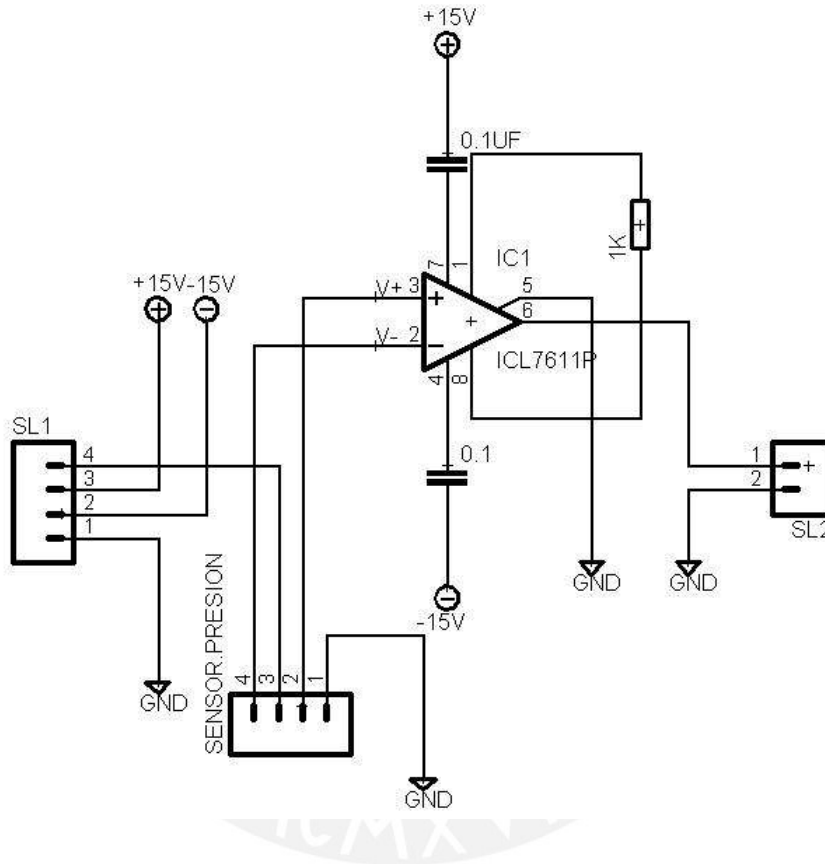


Fig. 3.13. Sistema de adquisición de datos.

Donde ICL7611P es el encapsulado del Amplificador código INA111 [16] y de la marca Burr-Brown.

3.10 Fuente de Alimentación.

Como se puede observar al tener varias etapas, existen diferentes variaciones de alimentación segundas características de los electos a usar. Así se tiene:

1.-Para el manejo del amplificador de instrumentación, son necesarios los siguientes voltajes:

+/- 15VDC, obtenidos a partir del LM317 y el LM337, regulados por un potenciómetro de 10K, de la manera como sigue, y condensadores, en la entrada de 3300uF y salida de 1uf, y otra resistencia de 1k. De igual manera, pero cambiando la posición de los condensadores, se obtiene los -15VDC con el LM337.

2.- Para el manejo del sensor de presión, se necesita un voltaje de 3VDC, con una corriente máxima de 6mA. Para dicho propósito, no fue necesario obtenerlo de un regulador, sino de un divisor de voltaje por medio de resistencias de 1K y 1.5K, teniendo 5VDC como voltaje de referencia

3.- Para la alimentación del microcontrolador ATmega8L, es necesario una alimentación de 5VDC, consumiendo un promedio de 500mA (varía según la frecuencia a la cual esté trabajando). Por tal motivo, se diseña la fuente con un regulador de voltaje LM7805, a partir de un LM7812.

4.- Para la activación de las electroválvulas, son necesarios 12VDC, para ello se obtiene los 12 voltios del regulador del punto 3.

5.- Para las válvulas electroneumáticas se requieren 24 VDC, obtenidas del regulador.

Todo esto es obtenido de un transformador a 24VAC con 1A, ya que teniendo ese valor tenemos un voltaje RMS, (después de ser rectificada) de 28.97VDC, y luego graduada a 24 voltios con el regulador LM338 los cuales van a ingresar en los reguladores de LM317, LM7805, LM7812 para +/- 15VDC, 5VDC y 12 VDC respectivamente. La alimentación del

sensor (3VDC) se hace por medio de un divisor de voltaje, ya que no consume mucha corriente (6mA).

6.- Los disipadores de potencia son requeridos según cada regulador. En el regulador LM317 la potencia máxima es 1.2W donde según su encapsulado T220 soporta hasta 20W a 1.5 A, los cuales son valores muy lejanos de uso. La temperatura de Juntura máxima es 125°C, tomando la proporción de la hoja de datos del transistor donde la resistencia térmica del regulador es 4°C/W, se obtiene con 1.2 W una temperatura mínima de 4.8°C.

Siguiendo la misma verificación con los reguladores se obtiene la siguiente tabla:

Regulador	Valores obtenidos de Hoja de Datos		Valores a Usar	
	Potencia (W)	Amperaje (A)	Potencia(W)	Amperaje máximo(A)
LM317	20	1.5	1.2	0.5
LM337	15	1.5	1.2	0.5
LM338	50	5	2	0.0833
LM7812	15	1	6	0.5
LM7805	15	1	2.5	0.5

Tabla. 3.1: Comparación de valores de para observar la necesidad de disipadores de potencia.

Donde las potencias a usar se observan muy menores a las potencias máximas, confirmando así, la ausencia de un disipador.

Por un tema de estandarización se colocaron disipadores de valores mínimos.

Finalmente se obtiene el circuito esquemático dado a continuación (Ver Fig.3.14).

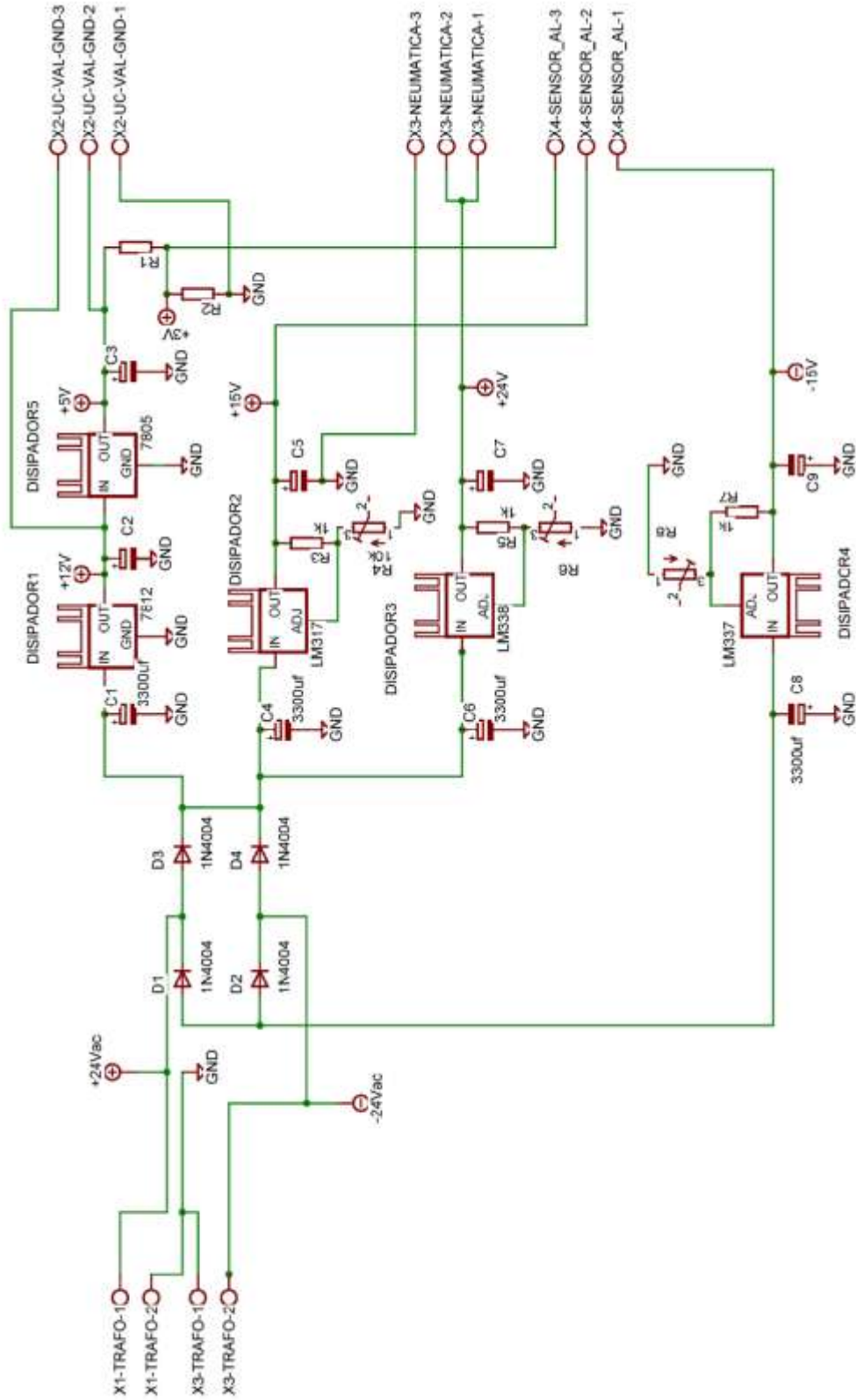


Fig. 3.14. Circuito con Reguladores de voltaje (Fuente de alimentación).

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Introducción.

En este capítulo se han desarrollado diferentes pruebas para obtener un patrón de succión y de funcionamiento de todo el sistema de estimulación y los diferentes dispositivos que la componen, como es el caso de los circuitos diseñados: generador de señales, la resistencia de chupones para determinar los rangos de presión que debe soportar por seguridad.

4.2 Prueba para obtención de Patrón mediante Sensor de Presión.

4.2.1 Objetivo.

Se busca obtener una señal media del patrón de succión ejercido por un grupo de bebés recién nacidos (primera semana de nacidos). Cabe resaltar que este tipo de señales registradas son de un nivel de voltaje de rango de los milivoltios, es por ello es necesario el uso de un sistema de adquisición de datos presentado en el ítem 3.9.

4.2.2 Herramientas.

Para las pruebas de obtención de patrones de succión en los bebés se usó los siguientes dispositivos:

- Chupón, marca Tuinies, tamaño estándar.
- Tubo de silicona de 40cm de largo.
- Acople del chupón estimulador con el tubo de silicona.
- Cable de transmisión de la señal, plug macho.
- Circuito con sensor de presión MPX100, marca Motorola.

- Sistema de adquisición de datos MP100A-CE, marca BIOPAC Systems, Inc.
- Módulo para obtención de señales analógicas/digitales UMI100C, marca BIOPAC Systems, Inc.
- Laptop para grabar la data, Marca COMPAQ.
- Software ACQknowledge Version 3.81 [17].

4.2.3 Método.

- a) Ensamblar el módulo de adquisición de señales analógicas/digitales y el sistema de adquisición MP100 Biopac junto con el módulo sensor de presión.
- b) Ejecutar el programa ACQknowledge en la computadora portátil con el Módulo Biopac conectado para grabar la data.
- c) Una vez teniendo el sistema activo, se procede colocar correctamente el chupón al bebe que debe estar en condiciones ideales, en presencia de su madre.

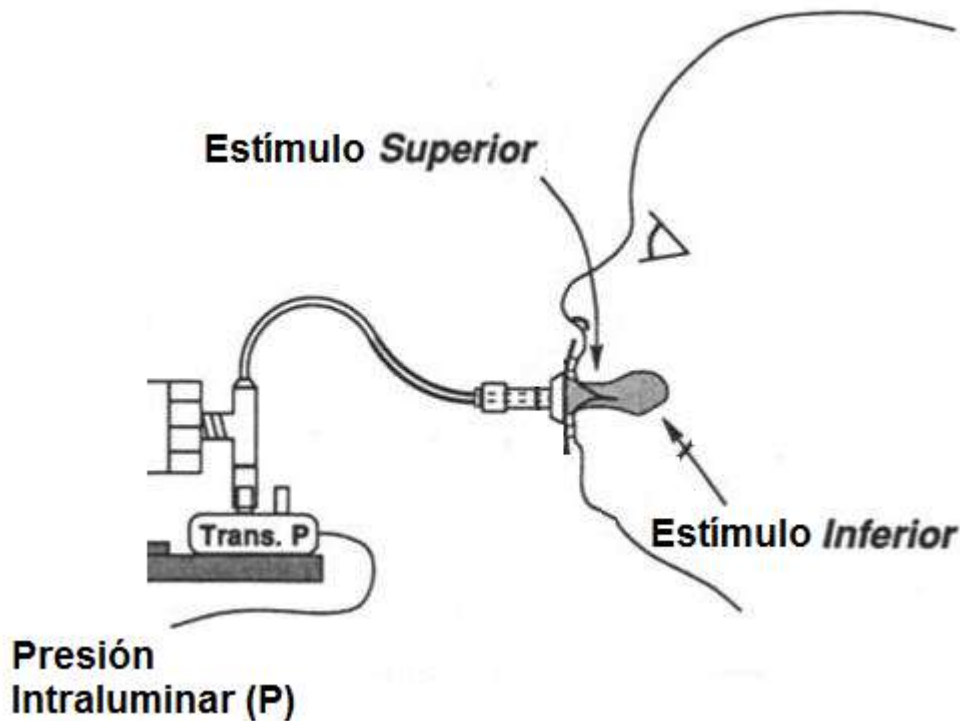


Fig. 4.1: Correcta ubicación del chupón [1].

- d) Tomado a una frecuencia de muestreo de 50 Hz, se obtuvo muestras durante 223 segundos.(Figura 4.2)

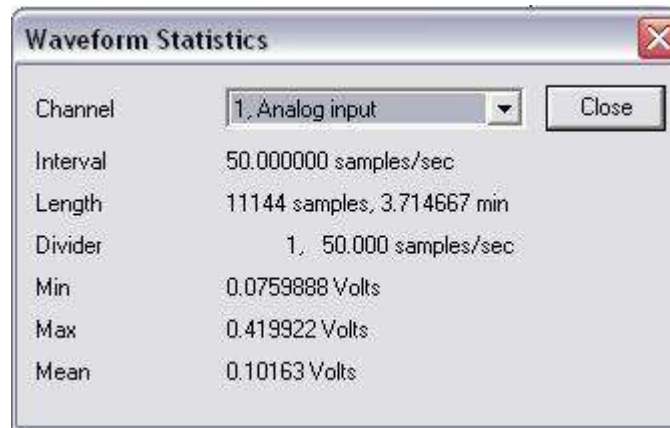


Fig. 4.2: Detalles de la señal obtenida mostrada en el ACQknowledge.

- e) Proceder a guardar el archivo correspondiente generado por el programa y preparar unas tablas resumen tanto para el promedio de medición como para errores obtenidas en futuras pruebas.

4.2.4 Gráficos.

Del archivo guardado se obtuvieron los siguientes datos mostrados en los siguientes gráficos visualizados por medio del software ACQknowledge. (Figura4.3).

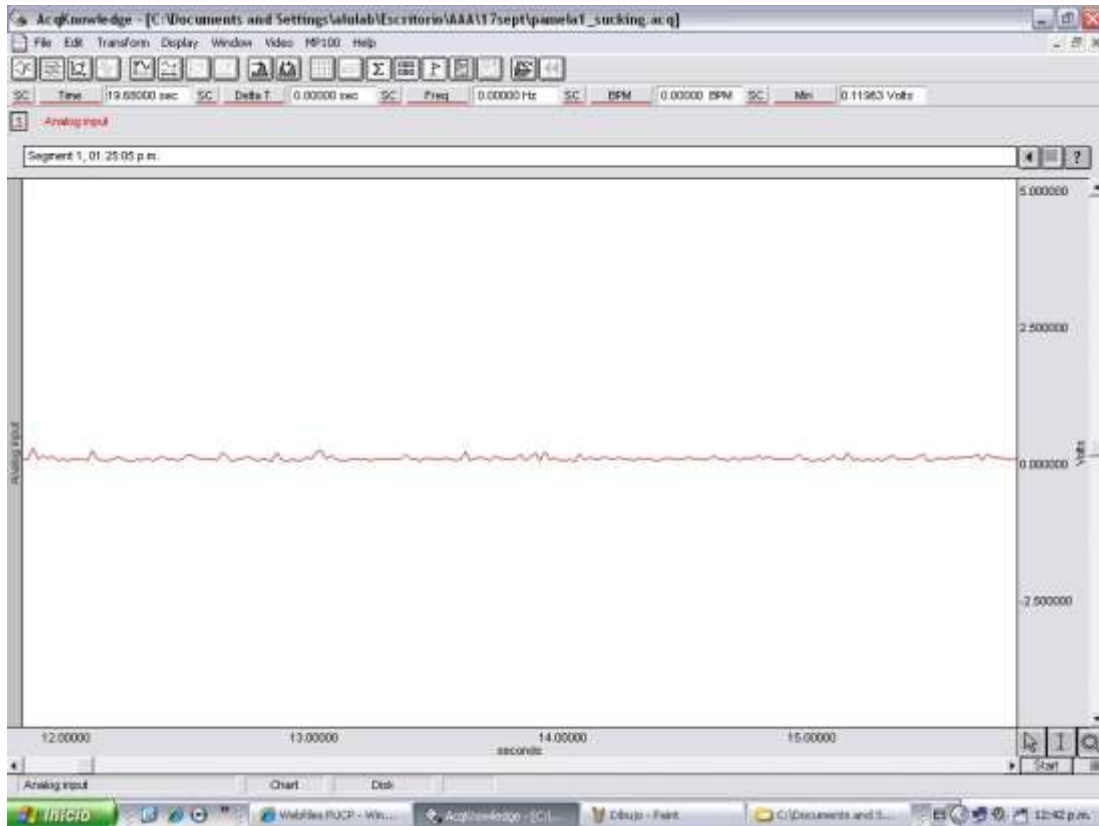


Fig. 4.3: Gráficos de la señal obtenida al registrar los patrones de succión de recién nacidos normales.

Se observa una señal muy débil, y con variaciones muy bruscas al inicio las cuales se van suavizando conforme va pasando el tiempo, indicativo muy claro de que el bebe se va dando cuenta que el chupón no es la glándula mamaria que espera al no recibir líquido alguno del cual alimentarse.

4.2.5 Gráfica de comparación.

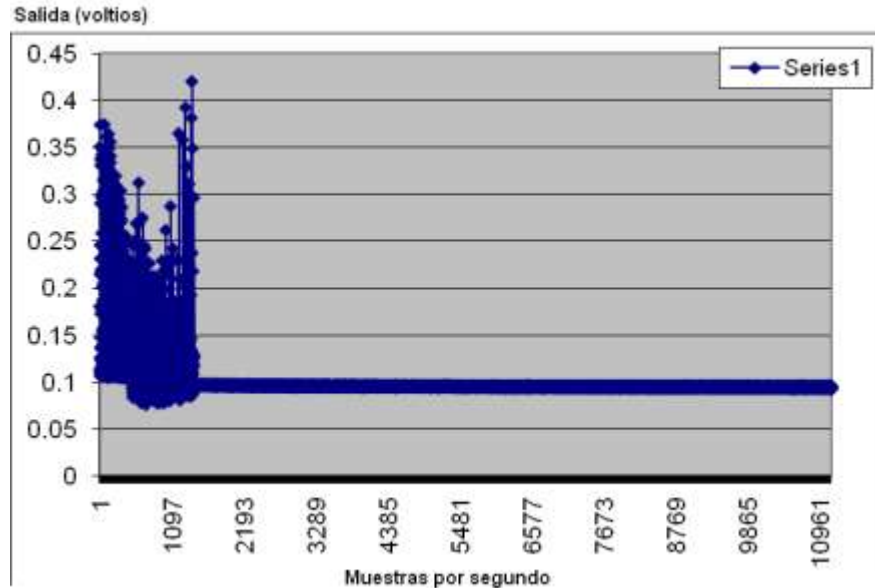


Fig. 4.4: Gráfico de voltaje de la señal

Como se puede observar en el gráfico de la figura 4.4 existen muchos valores cercanos a 0.09 voltios DC a partir de los 1402 ms, el cual no ayuda a que se pueda observa un patrón relevante, es por ello que acotamos el rango de datos a 1401ms, para ver su línea de tendencia.

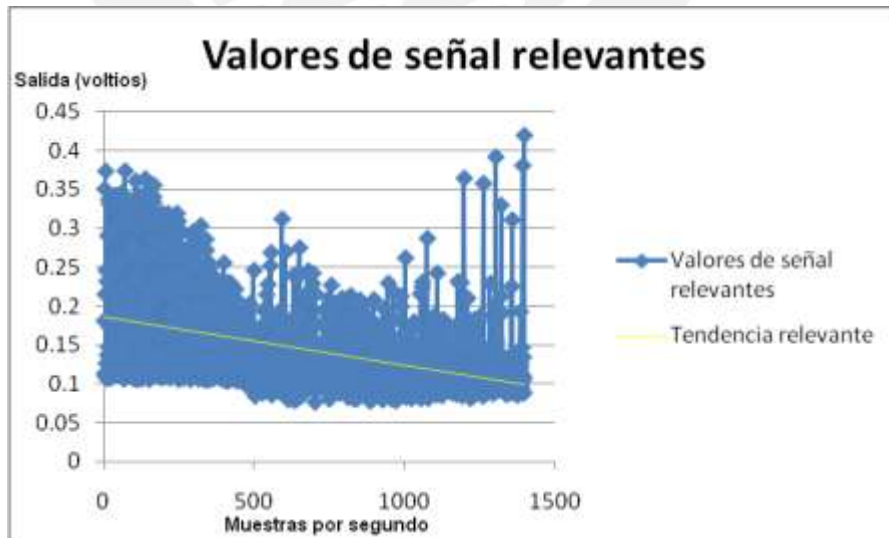


Fig. 4.5: Gráficos de las Tendencia de los valores de voltaje.

Es conveniente presentar en este ítem los datos obtenidos por el trabajo de investigación de Barlow y Finan [1], debido a que representa la referencia de validación de las repuestas obtenidas en los gráficos anteriores.

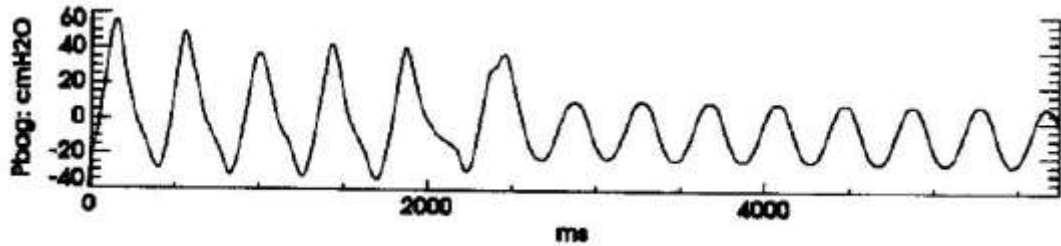


Fig. 4.6: Gráficos de Valores de presión presentada al cese de succión por inicio de estimulación obtenida por Barlow y Finan, 1996 [1].

Se puede observar que se obtiene una frecuencia de respuesta de 0.44Hz estimulándose con 2.5 Hz.

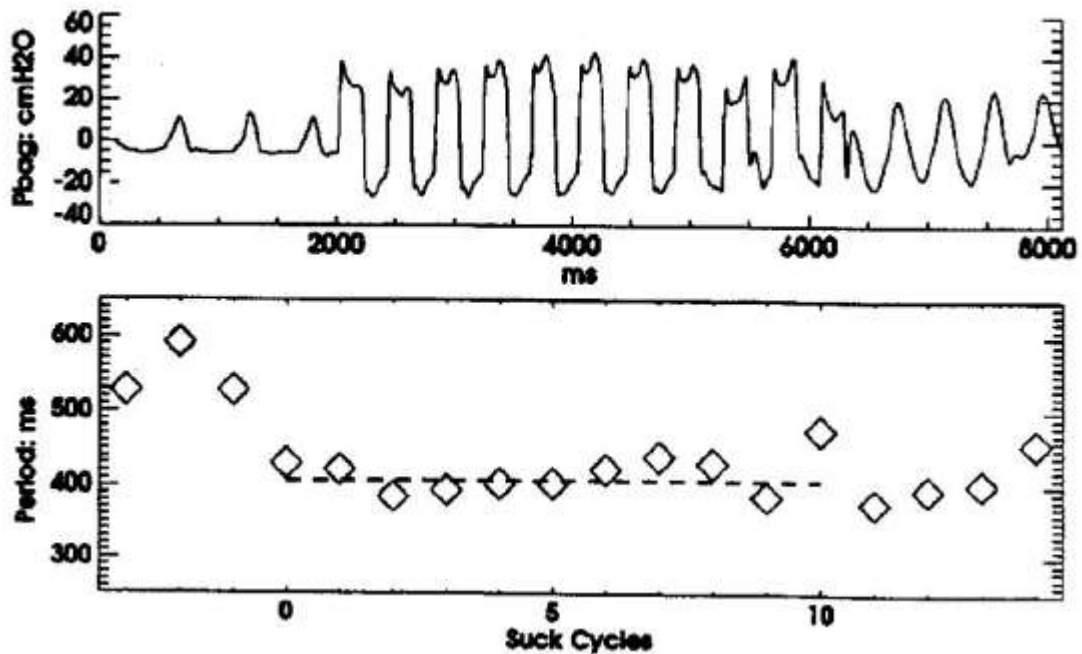


Fig. 4.7: Gráficos de Valores de presión presentada al entrenamiento de succión por inicio de estimulación obtenida por Barlow y Finan, 1996 [1].

4.2.6 Análisis.

Se puede observar que el reflejo de succión no se pierde desde un comienzo de la estimulación, eso indica que el bebe es bastante receptivo a estímulos externos.

Analizando la frecuencia de las ondas de prueba obtenidas del los bebes recién nacidos vemos esta tabla:

Patrones de succión	Tiempo	1000 ms	2000 ms	3000 ms	4000 ms	Promedio
	Periodos	16	20	14	14	16

Tabla. 4.1: Número de ondas durante rangos de 1000ms distinguidas en la señal obtenida y mostrada del ACQknowledge

Se ve que estas razones de periodicidad al ser variantes por variaciones externas o movimientos durante la operación del dispositivo permanecen dentro de un rango cercano.

4.3 Prueba de resistencia del Chupón Estimulador.

4.3.1 Objetivo.

Se busca obtener un patrón de resistencia del chupón a fin de brindar la seguridad del sistema a los bebes en caso el chupón pase su máximo límite de presión.

4.3.2 Herramientas.

Para las pruebas de resistencia del chupón estimulador se uso:

- Chupón, marca Tuinies, tamaño estándar.

- Tubo de silicona de 40cm de largo
- Simulador y verificador de presiones BPPUMP NIBP MONITOR TESTER (marca BioTek) [19].
- Pulsador e válvula mecánica neumática marca Herion.
- Cilindro de doble efecto de 28.5cm de longitud y 5cm de diámetro.
- Electroválvula neumática marca Herion serie 97100 antes mencionada.
- Fuente de Aire comprimido con rango máximo de 3 Bar.

4.3.3 Método.

- a) Conectar el BPPUMP y realizar pruebas desde presiones negativas hasta el máximo valor para futuras pruebas con compresoras. (Figura 4.8).



Fig. 4.8: Modo de uso y ensamble del BPPUMP.

- b) Anotar las mediciones para cálculos y cálculo de media que nos otorgue una tendencia de tolerancia de presión.
- c) Ensamblar el circuito neumático [13] con los elementos marca Herion. (Figura 4.9).

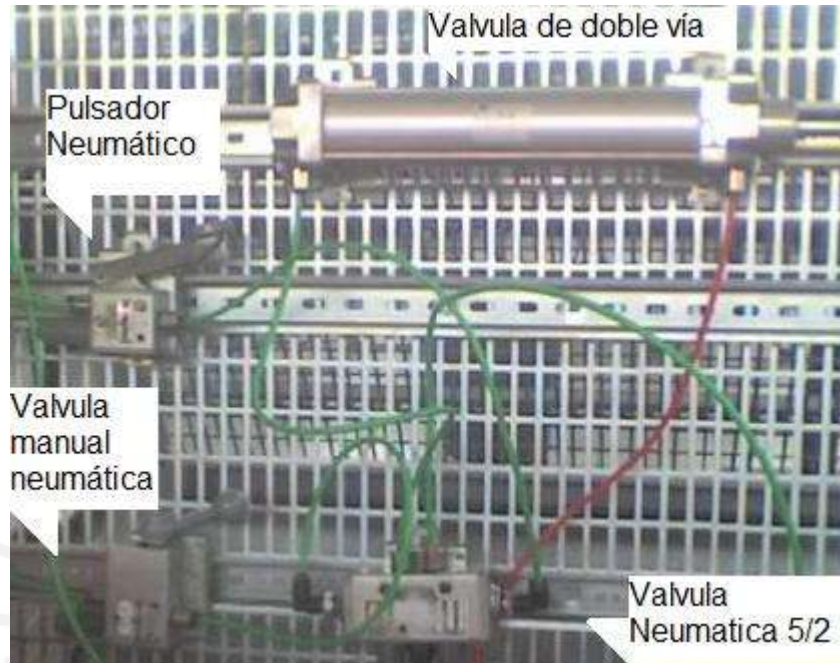


Fig. 4.9: Ensamblado del circuito neumático y elementos.

- d) Una vez con el sistema listo, se procede a alimentar desde el compresor con diferentes presiones tomando en cuenta no exceder una presión de 3 bares pues la manguera de silicona no tolera esa presión debido a su grosor y material.

4.3.4 Gráficos, elementos de datos.

Del experimento hecho con la bomba de aire BPPUMP se obtuvieron los siguientes gráficos (Figura 4.10).



Fig. 4.10: Gráficos de las presiones de trabajo soportada y mostrada en el Monitor Biotek del BPPUMP.

4.3.5 Tablas de comparación.

	Presión Inyectada (mmHg)	Desplazamiento del punto final de la superficie del Chupón (mm)
Presión 1	-22.5	1
Presión 2	-13.5	0
Presión 3	1	0
Presión 4	98.5	1
Presión 5	183	1
Presión 6	185.5	1.5
Presión 7	200	2
Presión 8	221.5	2
Presión 9	233.5	2
Presión 10	319.5	2
Presión compresora	1125.1(1.5 bar)	5

Tabla. 4.2: Valores de presión y dilatación presentada en el chupón a diferentes condiciones de trabajo (diferentes presiones).

Observación: 1 bar = 750.0638 mmHg (Motorola, 2003) [18].

4.3.6 Análisis.

Como se pudo observar los valores de presión menores a 200mmHg no ejercían suficiente presión en el chupón como para dilatarlo y pueda conseguir que el bebé pueda sentir el estímulo de succión. Al contrario, a una presión de 1.5 bar se demostró que el cable de conducción de presión llega a su límite y la dilatación es superior a la necesaria para estimular. De esta manera se alcanza un rango de seguridad mayor a 200mmHg para asegurar la estimulación y 400mmHg como grado razonable de estimulación considerando la presión a ejercer sobre el chupón de tal manera que la presión máxima alcanzada por la succión del paciente es 4,048mmHg según los gráficos analizados en este capítulo y adicionalmente los gráficos obtenidos por Barlow y Finan (Figura4.6).

Cabe resaltar que la seguridad del paciente está sujeta a las normas y estándares soportados por la manufactura del chupón aducida al “**AS/NZS ISO 8124.1:2002 Part 1: Safety aspects related to mechanical and physical properties**” [28]; Así como al diseño del mismo regido por la Comisión de Productos Seguros al Consumidor [29].

Analizando las diferentes presiones a las que se podían llegar y el cable de conducción de presión soportaría se llegaron a estos resultados, tal como se puede ver a continuación. (Figura4.11):



Fig. 4.11: Pruebas realizadas en el circuito neumático.

De esta manera se logró visualizar y comprobar las diferentes presiones a las que puede ser sometido el chupón sin sufrir deformación ni riesgos de rotura.

4.4 Prueba del Circuito Amplificador.

4.4.1 Objetivo.

Se busca obtener la señal del patrón de succión ejercido por diferentes bebes a través del sensor de presión MPX-100 de Motorola.

4.4.2 Herramientas.

Para las pruebas de obtención de valores de voltaje adecuados se hizo uso:

- Circuito Amplificador desarrollado con el circuito integrado INA111 [16] y con el sensor de presión Motorola MPX-100.
- Tubo de silicona de 40cm de largo.
- Simulador y verificador de presiones BPPUMP NIBP MONITOR TESTER (marca BioTek) [19].

- Pulsador e válvula mecánica neumática marca Herion.
- Cilindro de doble efecto de 28.5cm de longitud y 5cm de diámetro.
- Electroválvula neumática marca Herion serie 97100 antes mencionada.
- Fuente de Aire comprimido con rango máximo de 3 Bar.
- Circuito de alimentación realizado
- Osciloscopio Tektronix TDS220
- Multímetro Fluke 179.

4.4.3 Método.

- a) Colocar en el circuito amplificador [16] la resistencias adecuada, en este caso se uso una resistencia de $1k\Omega$ para obtener una ganancia de 50 con el simulador de presiones; posteriormente se cambiará a $2.63 k\Omega$ para obtener una ganancia de 20 debido a la alta presión suministrada por la alimentación neumática (Figura 4.12).

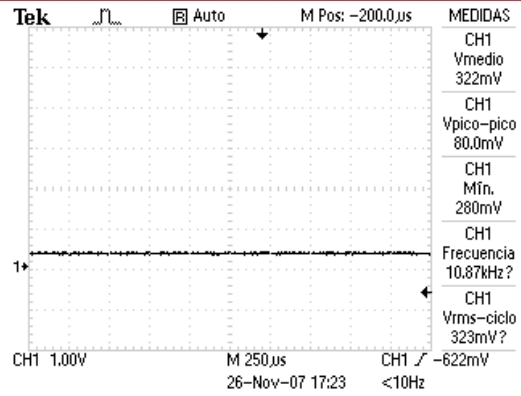


Fig. 4.12: Circuito del sensor de presión.

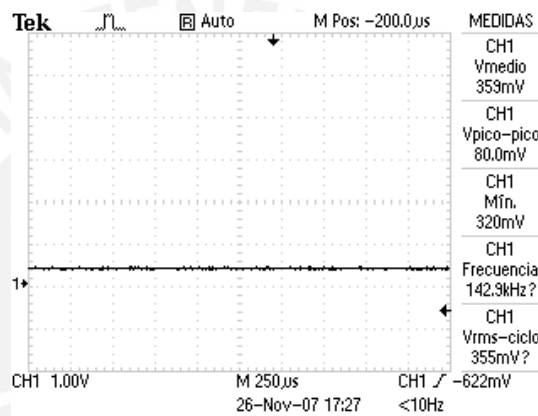
- b) Alimentar el circuito del sensor-amplificador y conectarlo al simulador de presiones para obtener el sentido de presiones más bajas, posteriormente se hará las pruebas con la alimentación neumática.
- c) Con el circuito en funcionamiento se procede a leer la señal obtenida del sensor la cual es incrementada por el amplificador instrumental.
- d) Se observan los valores que salen en el osciloscopio y se procede a su registro.

4.4.4 Gráficos.

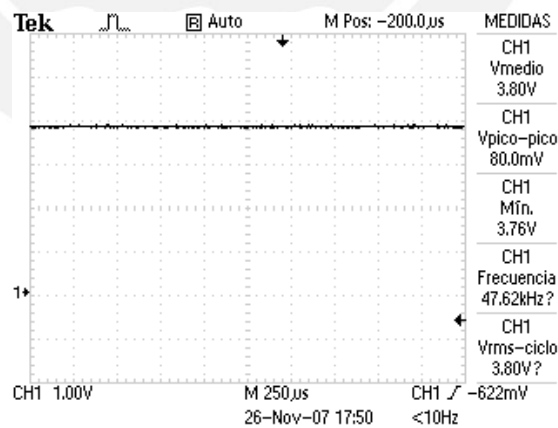
Con la señal de entrada se consiguen los siguientes resultados: (Figura4.13)



Voltaje amplificado del sensor - 1- a 3mmHg



Voltaje amplificado del sensor - 2- a 180mmHg



Voltaje amplificado del sensor - 3- a 361mmHg

Fig. 4.13: Gráficos de la señal amplificada obtenida de la salida DC del amplificador y mostrada en el osciloscopio.

Presión (mmHg)	Voltaje (voltios)
-11	0.211
3	0.358
11	0.439
21	0.532
30	0.632
40	0.738
50	0.828
60	0.928
70	1.04
80	1.15
90	1.24
100	1.36
110	1.45
120	1.56
130	1.64
140	1.76
150	1.86
160	1.96
170	2.06
180	2.16
190	2.24
200	2.36
210	2.44
220	2.55
230	2.63
240	2.72
250	2.83
260	2.92
270	3
280	3.09
290	3.19
300	3.27
310	3.36
320	3.44
331	3.56
342	3.64
352	3.72
361	3.8

Tabla. 4.3: Tendencia de los valores de voltaje y presión presentada en la señal obtenida y mostrada en el equipo generador de presiones BIOTEK.

4.4.5 Análisis.

Mediante la configuración del circuito del amplificador, condensadores de desacople de 0.1 μF para filtrar el ruido eléctrico y estabilizar mejor la señal amplificada, se logró una amplificación de la señal de gran variación asegurando tomar los datos de bajo voltaje producidos por los bebés al succionar, así como el de otorgar el mismo nivel para estimular, según los mismos patrones.

El ensayo se logró de una manera simple pero de forma controlada y con los instrumentos óptimos. (Figura 4.14).

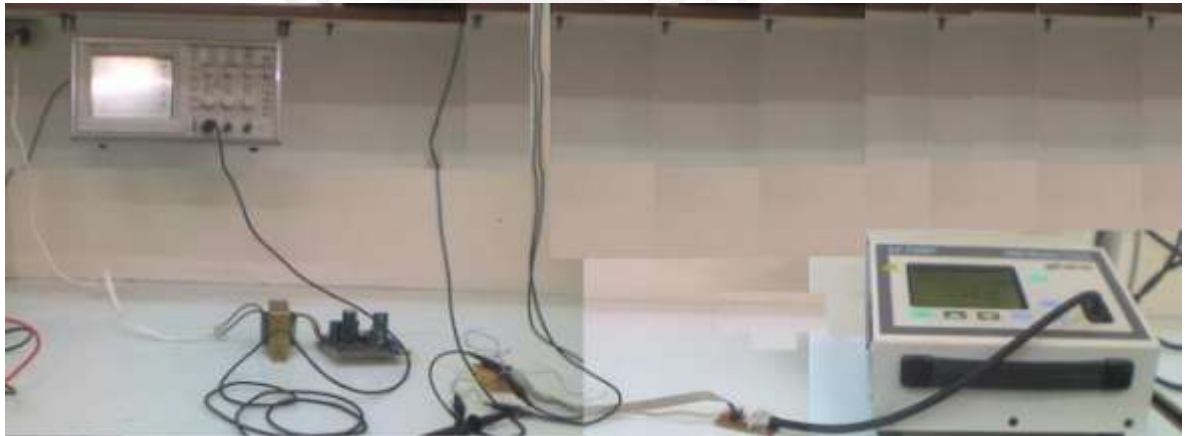


Figura. 4.14: Elementos usados en la prueba de amplificación de una señal

La estabilidad fue un factor importante pues hace que el porcentaje de error al amplificar se minimice, y ello se refleja en la linealidad presentada. (Figura 4.15). En este caso la ganancia fue fijada a 50 obteniendo un voltaje máximo de 3.8 voltios, para el uso con las válvulas neumáticas, y por tener valores de voltaje que superan los 1000 mmHg se recomienda reducir la ganancia a 20 con una resistencia de valor 2.63k reemplazando la anterior 1k.

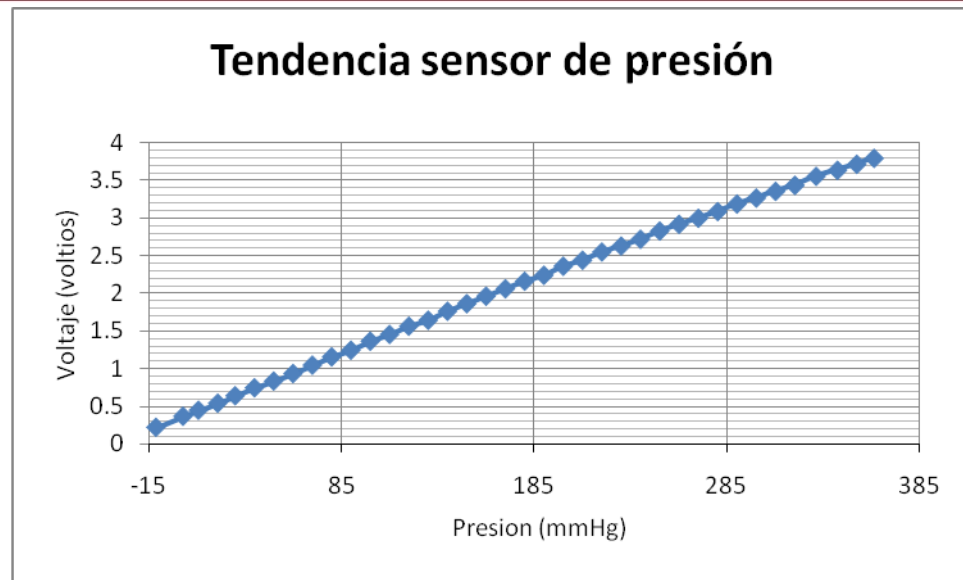


Fig. 4.15: Gráfico de Tendencia de los valores de voltaje y presión presentada en el osciloscopio al generar diferentes presiones con el simulador BPPUMP de BioTek.

4.5 Prueba del Sistema mediante Generación de Señales.

4.5.1 Objetivo.

Se busca obtener una señal de ancho regulado la cual controlará las válvulas electroneumáticas, que a su vez proporcionarán las presiones positivas y negativas en el chupón estimulador.

4.5.2 Herramientas.

- Circuito generador de señal con el microcontrolador ATmega 8 [20].
- Cilindro de doble efecto de 28.5cm de longitud y 5cm de diámetro.
- Electroválvula neumática marca Herion serie 97100 antes mencionada.
- Fuente de Aire comprimido con rango máximo de 3 Bar.
- Circuito de alimentación realizado.
- Osciloscopio Tektronik TDS220.

- Multímetro Fluke 179.

4.5.3 Método.

- a). Ensamblar el circuito neumático y alimentarlo tomando en cuenta el rango de operación del estimulador.(Figura 4.16)



Fig. 4.16: Sistema alimentando al generador de señales.

- b) Alimentar el circuito donde se ubica el microprocesador, con el supuesto de tenerlo con el programa ya grabado en la memoria interna (Flash), y asegurarse de su alimentación haciendo uso del multímetro.
- c) Proceder a conectar a la salida del circuito generador de señales(Anexo) a las válvulas electroneumáticas.

- d) Medir con el osciloscopio la señal obtenida del circuito generador de señal.
- e) Registrar los datos para su posterior análisis.

*Cabe resaltar que el grafico del sensor de presión (Fig. 4.15) al ser lineal se estima replicar los datos de estimulación generados.

4.5.4 Gráficos, elementos de datos.

Con la salida del circuito generador de señal se obtiene la siguiente señal:(Figura4.17):

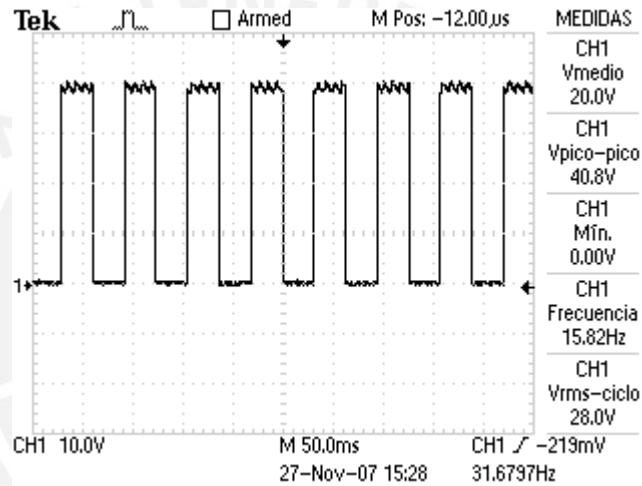


Fig. 4.17: Gráfico de la señal obtenida de la salida del circuito generador de señal y mostrada en el osciloscopio.

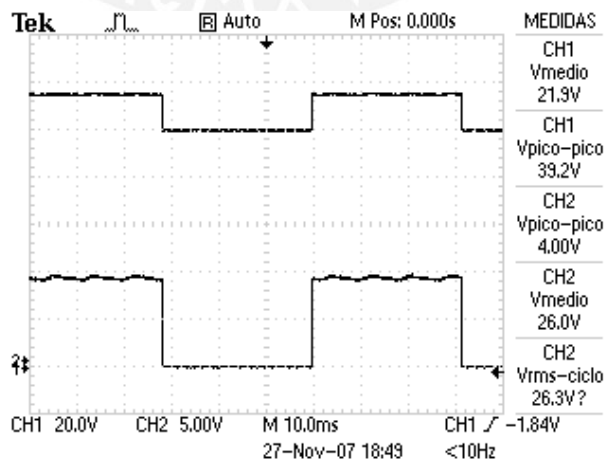


Fig. 4.18: Gráficos de la señal generada junto con la respuesta de las válvulas electroneumáticas.

4.5.5 Análisis.

Por medio de la generación de la señal desde el circuito, las válvulas producen las presiones positivas y negativas, el cual a su vez se ve concretado en la estimulación transmitida por el chupón estimulador. Se observó una señal estable, y constante la cual garantiza una estimulación eficaz y de corto tiempo al no existir interrupciones. El proceso de control de las válvulas electroneumáticas mediante el generador de señal se logró satisfactoriamente (Figura 4.19).

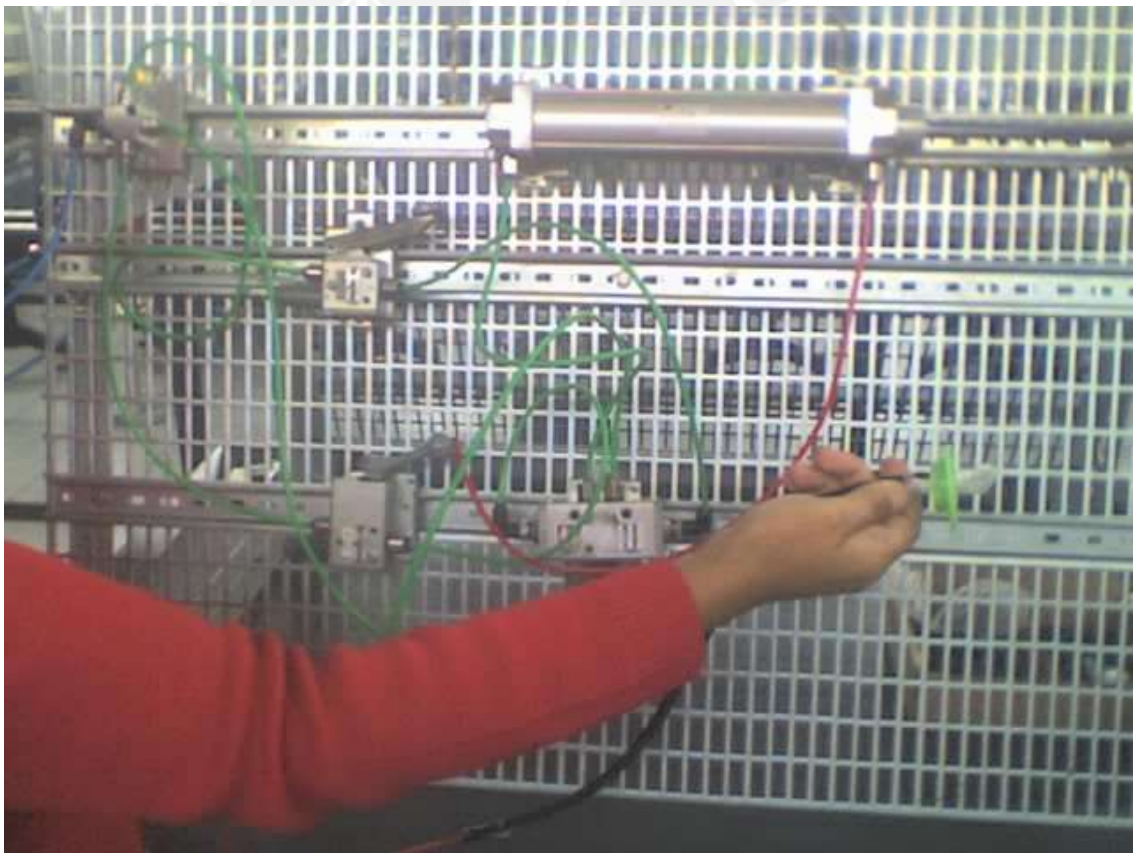


Figura. 4.19: Elementos usados en la prueba generación de la señal en el Centro de Tecnologías Avanzadas de Manufactura (CETAM).

4.6 Presupuesto Económico.

Dentro de los gastos esperados se presenta aquí la cotización de los elementos usados. Dentro de las pruebas se pudo constatar que la generación de presiones negativas y positivas por medio de válvulas neumáticas posee resultados más precisos, no conllevando a resultados muy costosos, basados en la propuesta económica alcanzada por el asesor técnico Marco Baila de la empresa Fluidtek S.A.

Sistema Estimulador de Succión

Ítem	Partes	Precio (S./)
3.10	Tarjeta Fuente de alimentación	60
3.8	Tarjeta amplificador de sensor diferencial	110
3.7	Sistema neumático	1200
-	Chasis	30
-	Diseño e implementación de prototipo(8meses)	2000
	TOTAL	3400

Tabla. 4.4: Presupuesto económico del sistema estimulador de succión.



CONCLUSIONES

- De acuerdo a los objetivos específicos, se confirmó que existe un alto índice de nacimientos de alto riesgo en nuestro país y recién nacidos prematuros nacidos con bajo peso, o con problemas de succión deglución alimentados por mucho tiempo por sondas nasogástricas (SNG) y /o vía intravenosa [10]. Una de las limitaciones encontradas fue deficiencias en el desarrollo del lenguaje al omitirse la etapa del acto reflejo de succión.
- Se obtuvo patrones motores de la succión no-nutritiva para su uso posterior en la construcción de la señal generadora de estimulación en el sistema desarrollado en condiciones de laboratorio. Y es importante el aporte de este trabajo multidisciplinario donde se unen dos áreas: neurociencias y electrónica, dando como resultado iniciar investigaciones en el campo neurocognitivo del trastorno del lenguaje en el niño.
- A través de la pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación desarrollado en este trabajo de tesis, para obtener los patrones motores de la succión no-nutritiva, se llegaron a las siguientes conclusiones:
 - Se demuestra que el rango de voltajes de los reflejos de succión con el rango de presiones obtenidas en las pruebas anteriores son las mismas que el trabajo de investigación por Donald Finan y Steven Barlow [1]. (Figura 4.6).
 - Se comprueba que los límites de seguridad son obtenidos con presiones menores a los 1.5 bares (1127.82 mmHg), pero se debe asegurar una presión superior a los 200mmHg para producir una estimulación apropiada en el sistema orofacial del bebe. Se demuestra también que la manguera conductora de presión conectada entre el chupón y el sistema de estimulación tiene una

resistividad menor al del chupón, asegurando que el medio de transmisión proteja indirectamente a los puntos terminales (chupón y motor).

- De acuerdo a los parámetros establecidos en la hoja de datos del circuito integrado del amplificador, se logró una amplificación de la señal con una ganancia modulada tal que se llegue a amplificar la señal a un nivel determinado para su posterior registro o maniobrabilidad en su uso. Ya sea tanto para valores bajas de presión (-11mmHg) como para medidas de presión altos (1000mmHg).
- Por las pruebas realizadas, las medidas de la señal generada para su propia acción en las válvulas electroneumáticas, se cumplió con un manejo la presión tanto positiva como negativa hacia el chupón estimulador logrando que funcione como un dispositivo de estimulación, ideal para estimular la succión en el recién nacido. Esto fue comprobado al observar que el chupón se expandía y contraía. (Tabla 4.2).

RECOMENDACIONES

- A pesar de mantener una presión cuasi-constante por el sistema de estimulación, es necesario implementar un sistema de seguridad al inicio del sistema, el cual se ocupe de controlar más eficientemente el tiempo de cada estimulación de succión que otorga el chupón.
- Se utilizó un cilindro de doble efecto de 28.5cm por efectos prácticos, pero se observó que existe cilindro de menor longitud (15cm) usado en el CETAM-PUCP el cual lograría un diseño mucho más portátil. Se recomendaría calcular si el recorrido tan pequeño pueda ser suficiente para generar la presión requerida.
- El Estado en el sector salud no evalúa los beneficios que se pueden obtener al contar con dispositivos de rehabilitación para individuos con discapacidad a temprana edad como es el caso de los recién nacidos. Es recomendable la estimulación en la etapa prematura, pues su ausencia limita el desarrollo del lenguaje en factores de discapacidad innecesarias.
- Por otro lado cabe resaltar, de al no disponer siempre de un compresor de aire que proporcione la alimentación del aire del sistema neumático, se debe investigar en el mercado internacional qué implicaría, contar con un compresor portátil y de uso médico cumpliendo con las normas higiénicas, a su vez que sea flexible a la hora de regular la salida de presión y visualizarla en un manómetro; y lo más importante no debe elevar el costo del sistema de estimulación.
- Es recomendable, para tener un control óptimo de la estimulación se debe probar el funcionamiento del sistema estimulador en forma continua por un periodo adecuado que

permita levantar información para definir las características ideales de funcionamiento en laboratorio para luego posteriormente pueda ser probado en recién nacidos. Además se deben registrar las respuestas inmediatas de estimulación a través de un electromiógrafo.



FUENTES

- [1]. ANDREATTA, Richard D., BARLOW, Steven M., BISWAS, Amitava, FINAN, Donald S. Mechanosensory Modulation of Perioral Neuronal Groups During Active Force Dynamics, *Journal of Speech and Hearing Research*, vol. 39, pp 1006-1017, Oct 1996.
- [2]. FINAN, DS., BARLOW, SM., The actifier: a device for neurophysiological studies of orofacial control in human infants, *Journal Speech Hear Research.*, vol. 39(4), pp. 833-8, Aug 1996.
- [3]. GOLDFIELD, E.C., WOLFF, P.H. A dynamical systems perspective on infant action and its development. In G. Bremner & A. Slater (Eds.), *Theories of infant development*, Oxford: Blackwell. 2003.
- [4]. KHANDPUR ,R.S., *Handbook of Biomedical Instrumentation*, pp56-57, 1992.
- [5]. KHANDPUR ,R.S., *Handbook of Biomedical Instrumentation*, pp308-318, 1992.
- [6]. CARR, Joseph J. and BROWN, John M., *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, pp233- 277,1993.
- [7]. CROMWELL, Leslie., WEIBELL, Fred J. and PFEIFFER, Erich A., *Biomedical instrumentation and measurements*, pp213-242, 1980.
- [8]. CHO, S H., FIEDLER, M., RU"DIGER, F., and HELDUSER, S., Virtual-design-model-based pressure-tracking control of high-dynamic pneumatic valves using a sliding mode controller combined with a proportional-integral derivative scheme, Nov 2005.
- [9]. KORANE, Kenneth., *Sorting out servo-pneumatics*, *Machine Design.*, Nov 4, 2004.
- [10]. ARROYO, Juan., *Derecho a la salud de las personas con discapacidad.*, Jul 2006.

- [11]. INSTRUMENTOS DE MEDIDA, S.L.
2007 Catalogo de Productos [En línea]. Madrid, España [Consultado 2007/05/31]
< <http://www.idminstrumentos.es/Sensores/presi.htm>>.
- [12]. HUAPAYA WONG, Paulo., Desarrollo de un sistema de presión negativa para el tratamiento de úlceras varicosas., Tesis (Ing.). Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Lima, PUCP., Dic 2006.
- [13]. GUIAS DE LABORATORIO DE NEUMATICA., Laboratorio de Automatización Industrial., PUCP, Dic 2005.
- [14]. NATIONAL SEMICONDUCTOR, Hoja de datos LM338, May 1998.
- [15]. MOTOROLA INC., Hoja de datos MPX100, 1995.
- [16]. BURR-BROWN, Hoja de datos High Speed FET-Input Instrumentation Amplifier INA111, 1998.
- [17]. ACQknowledge Software Guide 2002, working in acquisitions pp27, 43.
Setting up acquisitions, pp31. Starting an acquisition, pp32. Cover and frontispiece illustrations: Creative Resource Group, Santa Barbara, CA.
Manual Version 3.7.5, Dec. 5, 2002: digital filtering, threshold, FFT, OS, Show ToolTips.
< www.biopac.com/Manuals/acqknowledge_software_guide.pdf>.
- [18]. MOTOROLA Sensor Device Data Book DL200/d Rev. 5, 01/2003
Reference Table - Table 15. Pressure Unit Conversion Constants
<<http://www.motorla.com/semiconductors>>.
- [19]. BIOTEK Manual de Módulo NIBP Monitor Tester – Biotek BP-Pump
<www.nuh.nhs.uk/.../Test_Equipt_Quick_Start/NIBP%20Monitor%20tester-bio-tek-%20Quick%20start%20Guide.doc>.
- [20]. ATMEL Manual ATmega8 Completo, Feb 2006
Atmel Corporation 2006. <www.atmel.com/literature>.

- [21]. MEDWAVE Succión y Deglución: Anatomía y Fisiología / Medwave. Año V No. 9 Octubre 2005. Derechos Reservados. Perspectivas de especialidades.
- [22]. TOLEDO, Dra. Marcela., Pediatra en Programa de Formación en Gastroenterología Pediátrica, Universidad de Chile.
<<http://www.medwave.cl/perspectivas/PedSBA2005/8/1.act>>.
- [23]. EATHISA CHILE S.A. 2008., Manual Ventosas, Oct 2008.
<www.eathisa.com/dat/archivos/MVentosas.pdf>.
- [24]. ELIEZER ESCOBAR; Victor Mag, Manual de automatización industrial, *Sistemas Electroneumáticos.*, 2008. Universidad de Carabobo, Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Eléctrica Sistemas y Automática, Valencia, Venezuela.
<www.ing.uc.edu.ve/~emescobar/automat_I/contenido_menu/Unidad_II/Contenido_pagina8/pagina8.htm>.
- [25]. CONSTRUNARIO, marca representativa de Ediciones Construnario, S.L., Catálogo de construcción, Barcelona, España. Oct 2008.
<www.construnario.com/diccionario/swf/28051/Documentación%20técnica/.../05%20Ventosas.pdf>.
- [26]. NORGREN, Catálogo de Ventosas VCF, 2008.
<www.norgren.com/document_resources/ES/es_Ventosas%20VCF.pdf>.
- [27]. LUCCHINI DE SEGOVIA., María Luisa. Doctorado en Fonoaudiología- Escuela Superior de Fonoaudiología. UMSA. Evolución de las Praxias estomatológicas, 1 May 2005.
<http://www.espaciologopedico.com/articulos/articulos2.php?Id_articulo=723>.

- [28]. MINISTRY OF CONSUMER AFFAIRS. Investigation into the Need for a Product Safety Standard, Oct 2005.
<<http://www.consumeraffairs.govt.nz/policylawresearch/pacifiers/discussion/discussion.pdf>>.
- [29]. U.S. CONSUMER PRODUCT SAFETY COMMISSION. Requirements for Pacifiers, 16 C.F.R. Part 1511, Jan 2001.
< <http://www.cpsc.gov/businfo/regsumpacifier.pdf>>.
<<http://www.cpsc.gov/businfo/testpacifiers.pdf>>.



ANEXOS

ANEXO 1- Programa Generador de Señal

```

. *****
;
; Mi_señal_a_2hz
. *****
;

.include "m8def.inc"
; Definición de variables
;
.def temp =r16
; Definición de vectores de interrupción
reset:
    rjmp start
; El programa empieza después de reset
;

start:
    ldi r16, high(RAMEND)
    out sph, r16
    ldi r16, low(RAMEND)
    out spl, r16 ;inicialización de la pila a usar
    clr r16

```

out portb, r16; configuración del Puerto B como salida

LDI R16, \$02; configuración del pin 1 como salida de la señal

OUT DDRB, R16

CLR R16

rcall Config_Timer1; subrutina que configura el reloj contador 1 del atmega8

fin:

rjmp fin

Config_Timer1:

push r16

ldi r16, \$40

out TCCR1A, r16 ; configuración de la señal tipo CTC

ldi r16, \$0B

out TCCR1B, r16 ;configuración del tipo de señal

ldi r16, \$00

out TCNT1H, r16 ;tamaño del contador

ldi r16, \$00

out TCNT1L, r16

LDI R16, \$00

out ICR1H, r16

ldi r16, \$00

out ICR1L, r16; configuración de captura de entrada

LDI R16, \$0F

OUT OCR1AH, R16 ;número de comparación exitosa

LDI R16, \$41

OUT OCR1AL, R16

LDI R16, \$00

```
OUT OCR1BH, R16
```

```
LDI R16, $00
```

```
OUT OCR1BL, R16
```

```
pop r16
```

```
ret
```

```
;TCCR1A=0x40;
```

```
;TCCR1B=0x0B;
```

```
;TCNT1H=0x00;
```

```
;TCNT1L=0x00;
```

```
;ICR1H=0x00;
```

```
;ICR1L=0x00;
```

```
;OCR1AH=0x0F;
```

```
;OCR1AL=0x41;
```

```
;OCR1BH=0x00;
```

```
;OCR1BL=0x00;
```



Anexo 2- Diseño de Pieza de distribución de aire numero 2

Se puede predecir el caudal de determinado canal o tubo de sección mediante el diagrama de Moody, en éste caso al ser de sección variable, la única manera de conocer la reacción es mediante la experimentación.

“El difusor es un ensanchamiento o aumento de área cuya finalidad es reducir la velocidad para aumentar la presión de flujo.” De ésta manera se logra un aumento de caudal mayor y por ende una succión más fuerte en el chupón requiriendo menos pérdidas y menos presión de entrada necesaria [1a].

El mayor inconveniente que presenta el difusor es el espacio que puede ocupar [2], pero en éste caso, las medidas serán muy pequeñas al estar limitados por medidas fijas e inalterables que se toman en cuenta en el siguiente proceso.

Las pérdidas a considerar son 2, el rozamiento de las paredes (directamente proporcional a la longitud del difusor) y el desprendimiento de la corriente principal en las paredes divergentes del tubo (directamente proporcional con el ángulo de apertura del difusor) [2a].

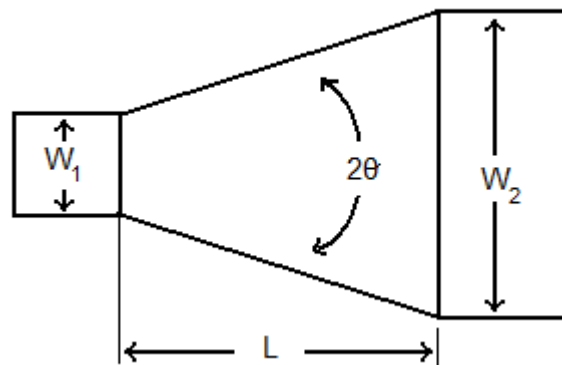


Figura 2a.1: La ecuación de Bernoulli en ausencia de pérdidas indica

$$p + \frac{1}{2}\rho V^2 = p_0 = \text{constante} \dots\dots\dots \text{Ec 2a.1}$$

donde p_0 es la presión de remanso o estancamiento, es decir la presión que alcanzaría si se detuviera hasta velocidad=0 sin ninguna pérdida.

Parámetro básico de un difusor:

$$C_p = \frac{P_e - P_t}{P_{0t} - P_t} \dots\dots\dots \text{Ec 2a.2}$$

donde los subíndices s y t significan salida de garganta(entrada) respectivamente. Valores altos de C_p indican funcionamiento eficiente.

Considerando el difusor planteado en la Figura 2a1. La ecuación de Bernoulli nos diría:

$$p_{01} = p_1 + \frac{1}{2}\rho V_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho V_2^2 = p_{02} \text{ o}$$

$$C_{p,\text{sinfric}} = 1 - \left(\frac{V_2}{V_1}\right)^2 \dots\dots\dots \text{Ec 2a.3}$$

La ecuación de continuidad requiere:

$$Q = V_1 A_1 = V_2 A_2 \dots\dots\dots \text{Ec 2a.4}$$

De las ecuaciones 2a.3 y 2a.4 se obtiene

$$C_{p,\text{sinfric}} = 1 - (AR)^{-2} \text{ donde } AR \text{ es } A_2 / A_1 \dots\dots\dots \text{Ec 2a.5}$$

Para un diseño típico es $AR=5:1$ donde $C_p=0,96$. Pero realmente los valores limites se varían de 0,86 a solo 0,24.

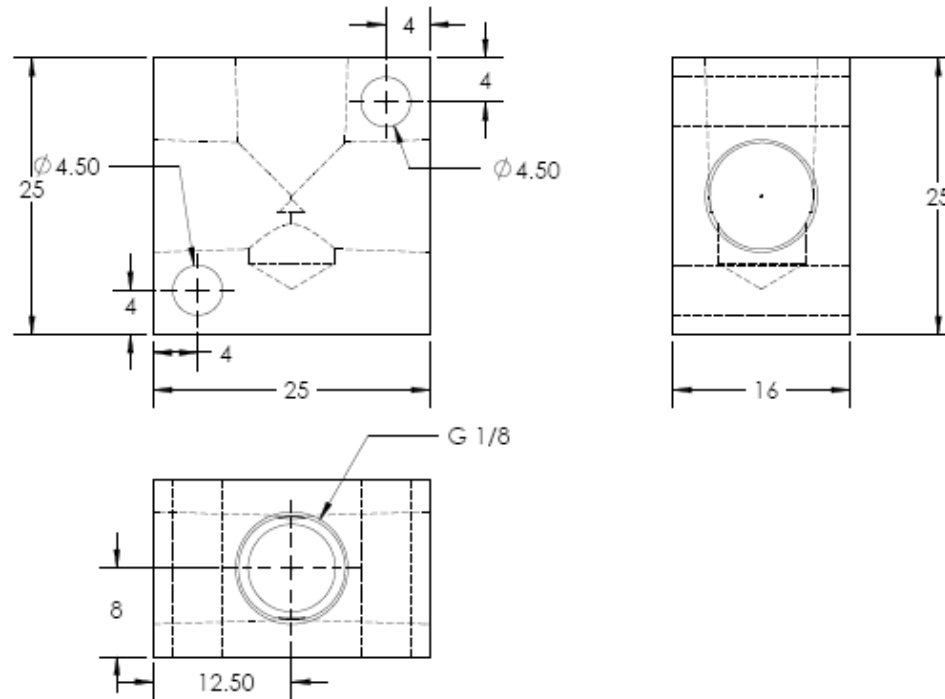
En este caso se usa un difusor cónico con las medidas de AR que podrían variar de diferentes maneras. A continuación se muestra una tabla con las medidas de AR, donde el diámetro de salida se considera fijo (el diámetro de los conectores Norgren son fijos).

Diámetro de entrada	Funcionamiento	AR	C_p
10	No hay ángulo, dejaría de ser Difusor	1	0
9	Menor al mínimo valor	0.81	0.9
8	Menor al mínimo valor	0.64	0.16
7	Valor Medio al mínimo y máximos alcanzados experimentalmente.	0.49	0.51
6	Bueno	0.36	0.64
5	Muy bueno	0.25	0.75
4	Muy bueno	0.16	0.84
3	El valor ideal	0.09	0.81
2	No alcanzable experimentalmente	0.04	0.96
1	Irreal	0.01	0.99

 Tabla 2a.1 Tabla de valores de AR y C_F

Según la tabla mostrada, el valor para tener el mejor funcionamiento sería a 3 mm. Es así que en el diseño de la pieza se considera con éste valor, para así alcanzar las actuaciones óptimas del difusor.

Figura a2.2: PLANOS DE LA PIEZA

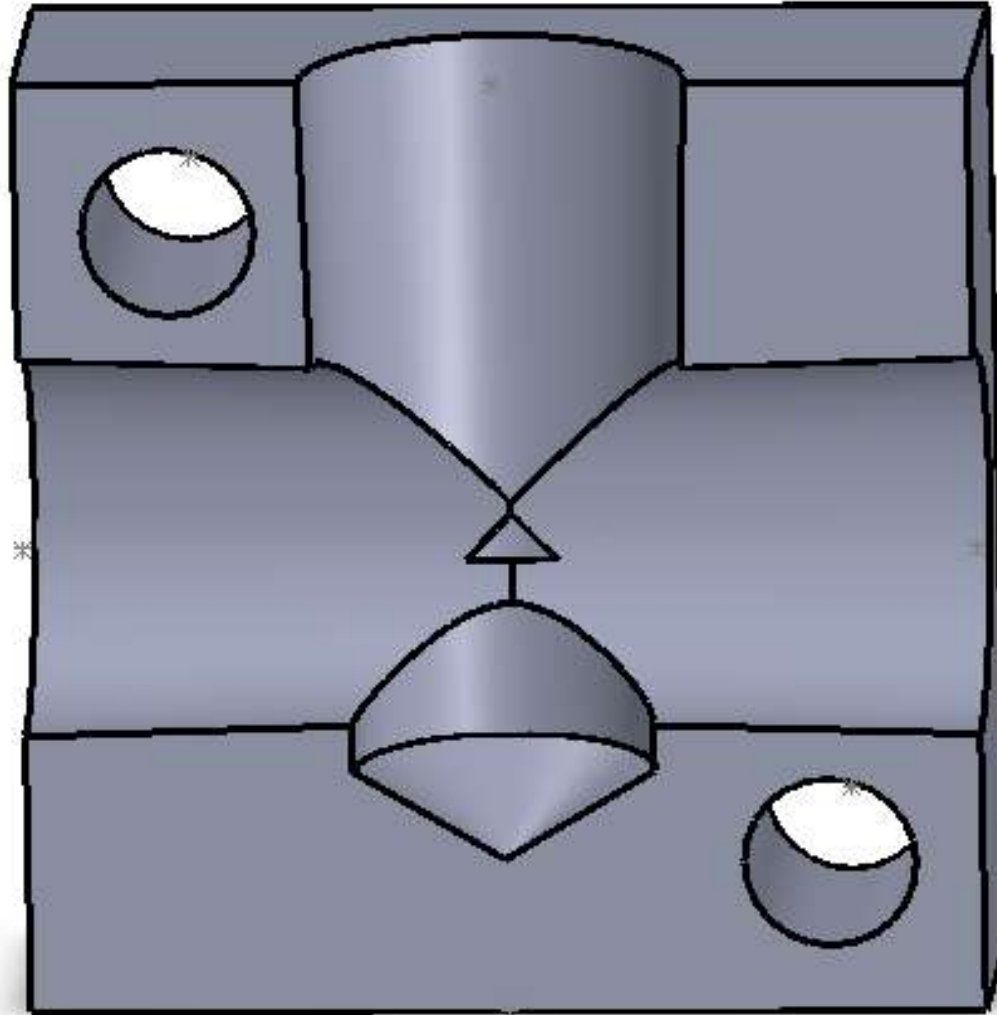


PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF
«INSERT COMPANY NAME HERE». ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF THE

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL \pm	ENG APPR.			
		ANGULAR: \pm MACH \pm BEND \pm	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL \pm	Q.A.			
		THREE PLACE DECIMAL \pm	COMMENTS:			
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				SIZE A DWG. NO. Part1 REV
		MATERIAL				
		FINISH				
	NEXT ASSY	USED ON				
	APPLICATION	DO NOT SCALE DRAWING				SCALE: 2:1 WEIGHT: SHEET 1 OF 1

n educacional de SolidWorks
ara uso en la enseñanza

Figura 2ª.3: Vista Tridimensional con corte



Referencias

2a.1 WHITE, Frank. Fluid Mechanics, Diffuser acting. Conduct flow experiments. pp.394-400, McGraw-Hill, 1983.

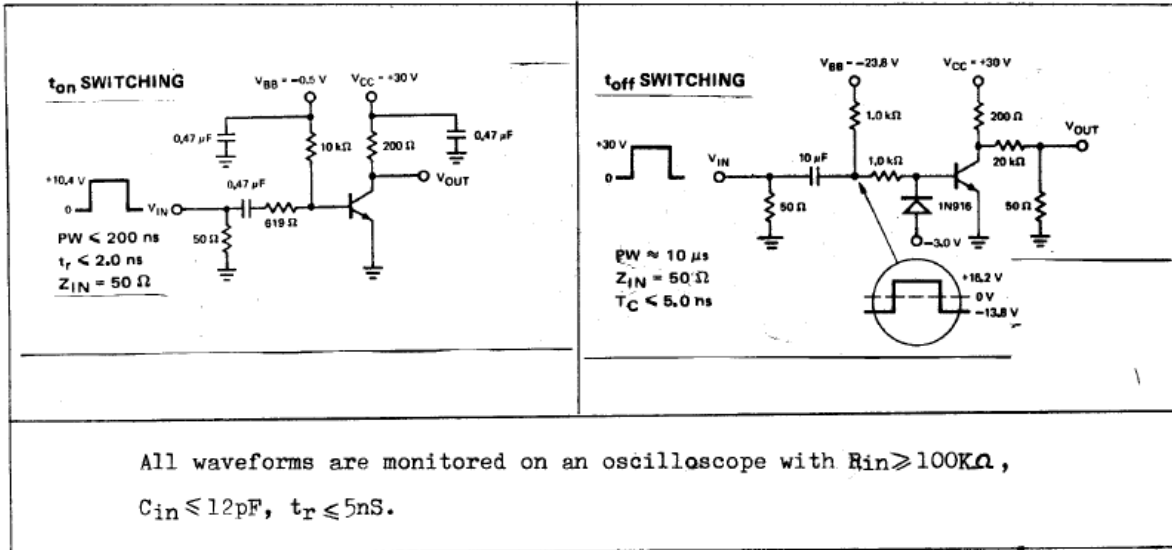
2a.2 CRESPO, Antonio. Mecánica de Fluidos, Movimiento de Líquidos en conductos de sección variable. pp. 381-391, Universidad Politécnica de Madrid, 2002.



Anexo 3- Diseño Circuito generador de señales

Se obtiene circuitos de pruebas de señal, desde la hoja de datos del mismo transistor.

SWITCHING TIME TEST CIRCUITS



Se controla la entrada desde el microcontrolador ATmega8, el cual dado su flexibilidad y número de puertos permite la disposición del sistema.

Anexo 4- Diagrama de Flujo del Progrma generador de Señal.

