

PROYECTO FINAL

ESTROBOSCOPIO LARÍNGEO AUTOMÁTICO

Alumno: Ramiro Marín

Director: Dr. Ing. Alejandro José Uriz

Codirector: Ms. Ing. Esteban Lucio González

Fecha: Diciembre 2014

**Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería
UNMDP**



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

INDICE

INDICE	2
RESUMEN	5
INTRODUCCIÓN	7
CAPÍTULO 1	11
1.1 Producción de la voz	11
1.1.1 Aparato respiratorio	11
1.1.2 Aparato fonador	12
1.1.3 Aparato resonador.....	13
1.2 Estroboscopio	13
1.3 Aplicación clínica de la laríngeostroboscopia	14
1.4 Exploración funcional estroboscópica	15
1.4.1 <i>Introducción</i>	15
1.4.2 <i>Principios básicos</i>	16
1.4.3 <i>Aplicación</i>	18
1.4.4 <i>Estudio laríngeostroboscopia</i>	18
1.4.5 <i>Principios de interpretación</i>	19
1.4.6 <i>Patología vocal</i>	21
1.5 Estroboscopios existentes en el mercado	25
1.6 Estroboscopio desarrollado por el Ing. Berardi Gustavo Adolfo	30
1.7 Estroboscopio laríngeo automático (propuesto en este proyecto)	32
1.8 Estructura del sistema	34
CAPÍTULO 2	37
2.1 Características del Microcontrolador dsPIC	37
2.1.1 Conversión Analógica/Digital.....	39
2.1.2 Controlador DMA	40
2.2 Algoritmo de extracción de la frecuencia fundamental F0	41
2.3 Circuito de acondicionamiento de la señal de entrada al dsPIC	42
2.4 Circuito de salida del dsPIC	45
2.5 Conclusiones del capítulo	48
CAPÍTULO 3	49
3.1 Características del Microcontrolador PIC	49
3.2 Circuito de entrada al PIC	54
3.2.1 Etapa de recepción de F0	54
3.2.2 Llaves de comando	56

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

3.3 Circuito de salida del PIC.....	57
3.3.1 Pantalla de cristal líquido (LCD)	60
3.3.2 Optoacoplador.....	63
3.3.3 Etapa de potencia	64
3.3.4 Led	66
3.4 Acoplador de acrílico	67
3.5 Conclusiones del capítulo	73
<i>CAPITULO 4</i>	<i>74</i>
4.1 Transmisión de datos entre el dsPIC y el PIC.....	74
4.2 Fuente de alimentación	76
4.3 Desarrollo del circuito impreso (PCB)	77
4.4 Presentación del equipo	83
<i>CONCLUSIONES</i>	<i>89</i>
<i>REFERENCIAS.....</i>	<i>91</i>
<i>AGRADECIMIENTOS.....</i>	<i>94</i>

RESUMEN

La voz es uno de los elementos de la comunicación y está íntimamente relacionada con los aspectos emocionales de la persona. Expresarse y comunicarse por medio de la voz es una de las necesidades más importantes para el ser humano y, en consecuencia un elevado número de personas la utiliza como elemento fundamental en su profesión. Sin embargo, la fonación no sólo se ve afectada por la profesión de la persona y el uso que se le da a la misma, sino también por los hábitos tóxicos, tales como el consumo de tabaco, que tiene una alta prevalencia en nuestro medio (35% según el Ministerio de la Nación Argentina).

Al emitirse un sonido vocal, se produce una ondulación de la mucosa de las cuerdas vocales. Al ondular aparece un movimiento de separación y aproximación (ciclo vocal) que genera el sonido. Dicho ciclo vocal es un fenómeno demasiado rápido para que pueda verlo el ojo humano, que solo percibe fenómenos dinámicos de hasta cinco o seis imágenes por segundo. El estroboscopio es un instrumento electrónico que permite observar las cuerdas vocales de manera directa, adquiriendo la fonación emitida por el paciente y realizando un procesamiento de la señal para determinar la frecuencia fundamental de la misma. Esta última coincide con la frecuencia fundamental del movimiento de las cuerdas vocales (también conocida como *Pitch*). Dicho instrumento, emite pulsos de luz sincronizados con la frecuencia fundamental del movimiento de las cuerdas vocales. Cada vez que éstas son iluminadas, se hallan en la misma posición en la cual se encontraban respecto del pulso de luz previo generando el efecto estroboscópico de parecer estáticas. Variando levemente la frecuencia de salida de los pulsos de luz, se puede iluminar las cuerdas vocales en diferentes momentos de su ciclo de funcionamiento permitiendo de esta manera ver una versión en “cámara lenta” del movimiento de las mismas. La utilización de este equipo es de suma importancia para la prevención primaria de enfermedades crónicas del aparato fonatorio.

El presente proyecto se basa en el diseño de un estroboscopio laríngeo, que tiene como ventaja innovadora el cálculo automático de la frecuencia fundamental de la fonación en tiempo real. Actualmente existen equipos en el ámbito público de la salud que recurren al uso de un pedal comandado por el otorrinolaringólogo para estimar la frecuencia fundamental, pero de forma manual.

El núcleo principal del estroboscopio se basa en la capacidad del mismo para determinar con eficiencia y exactitud la frecuencia fundamental (F_0) de una fonación.

Al instrumento mencionado, se le conecta un micrófono para sensor el sonido de la fonación emitida. Luego de un acondicionamiento de la señal de audio se realiza un procesamiento digital de la señal adquirida mediante el empleo de un microcontrolador dsPIC. A través del uso de la técnica “*Ping Pong Buffering*” y el acceso directo a memoria (DMA) se logró un flujo de datos constante, para el volcado

de los mismos, entregados por el ADC del dsPIC. El algoritmo desarrollado en el mismo realizó el cálculo de la frecuencia fundamental que se pretendía adquirir y por medio de la UART es transmitido hacia un nuevo microcontrolador (PIC). Una vez ingresado el dato enviado, se llevo a cabo el proceso del mismo para obtener la señal PWM que comanda un led de alta potencia. En uno de los puertos de salida del PIC se genera un tren de pulsos cuya frecuencia coincide con la calculada previamente. La misma posee un rango de frecuencias entre 50 y 800 Hz. Debido a que la frecuencia mínima no fue capaz de obtenerse a través del modulo PWM que posee el PIC, se optó por desarrollarla por medio de software.

A su vez, se utilizó un optoacoplador para aislar eléctricamente la etapa de potencia del led, del puerto de salida PIC, por donde egresa la señal anteriormente mencionada.

Mediante el uso de una pantalla de cristal líquido, se brindó una mejor comprensión de la frecuencia fundamental medida, y por medio, de las llaves de comando, se pudo acceder a los distintos modos de uso.

Mediante este proyecto se busca contribuir al desarrollo industrial nacional de productos innovadores que puedan sustituir a equipos importados, logrando transferir a la sociedad soluciones tecnológicas de bajo costo que permitan mejorar su calidad de vida.

Por último, si bien no se han realizado pruebas con pacientes, ya que estas deben ser realizadas por un profesional médico (otorrinolaringólogo), en el Laboratorio de Comunicaciones se pudieron realizar otros ensayos de ralentización simulando un movimiento cuasi periódico como el de las cuerdas vocales durante una fonación.

INTRODUCCIÓN

Expresarse y comunicarse por medio de la voz es una de las necesidades más importantes para el ser humano y, en consecuencia un elevado número de personas la utiliza como elemento fundamental en su profesión, es decir, la voz educa, entretiene, informa, expresa o comunica.

Este uso profesional de la voz suele genera un gran número de consultas al foniatra o otorrinolaringólogo, debido a dificultades que surgen con el uso o abuso de la misma. En general las consultas son realizadas por personas muy activas, que abusan durante horas de trabajo vocal realizado en condiciones ambientales o acústicas no siempre adecuadas.

Cuando el deseo profesional de realizar su tarea cotidiana por medio de una fonación adecuada no sea alcanzado por motivos ambientales, económicos o laborales, esa persona que trabaja con su voz, se esforzará, modificando sus hábitos vocales. Su proceso fonador tolerará abusos o malos usos durante un tiempo recurriendo a compensaciones o adaptaciones, pero estas conductas de uso vocal alteradas no le permitirán cumplir con idoneidad sus tareas habituales.

Esta conexión entre enfermedad y mal funcionamiento, asociado a un uso desfavorable de los mecanismos psicofisiológicos del organismo como un todo es común en actividades vocales, en las que es necesario hablar con frecuencia y prolongadamente, muchas veces en ámbitos o estados emocionales inapropiados; en estos casos se suele desatender al abuso vocal que llevan aparejadas esas actividades y sus posibles consecuencias.

Generalmente se reflexiona acerca de cómo se produce y sólo se toma conciencia de su valor, cuando se altera su rendimiento, disminuye o se pierde.

Por lo expuesto, se puede decir que la voz es uno de los elementos de comunicación y está íntimamente relacionada con los aspectos emocionales de la persona.

Sin embargo, la fonación no sólo se ve afectada por la profesión de la persona y el uso que se le da a la misma, sino también por los hábitos tóxicos, tales como el consumo de tabaco.

Debido a la alta prevalencia (35%, según el Ministerio de Salud de la Nación Argentina) de personas fumadoras en nuestro país, el estudio laringoestroboscópico es de suma importancia para la prevención primaria de enfermedades crónicas del aparato fonatorio, sean oncológicas o no, ya que este hábito es el principal factor de riesgo para este tipo de patologías. Este estudio requiere de una breve inspección (aproximadamente 2 minutos) del estado de la laringe, donde se encuentran las cuerdas vocales. Gracias al cual, se pueden diagnosticar disfonías, pólipos, nódulos,

quistes y patologías oncológicas; como así también se puede determinar la consistencia de los tejidos y el grosor de la mucosa laríngea, entre otros.

Durante muchos años, los problemas relacionados con disfunciones del tracto vocal humano no resultaban una tarea sencilla para los médicos especialistas en esta área. A medida que avanzó la tecnología fueron surgiendo un abanico de equipos destinados a facilitar la tarea de los médicos especialistas. Pero algunos de los equipos que se pueden encontrar en los centros de salud de Argentina hoy en día, no solo son antiguos, sino que la tecnología usada en su fabricación es muy simple. Si bien estos equipos son útiles para su fin, hoy en día son mejorables en cuanto a prestaciones y funcionamiento. Algunos equipos más modernos, que pueden encontrarse en clínicas u hospitales, suelen ser importados, sus prestaciones son mejores, pero sus costos son sumamente elevados. Surge así la necesidad de desarrollar un equipo que cumpla con las mismas prestaciones que un equipo importado, pero a un costo mucho menor, logrando ser más accesible para los servicios de salud de ámbito público y privado. De esta manera se podría brindar una mejor calidad del servicio a aquellas personas que requieran realizarse estudios relacionados con el tracto vocal. Lo cual conlleva a una detección precoz de determinadas patologías, mejorando el pronóstico y brindando un eficaz tratamiento, evitando así, riesgos innecesarios para el paciente.

El principal inconveniente que enfrentaban los otorrinolaringólogos a la hora de realizar un diagnóstico certero sobre un problema relacionado con las cuerdas vocales, era la imposibilidad de observarlas de manera directa. La razón de ello se basa en que las cuerdas vocales son básicamente dos pares de repliegues conformados de ligamentos y músculos que vibran en forma sincronizada y simétrica en un rango de frecuencias que oscila entre los 60 Hz y los 450 Hz cuando se exhala aire a través de las mismas. En consecuencia, el ojo humano no es capaz de seguir el movimiento descrito por los músculos en cuestión, haciendo la tarea muy complicada sin el uso de un equipo adecuado.

Lo enunciado anteriormente alentó el uso de diferentes técnicas clínicas con el propósito de facilitar el estudio de las patologías relacionadas con las cuerdas vocales. Sobre esta problemática mencionada, uno de los dispositivos más ampliamente utilizados es el estroboscopia.

El estroboscopia es un dispositivo electrónico que permite observar el movimiento vibratorio de las cuerdas vocales como si estas estuviesen estáticas ó incluso se movieran en cámara lenta. Dicho instrumento, básicamente, emite pulsos de luz sincronizados con la frecuencia fundamental del movimiento de las cuerdas vocales. La **frecuencia fundamental (F0) de la señal** de voz se define como la tasa de pulsos glotales por unidad de tiempo, generados por la vibración de las cuerdas vocales durante los segmentos de voz.

Cada vez que las mismas son iluminadas, éstas se hallan en la misma posición en la cual se encontraban respecto del pulso de luz previo generando el efecto estroboscópico de parecer estáticas.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

El equipo desarrollado, tiene como ventaja innovadora el cálculo automático de la frecuencia fundamental de la fonación en tiempo real. Actualmente existen equipos en el ámbito público de la salud que recurren al uso de un pedal comandado por el otorrinolaringólogo para estimar la frecuencia fundamental, pero de forma manual.

Sin embargo, se tuvo acceso gracias al Dr. Echaide (otorrinolaringólogo de la Clínica Colón de la ciudad de Mar del Plata) a un equipo médico que realiza el cálculo de forma automática, pero su costo es mucho mayor al desarrollado en este proyecto. Además el algoritmo utilizado para el cálculo de la frecuencia fundamental de la fonación del mismo, no es de código abierto. Con lo cual el estroboscopio laríngeo automático que se desarrolló puede ser actualizado y mejorado por cualquier persona que conozca del lenguaje de programación utilizado.

A lo largo del presente trabajo se profundizará en los conceptos necesarios para el desarrollo del estroboscopio laríngeo automático y las funcionalidades que el mismo cumple.

CAPÍTULO 1

1.1 Producción de la voz

El aire entra a los pulmones a través del mecanismo natural de la respiración. A medida que el aire es exhalado desde los pulmones a través de la tráquea (una especie de tubo de aire) se producen vibraciones en las cuerdas vocales (a modo de un oscilador de relajación) dentro de la laringe. Las cuerdas vocales son dos músculos pequeños que se tensan para producir sonidos agudos y se relajan para los sonidos graves. El flujo de aire es trozado en pulsos cuasiperiódicos los cuales son modulados en frecuencia al pasar a través de la faringe (la cavidad torácica), la cavidad de la boca y la cavidad nasal. Dependiendo de la posición de varias articulaciones (mandíbula, lengua, velum, labios, y boca) serán producidos diferentes sonidos.

Al mismo tiempo el sonido producido por la laringe y la boca adquiere su timbre característico al resonar dentro de las cavidades de resonancia ubicadas en los huesos, pecho, laringe, boca, nariz y cráneo. A través de este mecanismo, la voz también se amplifica naturalmente.

Los aparatos que intervienen en la producción de la voz son básicamente tres: Aparato Respiratorio, Aparato Fonador y Aparato Resonador [1].

1.1.1 Aparato respiratorio

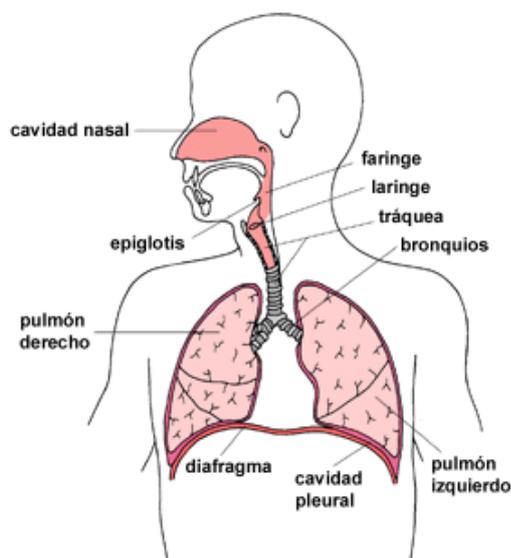


Figura 1 – Aparato Respiratorio

En la respiración diafragmática (Figura 1), que es la que utilizamos en la técnica vocal, el diafragma que es el músculo debajo de los pulmones desciende. De esta manera se crea un centro de baja presión en los pulmones en relación a la presión del aire en el exterior.

Como consecuencia de este centro de baja presión el aire entra para compensar el vacío, a través de la nariz y la boca, pasando por la tráquea hacia los pulmones.

Seguidamente el diafragma vuelve a la posición inicial y se crea el proceso contrario. Se crea un centro de alta presión del aire en los pulmones, lo que impulsa el aire a salir a través de la tráquea hacia la nariz y boca.

La epiglotis es una válvula que permanece abierta cuando respiramos y se cierra cuando tragamos para impedir que los alimentos o la saliva entren a la laringe y resto del sistema respiratorio.

La laringe es fácil de reconocer por la protuberancia que se ve en el cuello de los hombres, que tienen la laringe más grande y por ello su voz es más grave. Dentro de la laringe se encuentran las cuerdas vocales.

1.1.2 Aparato fonador

Este aparato es el responsable de transformar el flujo de aire en la voz (Figura 2). Cuando el aire pasa por las cuerdas vocales se produce un sonido con un tono en particular dependiendo de la tensión en las cuerdas vocales.

Luego el sonido se transforma por medio de la acción de los dientes, la lengua, el paladar, los labios y mejillas en sonidos característicos que se pueden diferenciar como fonemas (sonidos articulados). A este fenómeno se le conoce como articulación.

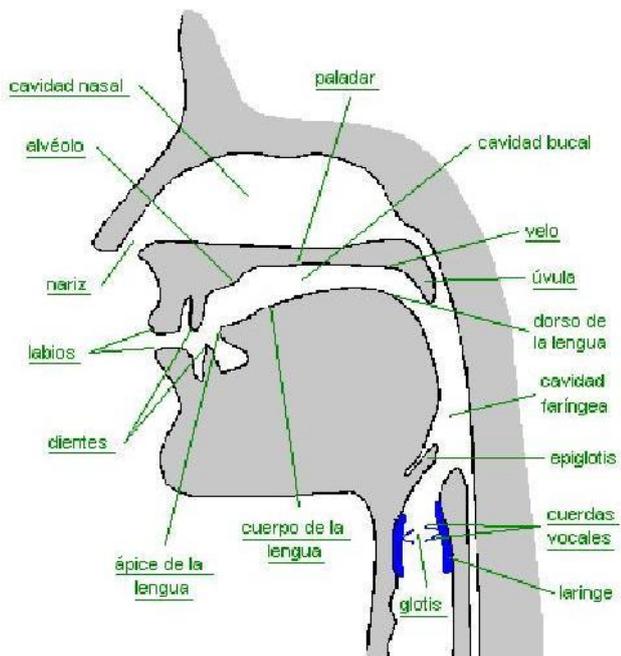


Figura 2 – Aparato Fonador

1.1.3 Aparato resonador

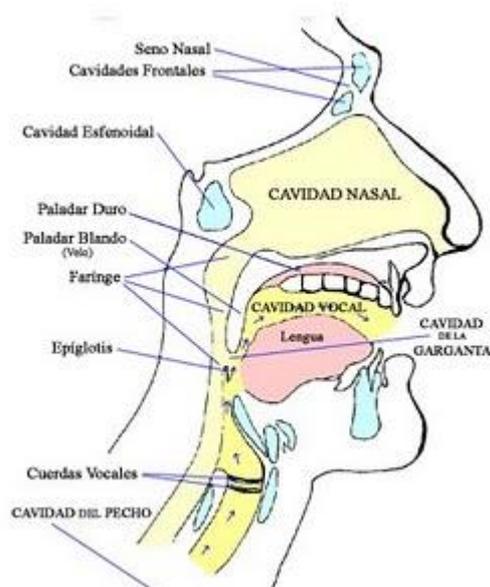


Figura 3 – Aparato Resonador

Por último pero no menos importante están los resonadores. Son las cavidades, a lo largo de la cabeza y el pecho, las que nos ayudan a amplificar el sonido de forma natural (Figura 3).

Además la construcción anatómica de cada quien incluyendo los resonadores, es lo que le da a la voz su timbre en particular, y por ello se puede distinguir las voces de diferentes personas con tanta exactitud, que se puede saber quién está hablando sin necesidad de verle. Aunque no se ve en la imagen, la cavidad del pecho es también muy importante sobre todo para la producción de notas graves.

1.2 Estroboscopio

El **estroboscopio** es un instrumento electrónico que permite observar las cuerdas vocales de manera directa. La técnica clínica que hace uso del estroboscopio con el objeto de realizar un estudio ó determinar una patología relacionada con las cuerdas vocales se la conoce como **laríngeoestroboscopia**. Para realizar el análisis en cuestión, se utiliza un endoscopio y un micrófono de laringe. El micrófono de laringe se acopla a la garganta del paciente, pudiendo de esta forma captar las vibraciones de las cuerdas a nivel del cartílago tiroides, cuando el paciente realiza una fonación.

El estroboscopio adquiere la fonación emitida por el paciente y realiza un procesamiento de la señal para determinar la frecuencia fundamental de la misma. Esta última coincide con la frecuencia fundamental del movimiento de las cuerdas vocales (también conocida como **Pitch**). Posteriormente, el dispositivo emite pulsos de luz sincronizados con la frecuencia previamente calculada. Los pulsos de luz viajan a través de un conjunto de fibras ópticas que se introducen en la garganta del paciente mediante el empleo de un endoscopio. A su vez, este último, posee otro conjunto de fibras ópticas que permiten captar la imagen de las cuerdas iluminadas en los instantes precisos, dando de esta forma la posibilidad de ser observadas.

Como los pulsos de luz emitidos por el estroboscopio poseen la misma frecuencia que la del movimiento que las cuerdas vocales, éstas se encontrarán en la misma posición cada vez que son iluminadas, produciéndose el efecto estroboscópico de parecer estáticas.

Una característica adicional de estos equipos es la posibilidad de crear el denominado efecto de ralentización. Si la frecuencia de los pulsos de luz emitidos por el estroboscopio se altera ligeramente respecto de la frecuencia fundamental del movimiento de las cuerdas, entonces, cada vez que las mismas son iluminadas se encontrarán en una posición levemente diferente comparada con la que se encontraban al ser iluminadas por el pulso de luz previo. De esta forma, se podrá observar el comportamiento dinámico de las mismas. La velocidad del movimiento observado dependerá de la diferencia entre la frecuencia de emisión de los pulsos y la frecuencia de movimiento real de dichos órganos. Esta modalidad de funcionamiento, se la conoce como ralentización [2].

1.3 Aplicación clínica de la laríngeostroboscopia

En la actualidad, la aplicación clínica de la laríngeostroboscopia ayuda a [3]:

- Documentar e identificar los aspectos fisiológicos y anatómicos de la voz hablada y cantada.
- Diagnosticar problemas relacionados con las cuerdas vocales.
- Utilizar el material para educación y discusión clínica entre los médicos, pacientes, estudiantes de medicina y fonoaudiología. Además, el material visual de la laríngeostroboscopia es un elemento más de diagnóstico y permite determinar un tratamiento como así también evaluar la voz.
- Confirmar un diagnóstico médico.
- Mejorar la consulta.
- Proveer realimentación durante la terapia vocal.
- Determinar la consistencia de los tejidos, el grosor de la mucosa (neoplasmas, nódulos, leucoplaquia y cáncer).
- Evaluar la recuperación de la función de la cuerda vocal después de la cirugía.
- Diagnosticar el tono del músculo (parálisis versus paresias).
- Seleccionar tratamientos (fonoaudiólogo o quirúrgico).

1.4 Exploración funcional estroboscópica

La exploración con estroboscopia es la prueba instrumental más importante que puede hacerse en una consulta de voz. La calidad de los equipos se mide por la intensidad de la fuente de luz y por la rapidez y la capacidad de sincronía. Deben comprobarse la correcta posición del micrófono de contacto, la orientación de la cámara y el foco. Evitar el vaho y las secreciones en la lente.

Si se realiza con óptica flexible, para ver las cuerdas hay que acercarse lo más posible a ellas, guardando el equilibrio entre una perfecta visión y la no alteración de la emisión. Si se realiza con óptica rígida, tirar suavemente de la lengua y mantener centrada la imagen.

1.4.1 Introducción

Al emitirse un sonido vocal, el aire procedente de los pulmones pasa a través de la glotis aducida, se produce una ondulación de la mucosa de las cuerdas vocales. Al ondular aparece un movimiento de separación y aproximación (ciclo vocal) que genera el sonido. Las fases del ciclo vocal pueden observarse en la Figura 4

La sucesión de ciclos produce una señal sonora cuya frecuencia estará dada por la frecuencia de los contactos, y la intensidad, por la fuerza con que se produzca el contacto entre la superficie de las cuerdas vocales.

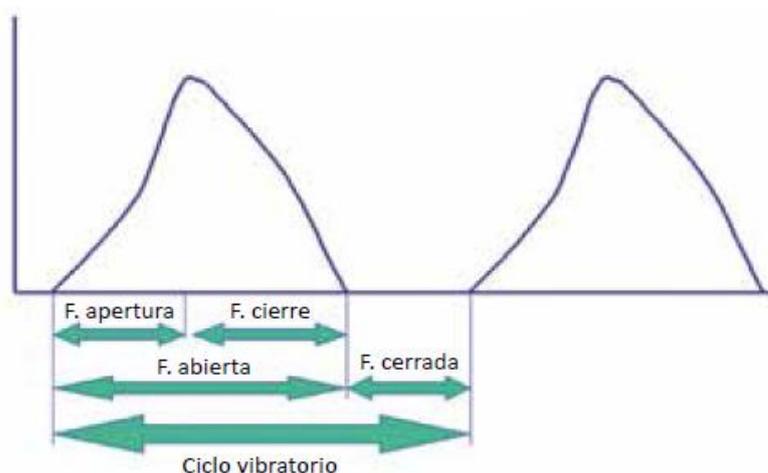


Figura 4 – Fases del ciclo vocal

La frecuencia de estos ciclos vocales puede variar según se trate de la voz de un hombre (100-150 ciclos por segundo), de una mujer (200-270 ciclos por segundo), de un niño (220-280 ciclos por segundo), de una voz cantada, etc. Sin embargo, el ciclo

vocal es un fenómeno demasiado rápido para que pueda verlo el ojo humano, que solo percibe fenómenos dinámicos de hasta cinco o seis imágenes por segundo (si no, lo ve borroso), o para ser recogido por los sistemas habituales de filmación (25-30 imágenes por segundo) [4].

Para poder ver los movimientos ondulatorios de la mucosa de las cuerdas vocales es necesario un sistema de filmación de alta velocidad (2.000-4.000 imágenes por segundo). Después de filmarlo a esa velocidad se reproduce a la velocidad habitual (25-30 imágenes por segundo) y se ve a cámara lenta. Estos sistemas de filmación ultrarrápida son muy caros y requieren unas condiciones de luz extremas y unas exigencias técnicas que hacen que no sean utilizables como método de exploración habitual. El movimiento de las cuerdas vocales puede apreciarse a menor velocidad, e incluso detenerse, mediante la ilusión óptica de la estroboscopia.

1.4.2 Principios básicos

Cuando una imagen incide en la retina permanece en ella durante 0,2 segundos. Gracias a este fenómeno se puede ver con continuidad los fotogramas de una película. Imaginando que un fenómeno tan rápido como el de la apertura y cierre de la glotis tiene lugar en la oscuridad, que ocurre a 100 ciclos por segundo y que todos los ciclos son exactamente iguales. Imaginando ahora que esas cuerdas vocales en movimiento se iluminan con un breve destello de luz intensa de 0,01 segundos. Al observar esto con nuestros ojos o mediante una cámara, se puede ver una imagen precisa de lo que ocurre en ese instante.

Debido a la brevedad de la duración del destello de luz o *flash*, proveniente de un led de alta potencia, la imagen que se tiene de las cuerdas vocales será nítida y no estará afectada por el movimiento. Gracias a la propiedad de la persistencia de las imágenes en la retina, la imagen permanecerá en nuestros ojos aproximadamente 0,2 segundos.

Por último, imaginando que se repiten una serie de destellos o de manera sincrónica a la frecuencia del cierre y la apertura de las cuerdas vocales, es decir, a 100 destellos por segundo. Como la frecuencia de los destellos y la de los ciclos vocales coinciden, y los ciclos vocales son iguales, cada destello ilumina las cuerdas vocales en el mismo instante del ciclo vocal. La imagen será la de unas cuerdas que se han parado en una posición del ciclo vocal, aunque como es lógico persisten los fenómenos dinámicos durante la fonación.

Continuando con el ejemplo anterior, si en lugar de repetir los destellos a una frecuencia de 100 ciclos/seg se cambia a una frecuencia de 99 destellos/seg, ya no estarán sincronizadas las frecuencias de los ciclos vocales. Por un lado se tiene la

frecuencia de las cuerdas vocales o ciclos vocales (100 ciclos/seg, $1/100 = 0,01$), y por otro la frecuencia de fuente de iluminación (99 destellos/seg, $1/99 = 0,0101$). Esta falta de sincronismo en un ciclo supone que cada destello iluminara un instante de un ciclo vocal con un ligero retraso con respecto al ciclo vocal anterior. Así se incrementa progresivamente el desfase entre la frecuencia de destello y la de los ciclos vocales, de manera que la posición que se observa con el primer destello no se repite otra vez hasta que no tiene lugar el destello número 101. Hasta entonces se han iluminado 100 posiciones de las cuerdas vocales, que permiten reconstruir un ciclo y visualizarlo a cámara lenta como se muestra en la Figura 5.

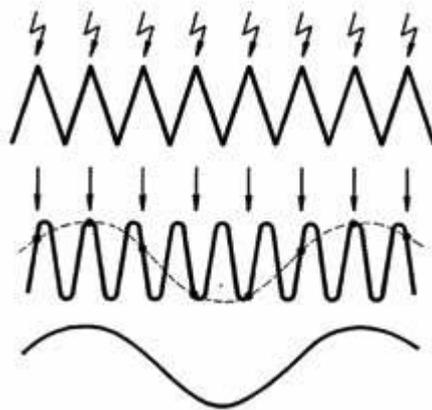


Figura 5 – Proceso de ralentización

La estroboscopia se ha convertido en uno de los métodos más útiles de los disponibles para el diagnóstico de los trastornos de la voz, al permitirnos observar con gran precisión y detalle las alteraciones de la ondulación de la mucosa y la situación del borde libre de la cuerda vocal. A diferencia de la filmación a alta velocidad y su reproducción a 25 imágenes por segundo, lo que se ve en realidad con la estroboscopia es una suma de fragmentos del ciclo vibratorio que difieren ligeramente entre si y que, presentados de manera consecutiva, generan la impresión visual de un ciclo completo (Figura 6).

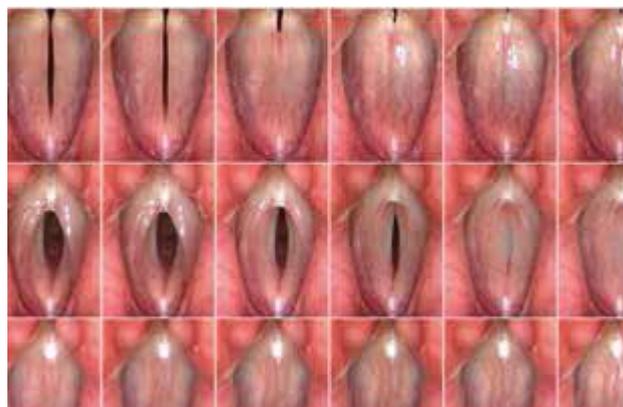


Figura 6 - Ciclo vocal normal

1.4.3 Aplicación

De acuerdo con el principio físico de la estroboscopia, su aplicación se limita al estudio de fenómenos periódicos o casi periódicos, pues no permite una valoración fiable de fenómenos aperiódicos o caóticos. Otra de sus limitaciones es la necesidad de disponer de un mínimo de emisión vocal estable de tres segundos para sincronizar la frecuencia de disparo del led con la frecuencia fundamental. No es posible, por lo tanto, visualizar el inicio de la fonación ni patrones fonatorios que supongan cambios rápidos en la frecuencia de la fonación, como los que pueden aparecer en la conversación o durante el canto. En los casos en que sea difícil mantener una frecuencia fonatoria estable o el trastorno de la voz sea importante, las imágenes deben interpretarse con sumo cuidado porque la estroboscopia puede ser engañosa y no válida.

Las indicaciones para su uso como procedimiento diagnóstico son muy amplias. Es el método de elección para valorar la mayor parte de la patología de las cuerdas vocales, y en un 20 % a un 25 % de los casos de los trastornos de la voz es el método de diagnóstico definitivo.

En el postoperatorio de la fonomicrocirugía (tratamiento quirúrgico vocal), la observación de las cuerdas vocales de manera seriada mediante estroboscopia permite determinar el grado de recuperación. Tras una intervención de fonomicrocirugía hay controversia acerca de cuándo reanudar el uso de la voz. El propósito del reposo vocal es evitar un traumatismo vocal no deseado y la formación de una cicatriz vocal.

El uso del estroboscopio ayuda al fonocirujano a permitir el uso seguro de la voz. Si el paciente presenta una excelente onda mucosa y amplitud de vibración a la semana de la cirugía, es probable que no necesite un tiempo de reposo más prolongado. Si se observa un exudado fibrinoso espeso sobre la cuerda vocal, significa que no ha habido curación por primera intención, por lo que es prudente limitar el uso de la voz.

1.4.4 Estudio laringoestroboscopia

El esquema de estudio estroboscópico que se utiliza habitualmente se basa en el diseñado por Hirano (1981), que luego fue ampliado por el mismo Hirano y por Bless (1993):

- Frecuencia fundamental.
- Periodicidad.
- Análisis de los movimientos verticales y horizontales.

- Cierre glótico.
- Simetría de los movimientos bilaterales.
- Regularidad de las vibraciones.
- Características y grado de la ondulación de la mucosa.

La frecuencia fundamental se registra en la pantalla del estroboscopio. Inicialmente, la observación debe realizarse con una frecuencia fundamental y una intensidad cómodas. La exploración debe continuar con la valoración durante la emisión de frecuencias altas y bajas, para comprobar si el patrón vibratorio coincide con las características normales. En los agudos (falsete) se debe considerar como normales un cierre incompleto de glotis, una amplitud muy reducida y una ondulación mínima o ausente. En la voz grave (de pecho), la fase de cierre es muy prolongada y la ondulación muy evidente.

Es preciso tener en cuenta las diferentes características de los distintos tipos de fonación, así como la influencia de la intensidad sobre el patrón vibratorio, para evitar errores de interpretación.

1.4.5 Principios de interpretación

- **Cierre glótico.** El grado de cierre glótico puede ser incompleto o completo, y permanente o intermitente. Cuando el defecto de cierre es muy notorio, puede valorarse sin necesidad de la estroboscopia; cuando es por otras causas, como irregularidad, ausencia o rigidez de la mucosa en el borde libre de una o ambas cuerdas, atrofia muscular o masa que impida el cierre, la estroboscopia es obligada. En la Figura 7 se muestran distintos tipos de cierres glóticos.

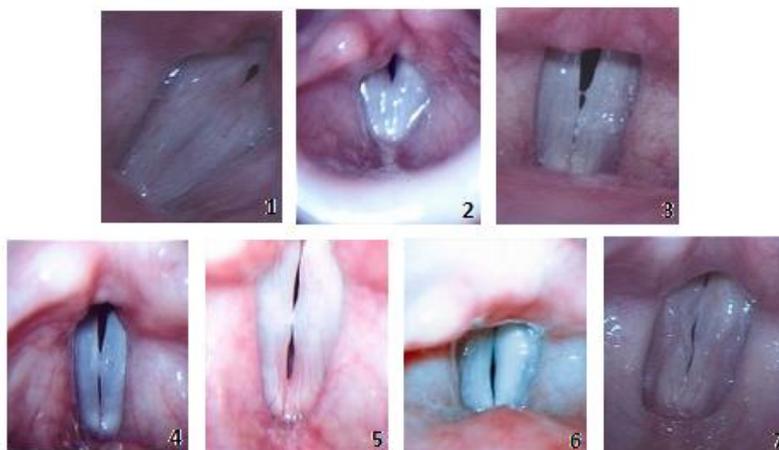


Figura 7–Tipos de cierres glóticos (1: Sin hiato, 2: Triangular posterior, 3: Triangular medio-posterior, 4: Duplo, 5: Reloj de Arena, 6: Fusiforme, 7: Irregular).

- **Amplitud.** El grado de desplazamiento de la onda mucosa con respecto a la línea media de la glotis y el punto de su extinción en el plano horizontal indican la amplitud del desplazamiento lateral. El desplazamiento en cada cuerda con respecto a la línea media debe valorarse de manera independiente para determinar si hay asimetría en la amplitud, lo que indicaría una diferencia en las propiedades mecánicas entre ambas cuerdas vocales. La amplitud, está relacionada con la intensidad y la frecuencia, de manera que la amplitud aumenta al aumentar la intensidad y disminuye al aumentar la frecuencia. Se considera normal cuando el desplazamiento se extiende aproximadamente entre un tercio y la mitad de la anchura de la cuerda vocal durante una fonación. La amplitud se encuentra afectada siempre que se alteren la masa o la elasticidad de la cuerda vocal (nódulos, pólipos, quistes, cicatrices, atrofias, etc.), como puede observarse en la Figura 8.

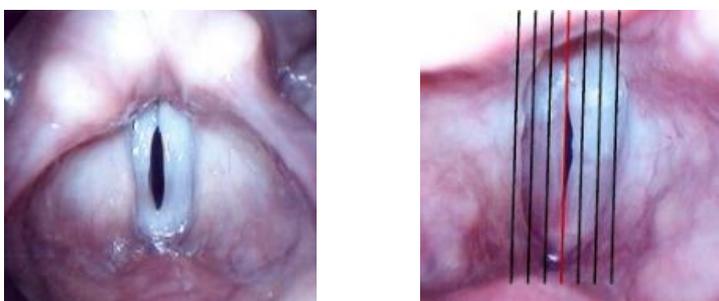


Figura 8–Asimetría de amplitud.

- **Asimetría de la fase.** Se interpreta que hay asimetría en la fase cuando los bordes libres se sitúan en la línea media o en el punto de máxima amplitud de forma asincrónica. Cuando no coinciden en la línea media y una cuerda se adelanta o retrasa con respecto a la otra, se considera que concurre una asimetría de la fase. La asimetría (Figura 9) puede ser constante o intermitente a lo largo de varios ciclos vibratorios, y se verá afectada en caso de alteraciones en la masa de la cuerda vocal, tanto epiteliales¹ como subepiteliales, parálisis, etc.



Figura 9 – Asimetría de fase.

¹ Epitelio: células que recubren las superficies interna y externa del cuerpo, formando masas o capas celulares.

- **Ondulación de la mucosa.** El grado de ondulación de la mucosa se calcula por la extensión de la onda mucosa desde el borde interno (libre) de la cuerda vocal hasta su desaparición en la vertiente superior externa (lateral). Lo que se aprecia es la ondulación de la mucosa a partir del momento en que se produce su separación hacia fuera en cada ciclo vocal, es decir, el desplazamiento horizontal de la mucosa que comienza después de la acumulación que se observa al terminar la fase vertical en la línea media. El grado de ondulación depende de la rigidez de la mucosa. Cuando esta tensa por una elongación intensa de la cuerda vocal, o cuando hay una pérdida de elasticidad por inflamación, infiltración, fibrosis o sequedad, el movimiento ondulatorio se reduce en gran medida. La ondulación de la mucosa puede ser mayor cuando la superficie de la cobertura epitelial esta aumentada, como puede ocurrir en el edema de Reinke o en la degeneración polipoidea.
- **Ausencia de ondulación.** Puede afectar a una cuerda vocal o a ambas, a toda su longitud o a una parte concreta. La ausencia de ondulación traduce una importante alteración de la situación del plano de cobertura de la cuerda vocal, lo que puede ser muy significativo para definir la lesión. Este hallazgo es realmente crucial para explicar una disfonía a la que no se encuentra justificación mediante la exploración laríngea con luz continua.

1.4.6 Patología vocal

- **Laringitis aguda.** La patología se localiza en la capa superficial de la lámina propia. Si predomina el edema², la cubierta se convierte en anormalmente flexible, mientras que si predomina la inflamación se hace más rígida. Las anomalías en el patrón vibratorio son mínimas: en caso de edema aparecen vibraciones aperiódicas, y si hay inflamación entonces la onda mucosa disminuye y el cierre glótico es incompleto.
- **Nódulos vocales.** Normalmente se localizan en la unión del tercio medio con el anterior de las cuerdas vocales. Son lesiones blanquecinas, sésiles³, de pequeño tamaño y en general bilateral. La lesión está confinada en la capa superficial de la lámina propia y consiste en un edema localizado. Suele ser simétrica y a menudo interfiere con el cierre completo de la glotis durante la fonación como puede observarse en la Figura 10.

² Edema: presencia de un exceso de líquido en algún órgano o tejido del cuerpo que, en ocasiones, puede ofrecer el aspecto de una hinchazón blanda.

³ Sésil: se suele utilizar para expresar la falta de un órgano que sirva de pie o soporte.



Figura 10 - Nódulos vocales

La principal ventaja del uso del estroboscopia para valorar las lesiones nodulares es que evita largos e innecesarios períodos de terapia vocal para tratar unas lesiones que requieren cirugía.

- **Pólipos laríngeos.** Se desarrollan en el borde libre de las cuerdas, pueden ser de color rojizo o blanquecino, de variados tamaños, pediculados⁴ o sésiles, unilaterales o bilaterales (Figura 11).



Figura 11 - Pólipo con edema

La patología se localiza en la capa superficial de la lámina propia e impide el cierre glótico. La vibración de la cuerda contra lateral se interfiere, dando lugar a una vibración asimétrica y aperiódica. La amplitud se reduce en la cuerda afectada y la onda mucosa está ausente en ese punto si el pólipo es hemorrágico o fibroso, pero puede estar aumentada si es edematoso y flexible.

- **Quistes vocales.** Los más comunes son los epidermoides⁵, aunque en ocasiones se encuentran quistes de retención; los primeros son defectos congénitos,

⁴ Pediculado: se suele utilizar para expresar la existencia de un órgano o tallo que sirve de soporte.

mientras que los segundos son lesiones adquiridas. Se localizan en la capa superficial de la lámina propia (Figura 12) e impiden el buen cierre glótico. Las propiedades mecánicas son asimétricas entre ambas cuerdas y se pierde la homogeneidad de la cuerda afectada. El borde libre de la cuerda no es lineal. La masa y la rigidez de la cubierta aumentan, y la rigidez es mayor que en los pólipos. La transición y el cuerpo no resultan afectados. La amplitud del desplazamiento lateral está muy disminuida en el lado afecto y no se observa onda mucosa sobre el quiste, hecho que permite diferenciar estas lesiones de los pólipos y nódulos.



Figura 12 - Quiste intracordal derecho

- **Cicatrices vocales.** Pueden afectar a cualquier capa de la cuerda y se forman tras traumatismos vocales, con mayor frecuencia por una cirugía. Es una lesión que pasa desapercibida a cualquier método de exploración excepto la estroboscopia. Consiste en fibras colágenas densas que son mucho más rígidas que los tejidos normales de la cuerda. Su localización es muy variable. Si la cicatriz ocupa toda la extensión de la cuerda, esta es homogénea, mientras que si es localizada será heterogénea. Las propiedades mecánicas de las cuerdas son asimétricas. La porción afectada siempre es más rígida y pueden estar afectados, además de la cubierta, la transición y el cuerpo. La presión subglótica tiende a aumentar para poner en movimiento dichas zonas de mayor rigidez. Una vez iniciado el movimiento, la vibración es asimétrica y aperiódica, con una amplitud del movimiento lateral limitada y ausencia de onda mucosa sobre la cicatriz. El cierre glótico a menudo es incompleto, sin un patrón característico.

⁵ Epidermoides: tumor de similares características al tejido de la epidermis.

- **Carcinoma⁶**. Se origina en el epitelio e invade en profundidad las demás capas de la cuerda. Suele ser unilateral. El cierre glótico es incompleto, aumentando la masa y la rigidez de todas las capas que estén afectadas. Durante la vibración se observa una marcada disminución del movimiento sobre el área afectada, sin que pueda verse onda mucosa. La estroboscopia permite detectar estas lesiones en estadios incipientes de la enfermedad, con las ventajas que ello comporta.
- **Parálisis recurrencial**. Cuando se observa una parálisis vocal, es importante discernir su grado y naturaleza. La estroboscopia laríngea puede, con algunas limitaciones, sustituir a la electromiografía en el diagnóstico de estas lesiones. La glotis no se cierra por completo y la incompetencia glótica es notable. Las cuerdas son asimétricas y el borde libre de la cuerda afectada esta arqueado. La vibración es asimétrica y aperiódica. La amplitud está reducida en el lado paralítico, y la onda mucosa está reducida o ausente. Todas estas anormalidades aumentan según el número de neuronas afectadas, por lo que la estroboscopia puede usarse como método pronóstico. Si el músculo está totalmente paralizado y atrofiado, la cuerda presenta unos movimientos pasivos, como una bandera al viento; si por el contrario está parético⁷, o comienza a aparecer la reinervación⁸, se puede observar onda mucosa.
- **Lesiones bilaterales de las cuerdas vocales**. Un problema que se plantea con mucha frecuencia es el diagnóstico diferencial entre los nódulos vocales y lesiones unilaterales (quiste o pólipo) con una lesión reactiva contralateral. Esta diferenciación es particularmente importante, pues los nódulos vocales se tratan en general con terapia vocal, mientras que el tratamiento de los pólipos y los quistes vocales suele consistir en fonocirugía combinada con terapia vocal.

A continuación se muestra en la Figura 13, un modelo prototipo de documento que el médico debe completar, luego de realizado el estudio por estroboscopia. Éste contempla, principalmente, los principios de interpretación mencionados anteriormente.

⁶ Carcinoma: tumor maligno que se forma a partir del tejido epitelial de los órganos.

⁷ Parético: de la paresia o relacionado con ella.

⁸ Inervación: conexión o acción que ejerce el sistema nervioso sobre un órgano. Puede ser motora, sensitiva o vegetativa.

Proyecto Final – Estroboscopia Laríngea Automática

Valoración estroboscópica											
D/Dña. _____											
Hª Cª: _____ Fecha: __/__/__											
Dr.: _____ Reg: _____											
Jº Cº: _____											
Borde CV	Liso/Recto					Rugoso/Irregular					FO: _____ SPL: _____
	D	1	2	3	4	5	Calidad vocal: _____				
	I	1	2	3	4	5					
Cierre glotis	Completo	Defecto anterior			Irregular	Arqueado	Defecto posterior		Reloj de arena	Incompleto	
											
Fase de cierre	Predominio de fase abierta (cuchicheo)				2	3	Normal	4	Predominio de fase cerrada (hiperadducción)		
Nivel vertical CV aprox.	Igual			D. inferior			I. Inferior		Dudoso		
	1			2			3		4		
Amplitud	Normal		Ligeramente disminuida		Moderadamente disminuida		Muy disminuida		No existe movimiento		
	D	1	2		3		4		5		
	I	1	2		3		4		5		
Onda mucosa	Normal		Ligeramente disminuida		Moderadamente disminuida		Muy disminuida		No existe movimiento		
	D	1	2		3		4		5		
	I	1	2		3		4		5		
Comportamiento vibratorio	Completo siempre		Ausencia parcial a veces		Ausencia parcial siempre		Ausencia completa a veces		Ausencia completa siempre		
	D	1	2		3		4		5		
	I	1	2		3		4		5		
Simetría de fase	Regular			A veces irregular			Casi siempre irregular		Siempre irregular		
	1			2			3		4		
Periodicidad/regularidad	Regular			A veces irregular			Casi siempre irregular		Siempre irregular		
	1			2			3		4		
Bandas ventriculares	Simetría del movimiento:			1. D > I			1. I > D		3. Igual		
Movimiento	Normal		Ligera compres.		Moderada compres.		Cierre completo				
	1		2		3		4				
Aritenoides	Simetría del movimiento:			1. D > I			1. I > D		3. Igual		
Movimiento	Normal			Amplio			Pobre				
	1			2			3				
Hiperfunción	1. No presente			2. Presente a veces			3. Siempre presente				
Firma: _____											

Figura 13 – Valoración Estroboscópica

1.5 Estroboscopios existentes en el mercado

Previo al desarrollo del presente proyecto, se realizó un análisis de mercado de los equipos que actualmente se comercializan. Gracias a los contactos establecidos con profesionales en el área de salud se pudo recopilar información acerca de los mismos.

Se programó una cita con el Dr. Echaide Juan Ignacio (Otorrinolaringología, Clínica Colón de Mar del Plata) a la cual se concurrió junto a los directores de tesis del proyecto. El Dr. Echaide nos comentó acerca del estroboscopio que cuentan en dicha institución privada adquirido hace unos pocos años, siendo este equipo el único

existente en Mar del Plata. Este último posee un valor aproximado de \$40.000 (en marzo de 2014, comprado a una empresa nacional llamada PAM Argentina S.A. [5]. A continuación se muestra una foto tomada (Figura 14), el día de la reunión, del instrumento electrónico.



Figura 14 – Estroboscopia marca Ecleris, utilizado en la Clínica Colón de Mar del Plata

También se estableció contacto con dos agentes de la empresa Solfacar S.A. (Venta de equipos e insumos médicos, Buenos Aires), a través de los cuales se obtuvo un mail para comunicarse directamente con la empresa PAM Argentina S.A. mencionada anteriormente. La misma es representante de varias empresas internacionales como Ecleris, Medtronic, Atos Medical, Pajunk, Led Spa, entre otras.

Ecleris [6] es una empresa norteamericana fundada en el año 2001 con una amplia red de distribuidores que comercializan sus productos en más de 50 países. Con un crecimiento sostenido, la empresa se consolidó a lo largo de los años en una organización que diseña, desarrolla y comercializa equipos orientados al mercado de la microscopia, endoscopia y equipamiento de diagnóstico para ORL, ginecología, dermatología y estética, odontología y cirugía mínimamente invasiva. El diseño de sus equipos se basa en la innovación, simplicidad de uso, calidad, estética, durabilidad y conveniencia económica.

Sus dos modelos que comercializan actualmente en el mercado son:

- I. Stroboled.
- II. Strobolight.

El Stroboled (Figura 15) es un nuevo estroboscopio de Ecleris portátil y de diseño compacto y liviano. Cuenta con la tecnología de *auto-transition* de fuente de luz que permite funcionar con la misma lámpara tanto en modo continuo como estroboscópico con solo la estimulación a través de la fonación del paciente (no es

necesario pedal de control) lo que hace extremadamente confortable y cómoda su utilización para el diagnóstico de desórdenes laríngeos.

- LED de alta potencia (80W).
- Compacto y fácil transporte.
- Cámara de video Procam incorporada en la unidad (opcional).



Figura 15 – Stroboled Ecleris

El Stroboligth (Figura 16) es un equipo desarrollado con un novedoso sistema electrónico de control de luz (Xenon Auto Transition Technology), que logra brindar un caudal de luz excepcional. Tiene la característica única en el mercado de permitir funcionar con la misma lámpara de xenón de 180 Watts tanto en modo continuo como estroboscópico lo que hace extremadamente confortable y cómoda su utilización para el diagnóstico de desórdenes laríngeos.

Micrófono de contacto, detección automática de la voz y cambio automático del modo de iluminación de continuo a estroboscópico (XATT).

- Control completo por medio del pedal.
- Detección y sincronización automática con la frecuencia fundamental.
- Función manual para pacientes con muy baja capacidad pulmonar o cualquier otro que no pueda lograr una frecuencia fundamental.
- Torrete giratoria con múltiples conexiones compatible con todos los cables de fibra óptica
- Salida de audio amplificada.



Figura 16 – Strobolight Ecleris

Al seguir analizando los productos existentes en el mercado, se encontró una marca de origen alemán, conocida como Atmos [7]. A continuación se mostrarán los distintos equipos que esta empresa comercializa, junto a una breve descripción de cada uno de ellos.

ATMOS Endo-estroboscopio L (Figura 17)

- Extremo brillo de luz destellante. Tubo de luz (40 veces más luz que con una bombilla halógena de 150 W).Garantiza imágenes brillantes para diagnósticos precisos con endoscopios rígidos y flexibles.
- Micrófono de contacto de laringe muy sensible que puede detectar incluso un nivel de voz extremadamente débil.
- Pedal asistido para regular frecuencia de fonación.
- Sincronización rápida – Algoritmo elaborado capaz de determinar la frecuencia fundamental de forma rápida y precisa.
- Posibilidad de seguir utilizando endoscopios antiguos, gracias a adaptadores de luz que pueden adquirirse opcionalmente.

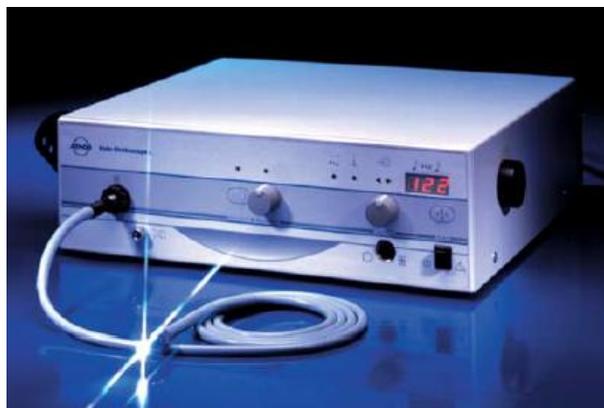


Figura 17 - ATMOS Endo-estroboscopio L

ATMOS Strobo 21 LED (Figura 18)

- Diagnósticos de voz con luz clara y blanca con la imagen congelada, modo ralentizado y luz piloto mediante tecnología LED
- Estroboscopia silenciosa con la nueva tecnología ATMOS LED.
- Salida para archivo de señal de audio



Figura 18 - ATMOS Strobo 21 LED

La oferta de estroboscopios es muy variada, desde sencillos aparatos clínicos a equipos computarizados que permiten digitalizar las imágenes y archivarlas en un disco, con lo cual pueden localizarse rápidamente y compararlas con otras. Muchos de ellos incorporan una cámara de video pudiendo captar la imagen de las cuerdas iluminadas en los instantes precisos, proyectándola en un monitor. A su vez, existen equipos comerciales que incluyen alguna modalidad de almacenamiento de datos, permitiendo de esta forma la recopilación de imágenes de distintos pacientes. Además se comercializan distintos tipos de accesorios opcionales para cada uno de los modelos mostrados anteriormente.

1.6 Estroboscopio desarrollado por el Ing. Berardi Gustavo Adolfo

En el año 2006, en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata, se desarrolló un diseño previo llevado a cabo por el Ingeniero Electrónico Berardi Gustavo Adolfo. A continuación se muestra el diagrama en bloques (Figura 19) que se utilizó para llevar a cabo el desarrollo del estroboscopio, luego del mismo se detallan los componentes principales utilizados en cada bloque.

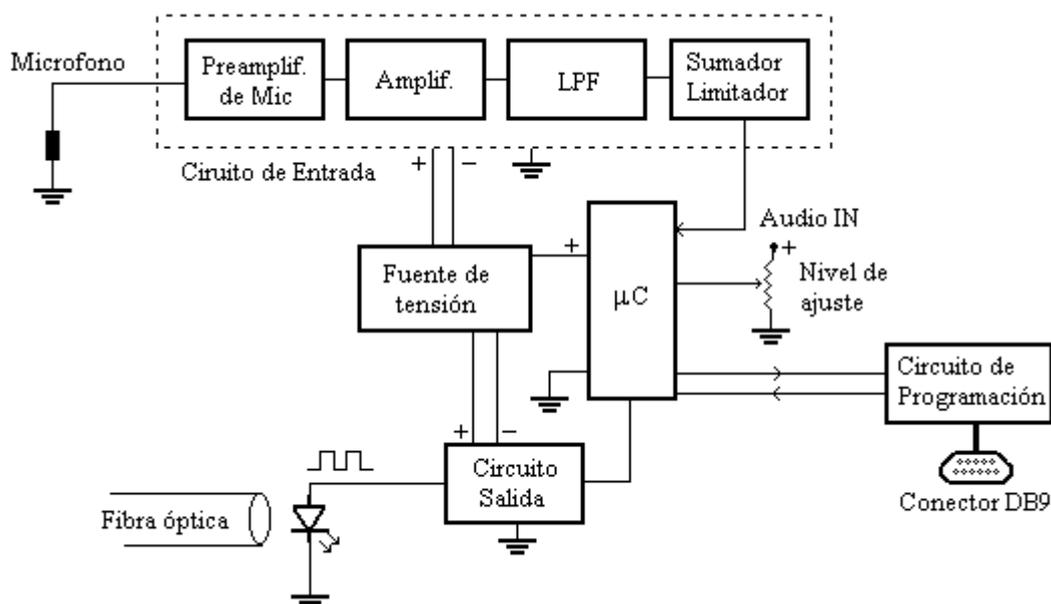


Figura 19 – Diagrama en bloques del estroboscopio realizado por el Ing. Berardi

- **Unidad de Procesamiento:** se compone básicamente, del microcontrolador MC68HC908JK3CP, el cual es miembro de la familia de microcontroladores de 8 bits, de bajo costo de Motorola. Posee las siguientes características:
 - Memoria RAM de 128 bytes.
 - Memoria Flash de 4 Kbytes.
 - Memoria ROM de 960 bytes.
 - ADC de aproximaciones sucesivas de 8 bits.
 - Timer con dos canales de 16 bits y divisores de frecuencia internos.
 - 15 puertos de propósito general, una entrada de reset una entrada para enmascarar interrupciones externas. (Puertos A, B y D).

- **Circuito de Entrada:** como se puede ver en la figura se encuentra conformado por:
 - Micrófono de contacto: Deval Pickup Gds.
 - Preamplificador de micrófono: transistor NPN 2N3904.
 - Amplificador de audio: integrado TL064.
 - Filtro pasabajos: Butterworth pasabajos de 4to orden.
 - Sumador/Limitador (agregar nivel de tensión continua y limitar la excursión de la señal de audio): un amplificador LM358 y un diodo zener 1N750A.
- **Circuito de Salida:** un buffer 74HC125 y un led de alta potencia Luxeon Star III (flujo lumínico de 65 lúmenes).
- **Circuito de Programación:** puerto serie RS232 de un ordenador.
- **Fuente de Alimentación:** transformador con punto medio 15V/3A y tres reguladores lineales LM350, 7912, 7805.
- **Algoritmo de extracción de frecuencia fundamental (F0):** el algoritmo toma una ventana temporal de la señal filtrada para realizar el cálculo de la F0 y procede al cálculo de las funciones ACF (Autocorrelation Function) y AMDF (Average Magnitude Difference Function).

$$X(\tau) = \frac{ACF(\tau)}{AMDF(\tau)}$$

La función ACF pesada mediante la función AMDF posee máximos bien diferenciados en los puntos equivalentes al periodo fundamental. Dicho periodo es equivalente (en cantidad de muestras) a la distancia entre el primer máximo y el origen ó bien entre máximos sucesivos. Si se asocia a las muestras una frecuencia de muestreo, es posible determinar la frecuencia fundamental simplemente como:

$$f_0 = \frac{K}{f_m}$$

Donde K es la cantidad de muestras desde el origen al primer máximo en la función ACF/AMDF.

El prototipo desarrollado por el Ing. Berardi logró obtener la frecuencia de sincronía, pero debido a limitaciones en la unidad de procesamiento digital utilizada, resultó difícil seguir las variaciones rápidas de esta frecuencia. Además, la fuente de luz no tenía ni la potencia ni el rendimiento de las que hoy se consiguen en el mercado. Es por eso que este nuevo diseño desarrollado subsana las limitaciones del diseño previo, pudiendo así producir un prototipo perfectamente comercializable a valores competitivos de mercado [2].

1.7 Estroboscopio laríngeo automático (propuesto en este proyecto)

El objetivo propuesto es la creación de un prototipo económico aunque con prestaciones similares a sus contrapartes comerciales. El diseño debe contemplar que la manipulación del prototipo final requiera la menor atención posible por parte del profesional a cargo del estudio, para permitirle a este último concentrarse en los resultados del análisis.

El núcleo principal del estroboscopio se basa en la capacidad del mismo para determinar con eficiencia y exactitud la frecuencia fundamental (F_0) de una fonación. Luego de dicho análisis se comanda una fuente de luz de alta potencia con la misma frecuencia calculada, con el propósito de generar un efecto estroboscópico y permitir la visualización de las cuerdas vocales.

En la presente sección del capítulo se detalla la configuración general del dispositivo estroboscópico para el diagnóstico de disfunciones de las cuerdas vocales.

En forma general, el dispositivo se compone de (Figura 20):

- 1. Entrada de micrófono.**
- 2. Filtro Anti-aliasing.**
- 3. Amplificador.**
- 4. Microcontrolador dsPIC.**
- 5. Microcontrolador PIC.**
- 6. Llaves de comando.**
- 7. Pantalla de cristal líquido (LCD).**
- 8. Optoacoplador.**
- 9. Etapa de potencia.**
- 10. Led.**

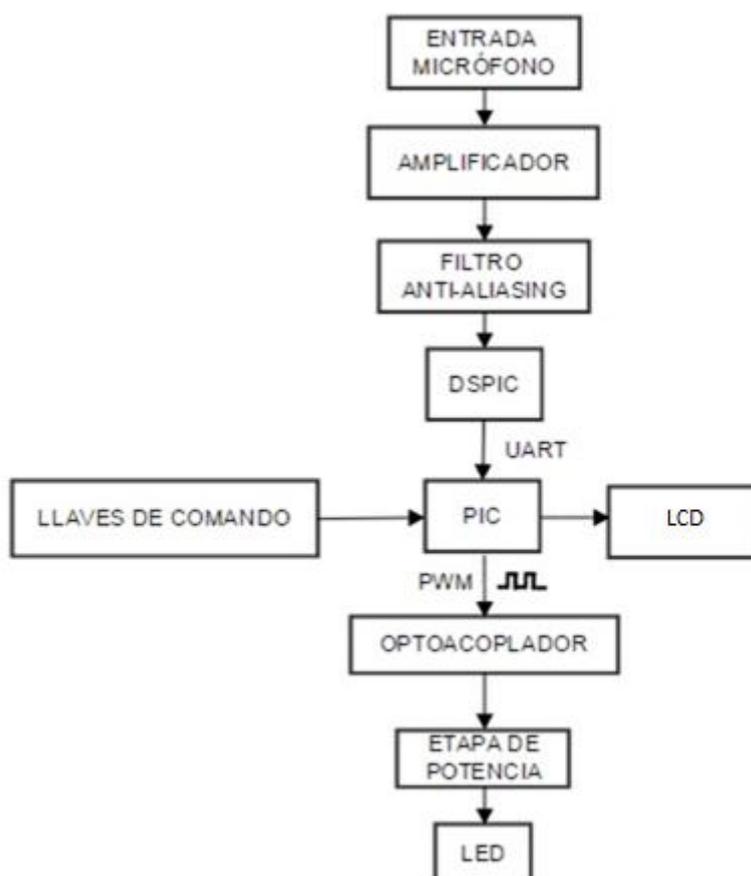


Figura 20 – Diagrama en bloques del estroboscopio

Cada uno de estos bloques se detalla en capítulos posteriores. A continuación se describirá solamente la función que cumplen de cada uno de los mismos, sin adentrarse en los detalles de diseño.

1. **Entrada de micrófono.** Esta etapa cumple la función de polarizar el micrófono estéreo de ordenador utilizado por donde ingresa la señal de audio captada en la fonación.
2. **Amplificador.** Este componente eleva los niveles de tensión de la señal de entrada de audio.
3. **Filtro Anti-aliasing.** Filtrado de la señal de entrada amplificada, de forma tal de generar una versión limitada en banda de la misma. También conocido como filtro anti-solapamiento.
4. **DsPIC.** Microcontrolador encargado de realizar la conversión analógica-digital, donde posteriormente realizará el cálculo de la frecuencia fundamental de fonación. Por medio de la UART (Transmisor-Receptor Asíncrono Universal) que posee, se comunica con el PIC.
5. **PIC.** Microcontrolador encargado de generar la señal PWM (Modulación por ancho de pulsos) para comandar la fuente de luz. Se encuentra conectado al

resto de los periféricos que forman el equipo, a través de sus pines de Inputs/Outputs (entradas/salidas).

6. **Llaves de comando.** Se encuentran en el panel frontal del equipo y se utilizan para acceder a los distintos tipos de modos de uso que posee el estroboscopio.
7. **LCD.** Muestra en su pantalla el valor de la frecuencia fundamental calculada y sirve de guía para el usuario que comanda las llaves mencionadas anteriormente.
8. **Optoacoplador.** Es un dispositivo de emisión y recepción que funciona como un interruptor activado mediante la luz emitida por un diodo led. Se utiliza para aislar eléctricamente el PIC de la etapa de potencia.
9. **Etapa de Potencia.** Circuito diseñado para otorgar la tensión y corriente adecuada que necesita el led.
10. **Led.** Por medio del acople con una fibra óptica al endoscopio a utilizar, otorga la luz necesaria para la iluminación de las cuerdas vocales.

En la siguiente sección se dará a conocer la organización utilizada para el desarrollo del equipo planteado en cuestión.

1.8 Estructura del sistema

Debido a que la complejidad de un sistema es mayor que el valor de las complejidades de cada una de sus partes por separado, se decidió dividir el presente proyecto en dos etapas bien definidas.

Por un lado como se muestra en la Figura 21, la etapa de entrada junto a su acondicionamiento de señal, el cálculo de la frecuencia fundamental (F_0) por medio del dsPIC y la transmisión del mismo a través de la UART.

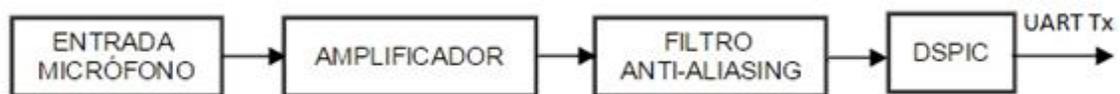


Figura 21 – División del proyecto, 1ra etapa

Por otro lado, en la Figura 22 se presenta la segunda etapa del sistema, donde un microcontrolador PIC recibe los datos calculados por el dsPIC, y genera la señal de excitación del LED. Cabe destacar que el mismo también incluye la interfaz con el usuario.

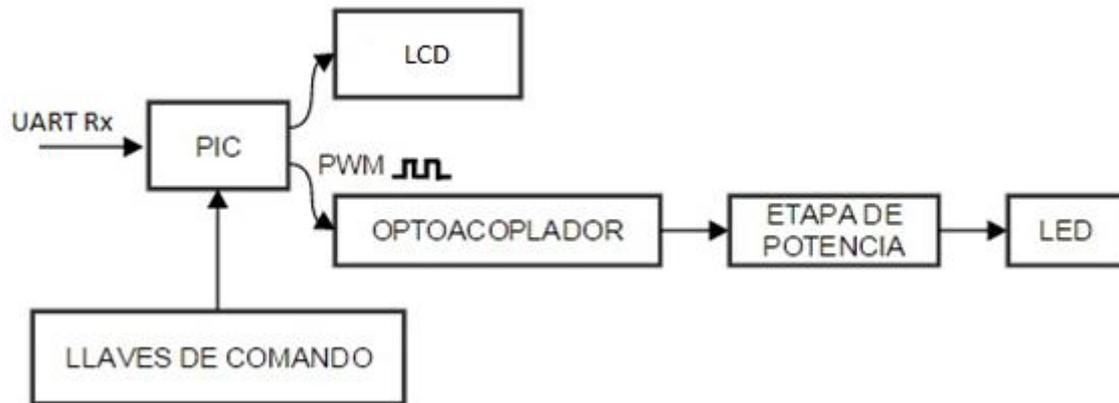


Figura 22 - División del proyecto, 2da etapa

La primera parte será descrita en el Capítulo 2, la segunda en el Capítulo 3 y finalmente el sistema completo en el Capítulo 4, en el cual también se presenta el funcionamiento del sistema.

CAPÍTULO 2

2.1 Características del Microcontrolador dsPIC

El responsable de realizar el procesamiento de la señal de audio es un dispositivo dsPIC 33FJ128GP802 de Microchip [9]. Este último ya ha sido utilizado para otros proyectos en Laboratorio de Comunicaciones (LAC) de la Facultad de Ingeniería, por lo tanto, fue recomendado y adquirido gracias al director de esta tesis, el Ing. Alejandro Uriz.

Las siglas dsPIC corresponden al nombre genérico que se utiliza para referirse a los Controladores Digitales de Señales (DSC) de dicho fabricante, los cuales combinan la arquitectura y la programación de los microcontroladores PIC de 16 bits con los recursos de hardware y software necesarios para soportar las prestaciones fundamentales de los DSP.

Algunas ventajas de estos dispositivos, en particular del modelo utilizado en el presente trabajo (Figura 23), pueden apreciarse a partir de sus características principales, detalladas a continuación [8]:

- ✓ 128 KB de memoria de programa. Esto, junto al uso de compiladores cruzados optimizados para la arquitectura, permite un desarrollo más fácil y eficiente.
- ✓ 16 KB de memoria RAM.
- ✓ Funcionamiento a 40 MIPS (Millones de Instrucciones Por Segundo).
- ✓ Multiplicaciones, sumas, y desplazamientos lógicos se realizan en un ciclo de reloj.
- ✓ ALU de 40 bits, multiplicador de 17 x 17 bits, dos acumuladores de 40 bits y registro de desplazamiento bidireccional de 40 bits.
- ✓ Conversor Analógico/Digital (ADC) de 12 bits@500ksps integrado.
- ✓ Conversor Digital/Analógico (DAC) de 16 bits@100ksps integrado.
- ✓ Programación y depuración en circuito. Es posible realizar calibraciones y reprogramaciones sin necesidad de removerlo de la aplicación final.
- ✓ DMA de 8 canales con memoria RAM de doble puerto. Permite trabajar con los periféricos y el programa principal en forma independiente y simultánea.
- ✓ Módulos de comunicación: I2C, SPI, CAN, UART, DCI, entre otros.
- ✓ Herramientas para la gestión del sistema: *watchdog*, monitor de falla del reloj y oscilador, temporizadores para la estabilización de la alimentación y la frecuencia, etc.
- ✓ Control de consumo de energía: diferentes modos de bajo consumo, *DOZE*, *Idle* y *Sleep*, detección de voltaje bajo, etc.

A continuación se presentarán las dos características más importantes en el dsPIC utilizado:

- Conversión Analógica/Digital.
- Controlador DMA.

2.1.1 Conversión Analógica/Digital

Un conversor analógico/digital (ADC), es un dispositivo electrónico que convierte una cantidad continua en una representación digital de tiempo discreto de la misma.

El módulo con el que cuenta el DSPic consiste en un conversor de 12 bits por el método de aproximaciones sucesivas. Su funcionamiento se basa en una búsqueda dicotómica del valor presente en la entrada, con respecto al valor proporcionado por un conversor interno. Es el más comúnmente empleado, debido a su bajo costo respecto a las prestaciones que ofrece. Permite trabajar con una resolución mayor, aunque su principal desventaja es el tiempo relativamente elevado de conversión.

En esta aplicación, el módulo, ha sido configurado para funcionar a una frecuencia de muestreo de 16288 Hz. Este tiene la propiedad de permitir establecer en forma individual la duración de los tiempos de muestreo y de conversión, así como también la forma de control de los mismos entre una variedad de opciones.

El tiempo de muestreo es el que define el período durante el cual el condensador de muestreo se encuentra conectado a la señal de entrada. Este debe ser mayor a un valor mínimo establecido por el fabricante para asegurar un correcto funcionamiento, el cual en este caso es de aproximadamente 117 ns. Al mismo tiempo, debe mantenerse lo más pequeño posible de forma tal de minimizar el efecto de apertura producido por el sistema de muestreo y retención.

Luego de terminado el proceso de muestreo, el condensador de muestreo se desconecta de la entrada y se conecta a la entrada del conversor. Este transforma el nivel de tensión almacenado en el condensador en una palabra digital equivalente. El tiempo para realizar esta tarea es dependiente de la cantidad de bits a convertir y de la frecuencia de operación del ADC (número de bits multiplicado por el período del reloj del ADC).

Para conseguir un flujo de datos constante, se emplea una técnica denominada '*Ping Pong Buffering*', la cual consiste en la utilización de un par de *bufferes* en lugar de uno único para el volcado de los datos entregados por el ADC. Estos *bufferes* se encuentran en una zona de memoria especial de doble puerto (DPSRAM), la cual tiene la propiedad de poder ser accedida simultáneamente por el CPU y el DMA, evitando así ocupar ciclos de reloj de ejecución al programa principal. Esto permite que el periférico funcione en forma ininterrumpida, escribiendo en forma alternada en los dos *bufferes*.

De esta manera, cuando se están leyendo los valores almacenados en uno de los *bufferes*, el periférico sigue adquiriendo nueva información que el DMA va almacenando en el otro.

2.1.2 Controlador DMA

El controlador DMA transfiere datos entre los registros de datos de los periféricos y la memoria RAM. El subsistema de DMA del dsPIC utiliza memoria RAM de doble puerto (DPSRAM) y estructuras de registros que permiten que el DMA opere en sus propios e independientes buses de datos y de direcciones sin producir ningún impacto en la operación del CPU. Esta arquitectura elimina la necesidad de ocupar ciclos de instrucción, lo cual sucede en los sistemas convencionales cuando se requiere una transferencia por DMA de alta prioridad. Tanto la CPU como el controlador de DMA pueden escribir y leer desde/hacia las direcciones que pertenecen a la memoria DPSRAM sin producirse interferencias entre sí, lo cual maximiza el rendimiento de aplicaciones en tiempo real. En forma recíproca, las operaciones del DMA y sus transferencias de datos desde/hacia la memoria y los periféricos no reciben impacto por el procesamiento llevado a cabo por la CPU.

Un diagrama en bloques de la estructura del controlador DMA y su relación con los módulos asociados puede ser apreciado en la Figura 24.

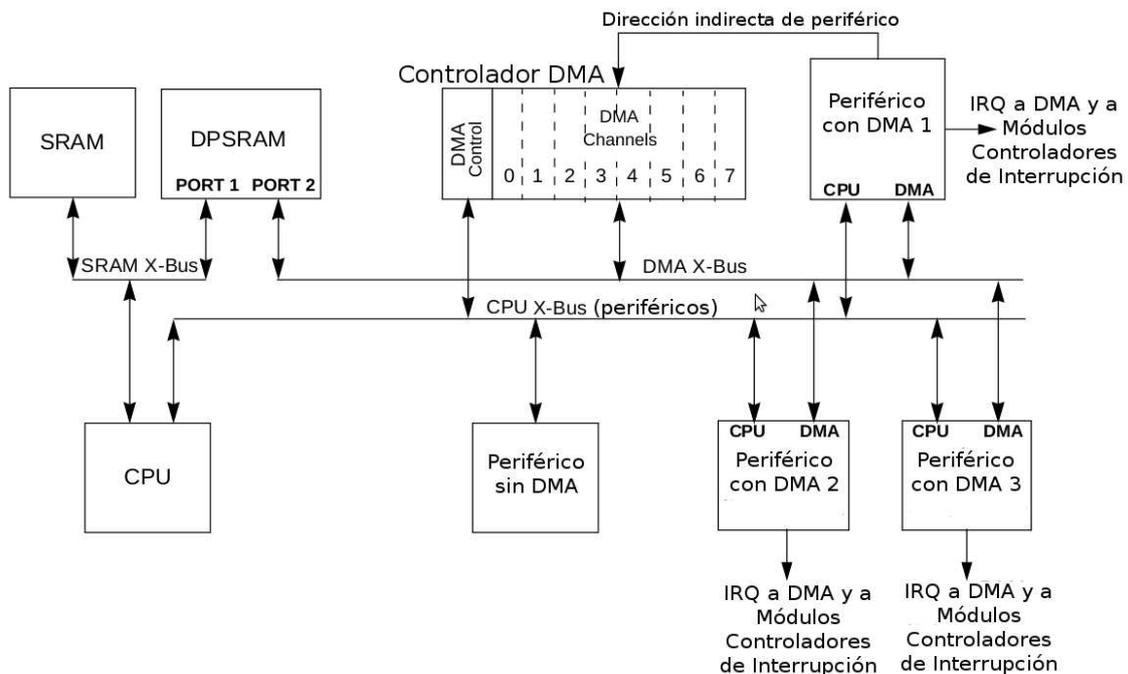


Figura 24 - Diagrama en bloques de la integración del DMA en el sistema

2.2 Algoritmo de extracción de la frecuencia fundamental F0

El algoritmo fue implementado en un dsPIC por medio del compilador MPLAB C30 de Microchip. MPLAB C30 [11] [12] es un compilador cruzado basado en lenguaje C que traduce programas escritos en código fuente para la familia de Controladores Digitales de Señales de Microchip (dsPIC DSC).

Uno de los tantos parámetros para definir a un locutor, es la variación de la frecuencia fundamental con el tiempo, además la variación de la energía en la señal.

Estos fueron los dos parámetros que se utilizaron para llevar a cabo el estroboscopio laríngeo. Por un lado discriminar entre silencio o voz por medio de su energía y por el otro su frecuencia de fundamental si correspondiera a esta última opción. Para esto se llevó a cabo una modificación de un algoritmo previamente utilizado para la verificación de un locutor [10], optimizando la extracción de estos dos parámetros en el menor tiempo posible.

A través de un programador de microcontroladores PICkit 2 sugerido por Microchip, se realizó esta modificación. La Figura 25 muestra una imagen del dispositivo mencionado anteriormente.



Figura 25 - Programador de microcontroladores PICkit 2

- **Discriminación entre voz y silencio.** Existe un paso previo al cálculo de la frecuencia fundamental, este es la discriminación entre voz y silencio. Este aspecto es importante puesto que la efectividad de dicha discriminación incidirá directamente en el rendimiento del sistema de reconocimiento y en el costo computacional al momento de parametrizar la señal de voz. Teniendo en cuenta lo dicho previamente, a menudo son utilizados algoritmos que hacen posible distinguir entre señal útil y ruido. El principio de funcionamiento de los mismos se basa en calcular la energía espectral de cada segmento o *frame* de la

señal de voz y compararlas con un umbral adecuado, para luego considerar como silencio aquellos segmentos que estén por debajo de dicho umbral.

- **Frecuencia fundamental.** Se obtienen a partir del espectro de la señal de voz. En primer lugar, se convierte la señal de voz en una señal eléctrica mediante un micrófono. Esta señal se muestrea y se cuantifica para obtener una señal digital. Luego, se divide la señal en segmentos temporales (*frames*) y sobre cada uno de ellos se aplica una ventana (usualmente de tipo *Hamming*), con el objetivo de reducir los efectos de las discontinuidades surgidas luego de la segmentación. Por último, se realiza una estimación espectral sobre cada uno de los segmentos y, realizando una comparación entre los máximos locales detectados, se extrae finalmente la frecuencia fundamental.

2.3 Circuito de acondicionamiento de la señal de entrada al dsPIC

Como se mostró anteriormente en la Figura 21, el circuito de entrada al dsPIC se compone de los siguientes bloques:

- Entrada de micrófono.
- Amplificador.
- Filtro Anti-*aliasing*.

La entrada de micrófono consta básicamente de un conector estéreo hembra tipo plug de 3.5mm y un micrófono de ordenador de la marca Eurocase EUMI-020 Nápoles (Figura 26). Para su correcto funcionamiento, el mismo debe ser polarizado.



Figura 26 – Micrófono Eurocase EUMI-020 Nápoles

El amplificador, eleva el nivel de la señal generada por el micrófono, introduciendo la menor cantidad de ruido y distorsión posible, de manera que la misma tenga un nivel de tensión adecuado para ser procesada por el dsPIC. Se utilizó el amplificador operacional de bajo ruido TL074CN [13], mediante la siguiente configuración mostrada en la Figura 27.

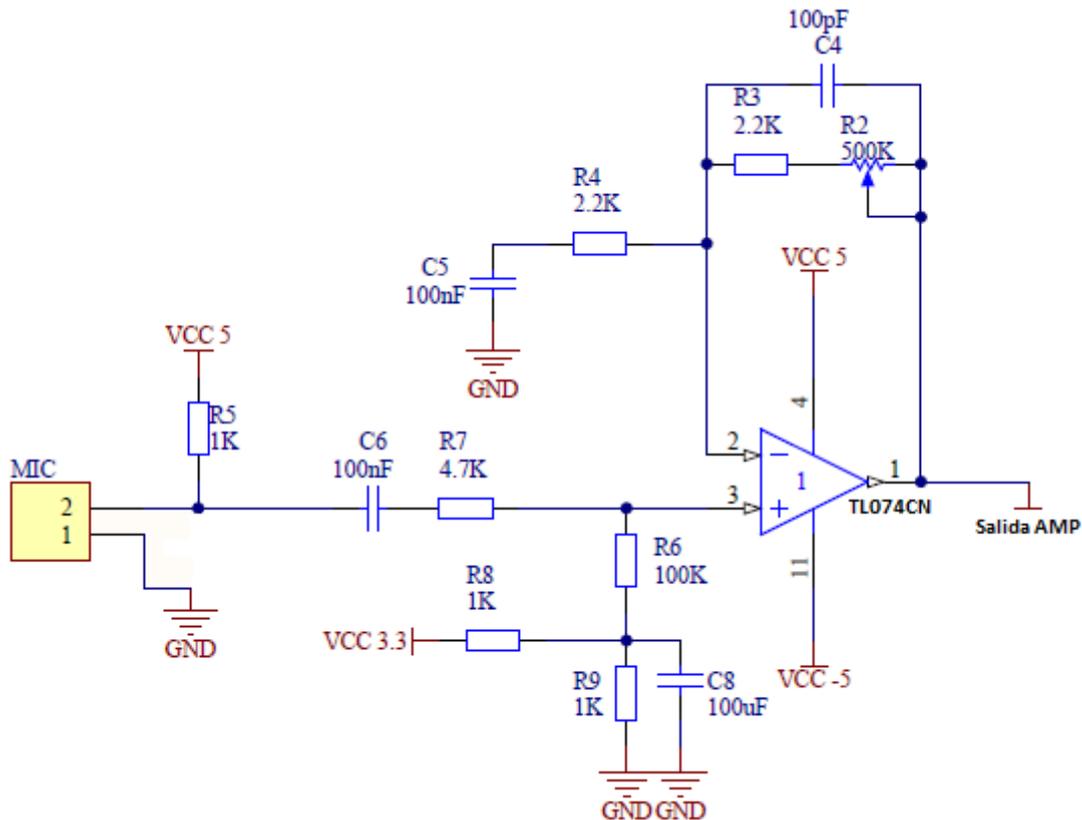


Figura 27 – Circuito utilizado para amplificar la señal de entrada de audio

El presente circuito cumple las siguientes funciones técnicas:

1. Polarizar el micrófono para su correcto funcionamiento.
2. Sumar un nivel de tensión continua a la señal de audio para ajustarlo al rango de entrada del convertor A/D del dsPIC.
3. Ajustar la ganancia por medio del preset R2.

Luego el pin 1 de salida del amplificador TL074CN se conecta a la entrada del filtro anti-aliasing que, según el Teorema de Muestreo de Nyquist, para poder reconstruir una señal a partir de su versión muestreada es necesario que dicha señal no posea componentes en frecuencia superiores a la mitad de la frecuencia de muestreo. Para cumplir con dicho teorema es necesario filtrar la señal a muestrear, generando así una versión de la misma cuyo ancho de banda sea limitado. El encargado de realizar este procedimiento es el filtro anti-aliasing, o antisolapamiento.

Para la implementación de dicho filtro, se tomaron en cuenta las siguientes observaciones presentadas:

- La frecuencia de corte debe ser inferior a la mitad de la frecuencia de muestreo utilizada en el conversor A/D.
- La atenuación a la frecuencia de Nyquist ($FS/2$) debe ser tal que el nivel de señal a dicha frecuencia sea menor o igual al equivalente de la mitad del bit menos significativo (LSB) del conversor.
- El orden del filtro debe ser el menor posible.

Estas se obtienen, en parte, a partir de los requerimientos establecidos por el conversor analógico/digital, y de una relación coste /beneficio.

En particular, se optó por utilizar filtros integrados basados en la tecnología de filtros *switching* [14]. Esta tecnología permite sintetizar filtros de octavo orden utilizando un solo circuito integrado y unos pocos componentes externos. La curva de transferencia del filtro, debido a que no depende de los componentes externos, es similar a la descrita por el fabricante en la hoja de datos del circuito integrado. Esto asegura la repetitividad entre dos implementaciones del filtro.

Para la implementación del sistema se utilizó el filtro integrado MAX7404 de Maxim Inc. [15]. Este circuito integrado es un filtro paso bajos elíptico de octavo orden al cual se le puede ajustar su frecuencia de corte (F_c) entre 1kHz y 10kHz. Además, presenta una atenuación de al menos 82 dB a partir de su frecuencia de rechazo (F_s), la cual debido a sus características constructivas se haya ubicada de acuerdo a $F_s=1.2 \times F_c$.

La frecuencia de corte del filtro puede ajustarse de dos formas:

- Mediante un oscilador externo: En este caso, la frecuencia de corte del sistema F_c se define mediante un oscilador externo de frecuencia F_{osc} de acuerdo a $F_{osc} = 100 \times F_c$.
- Mediante un oscilador interno: Esta configuración se basa en un condensador externo para definir la frecuencia de oscilación de un oscilador interno, el cual a su vez define la frecuencia de corte F_c de acuerdo a $F_c \text{ [kHz]} = 34,103 \cdot 100 \cdot C_{osc}$, siendo C_{osc} el valor del condensador externo, definido en picofaradios (pF).

Para la implementación llevada a cabo se optó por la segunda opción, ya que la frecuencia de corte no debería ser ajustada a lo largo del tiempo (se fijó $F_c = 3200\text{Hz}$).

Además, esto se realizó para evitar tener que generar señales de control mediante el DSP lo que por un lado generaría un proceso adicional en el mismo y se debería generar en el circuito impreso una traza con una señal de reloj, lo cual de ser posible debe ser evitado para reducir las interferencias del sistema sobre sí mismo u

La forma más simple de comunicar microcontrolador con una computadora es a través del puerto serie utilizando el estándar RS232 (EIA 232) [16]. En caso de no disponer de ningún puerto se puede utilizar un convertor USB/RS232. Puesto que un dsPIC utiliza niveles TTL, es necesario un convertor de niveles. El más utilizado es el circuito integrado MAX232 de Dallas Semiconductor [17].

El MAX232 (Maxim) es un circuito integrado utilizado para adaptar los niveles requeridos en una conexión donde interviene un dispositivo que maneja niveles de tensión TTL (un microcontrolador, por ejemplo) y otro capaz de trabajar bajo los parámetros de la norma EIA/TIA-232E y las V.28/V.24. Expresado en lenguaje de tensiones, los niveles TTL operan entre los 0 y 5 Volts y la otra norma, conocida en el mundo técnico como RS-232 (*Recommended Standard-232*), utiliza tensiones que van desde los -12Volts a los +12Volts. Este circuito integrado está especialmente diseñado para trabajar en equipos que utilicen bajos niveles de tensión (5 Volts) y requiere de muy pocos componentes externos para lograr un funcionamiento óptimo. Requiere de 5 condensadores externos de 1 uF (si se utilizan condensadores electrolíticos hay que tener cuidado y respetar la polaridad al conectarlos). Cuenta con cuatro adaptadores-inversores de tensión: dos son utilizados para la conversión TTL – RS-232 y los otros dos para la operación inversa.

El puerto serie de la computadora es accesible mediante el conector DB9 macho (Figura 30).

Para comunicarse con un microcontrolador se necesitan 3 puertos:

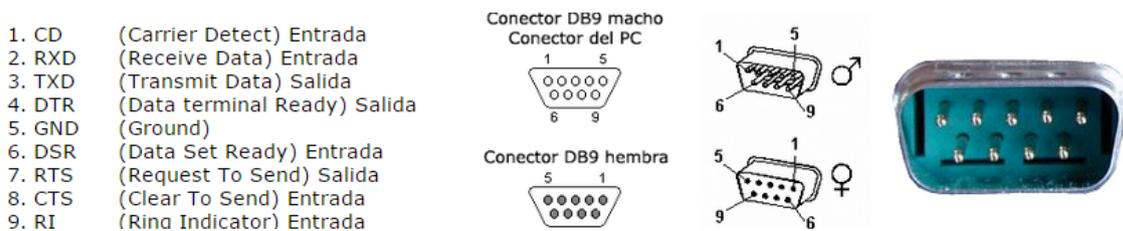


Figura 30 – Conector DB9

- 3, TXD, Transmisión de datos.
- 2, RXD, Recepción de datos.
- 5, GND, Masa.

La velocidad de transmisión es un dato importante, y es la cantidad de información enviada por segundo. Se expresa en baudios (bits por segundo) y en los puertos COM de una computadora suele utilizarse 4800 o 9600 baudios.

Por lo tanto se utilizó en el ordenador, al que se conecto a través de su puerto serie, un programa llamado Docklight [18] para enviar y recibir datos mediante esta conexión.

Docklight es una herramienta utilizada para la prueba, análisis y simulación de protocolos de comunicación serie (RS232, RS485 / 422 y otros). Permite controlar la comunicación entre dos dispositivos en serie o probar la comunicación en serie de un solo dispositivo. Docklight aumenta significativamente la productividad en una amplia gama de industrias, incluyendo la automatización y control, comunicaciones, etc.

Luego de instalar el Docklight, realizar la conexión entre el MAX232 con el conector DB9 (Figura 31) y unir los pines RB6 (RX del dsPIC) con R2OUT (pin 9 del MAX232) y RB9 (TX del dsPIC) con T2IN (pin 10 del MAX232), se pudo verificar el correcto funcionamiento del envío de datos del dsPIC al ordenador, visualizando en pantalla el dato de la frecuencia fundamental (formato: punto flotante 32 bits).

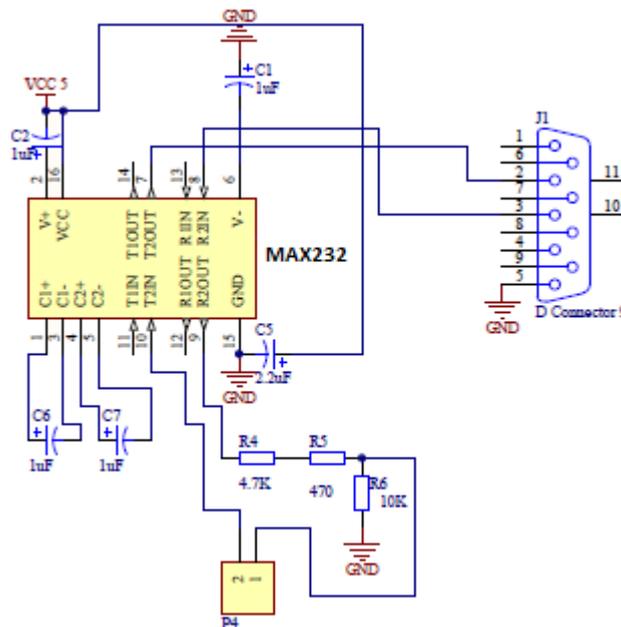


Figura 31 – Conexión MAX232/DB9

En el siguiente capítulo se dará a conocer la etapa de recepción de los datos en el microcontrolador del PIC, la interfaz con el usuario y la generación de la señal necesaria para comandar la fuente de luz.

2.5 Conclusiones del capítulo

A partir de lo expuesto en este capítulo, se pudo concluir que, en esta primera etapa del proyecto, el objetivo propuesto fue alcanzado. Éste consistió en obtener la frecuencia fundamental (F_0) de la fonación de un individuo.

Para ello, fue llevado a cabo el diseño y la implementación de distintas etapas: entrada de micrófono, amplificador, filtro anti-aliasing y el uso de un microcontrolador dsPIC. Luego del acondicionamiento de la señal de voz, que incluye las tres primeras etapas, se accedió al conversor analógico-digital del microcontrolador. A través del uso de la técnica “Ping Pong Buffering” y el acceso directo a memoria (DMA) se logró un flujo de datos constante, para el volcado de los mismos, entregados por el ADC.

Finalmente, el algoritmo desarrollado en el dsPIC realizó el cálculo de la frecuencia fundamental que se pretendía adquirir; realizando el envío de datos del dsPIC al ordenador, por medio de la UART, se pudo visualizar en pantalla el dato de la F_0 calculada.

CAPÍTULO 3

3.1 Características del Microcontrolador PIC

A la hora de elegir el microcontrolador que se va a utilizar hay que tener en cuenta muchos factores, como la documentación y herramientas de desarrollo disponibles y el precio de éstas, el número de fabricantes que lo producen y, por supuesto, las características del microcontrolador.

También será necesario analizar los requisitos de la aplicación que se pretende desarrollar, teniendo en cuenta aspectos tales como:

- **Procesamiento de datos.** Puede ser necesario que el microcontrolador realice cálculos críticos en un tiempo limitado. En ese caso, se debe asegurar de seleccionar un dispositivo suficientemente rápido para ello. Por otro lado, habrá que tener en cuenta la precisión de los datos a manejar: si no es suficiente con un microcontrolador de 8 bits, puede ser necesario acudir a microcontroladores de 16 o 32 bits, o incluso a hardware de coma flotante.
- **Entrada/Salida.** Para determinar las necesidades de Entrada/Salida del sistema es conveniente conocer el diagrama de bloques del mismo, de tal forma, que sea sencillo identificar la cantidad y tipo de señales a controlar. Una vez realizado este análisis puede ser necesario añadir periféricos externos o cambiar a otro microcontrolador más adecuado a ese sistema.
- **Consumo.** Algunos productos que incorporan microcontroladores están alimentados con baterías. Lo más conveniente en un caso como éste puede ser que el microcontrolador esté en estado de bajo consumo pero que despierte ante la activación de una señal (una interrupción) y ejecute el programa adecuado para procesarla.
- **Memoria.** En cuanto a la cantidad de memoria necesaria se debe hacer una estimación de cuánta memoria volátil y no volátil es necesaria y si es conveniente disponer de memoria no volátil modificable.
- **Ancho de palabra:** El criterio de diseño debe ser seleccionar el microcontrolador de menor ancho de palabra que satisfaga los requerimientos de la aplicación. Usar un microcontrolador de 4 bits supondrá una reducción de costos importante, mientras que uno de 8 bits puede ser el más adecuado si el ancho de los datos es de un byte. Los microcontroladores de 16 y 32 bits,

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

debido a su elevado costo, deben reservarse para aplicaciones que requieran altas prestaciones.

- **Diseño de la placa.** La selección de un microcontrolador concreto condicionará el diseño de la placa. Deberá tenerse en cuenta el encapsulado del mismo.

Considerando todos los puntos anteriores, se ha optado por el PIC18F2550 [19], un microcontrolador de 8-bits de Microchip Technology Inc. (encapsulado de 28 pines, Figura 32).

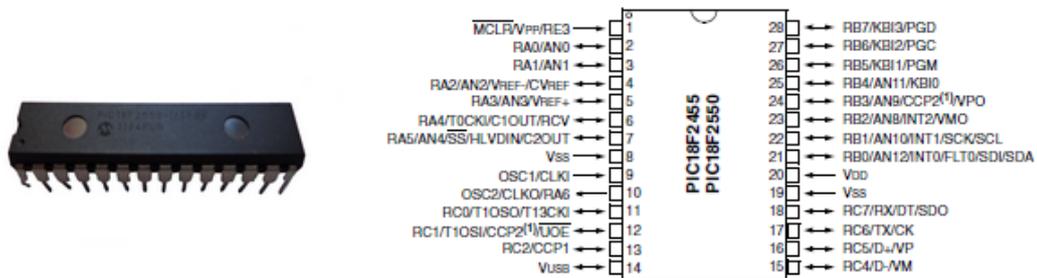


Figura 32 – Microcontrolador de 8-bits, PIC18F2550

Esta elección se basa en que cumple con todos los requisitos requeridos para este proyecto y además, en el Laboratorio de Comunicaciones (LAC) se dispone de todas las herramientas necesarias para su programación (software y programador).

Al igual que en el caso del dsPIC, se utilizó el programador de microcontroladores PICKIT 2. La programación se realizó por medio del compilador MPLAB C18 de Microchip [20]. El compilador C18 es una aplicación de 32-bit de Windows® totalmente integrada al ambiente MPLAB IDE de Microchip que permite el desarrollo y la depuración de programas con ayuda de sus herramientas de software, además cuenta con numerosas librerías estándar del lenguaje.

Algunas de las características más importantes del PIC 18f2550 son:

- ✓ Voltaje de alimentación: 4,2V ~ 5,5V.
- ✓ Pines: 28.
- ✓ Memoria tipo FLASH.
- ✓ 32 KBytes de memoria de programa.
- ✓ KBytes de memoria RAM.
- ✓ 256 Bytes de memoria EEPROM.
- ✓ Interfaz USB 2.0 de alta velocidad 12Mbit/s.
- ✓ Velocidad de CPU de hasta 12MIPS (con cristal externo de 4Mhz).
- ✓ Oscilador interno calibrable de 32KHz a 8MHz.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

- ✓ Puertos de comunicación UART/USART, SPI, I2C.
- ✓ Periféricos de Captura/Comparación/PWM.
- ✓ Temporizadores de 16-bits, 1 temporizador de 8-bits.
- ✓ 10 canales ADC de 10 bits.
- ✓ Comparadores Analógicos.
- ✓ Timers.

En la Figura 33 se muestra la arquitectura interna del microcontrolador PIC18F2550.

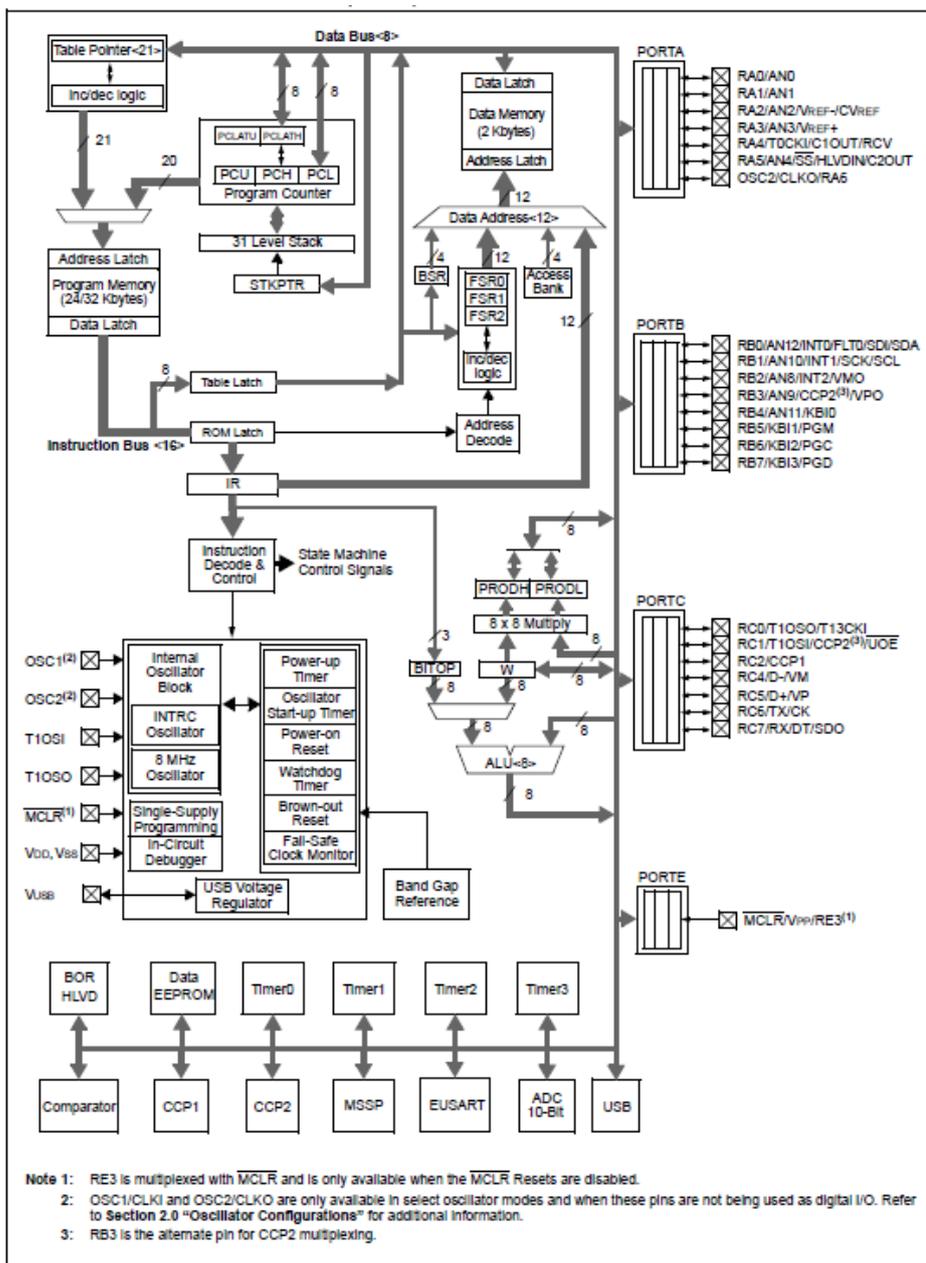


Figura 33 - Arquitectura interna del microcontrolador PIC18F2550.

Para conectar correctamente el PIC, es necesario destacar los siguientes ítems, los cuales son de suma importancia, ya que si alguno de los mismos no se satisface, el PIC actuará de una forma indeseada:

1. Alimentación.
 2. Reset.
 3. Condensador de desacoplo.
 4. Cristal del oscilador.
- **Alimentación.** Se colocan dos bornes que constituirán el punto de conexión de la placa con la fuente de alimentación. La salida de los bornes de la alimentación se conecta a las entradas del PIC (pin 20 para VDD y los pines 8 y 19 para VSS).
 - **Reset.** Cuando se suministra una tensión de alimentación al microcontrolador, este ejecuta automáticamente un RESET, de forma que todos los registros se modifican adquiriendo la configuración que presentan por defecto en sus estados lógicos originales. Sin embargo los microcontroladores disponen de un pin destinado específicamente para ejecutar un RESET en el caso de producirse un fallo o cuando sea necesario aplicarle un RESET para la inicialización del microcontrolador. Cuando se ejecuta un RESET, se producen dos acciones importantes:
 - El contador de programa se vuelve a colocar en el principio del programa.
 - Los registros modificados vuelven a su estado normal.

La señal de reset se aplica al pin *Master Clear* (MCLR) que cumple 3 funciones especiales:

1. Si se coloca a GND (tierra) el micro en cuestión entra en modo RESET, esto significa que el PIC no se encuentra operativo.
 2. Si se coloca a VDD el micro entra en modo operativo y cumple las funciones de correr el firmware grabado.
 3. Si se coloca a VPP el micro entra en modo de programación y cumple funciones de edición de la memoria FLASH, donde podemos leer, grabar y borrar la memoria donde se alojará el firmware).
- **Condensador de desacople.** El condensador de desacople se utiliza para dar una mayor estabilidad a la hora de alimentar el PIC, ya que evita que existan oscilaciones en la entrada de alimentación del dispositivo integrado. Se coloca

en paralelo, lo más próximo que se pueda al integrado, entre alimentación y tierra.

- **Oscilador.** Es un elemento indispensable para el correcto funcionamiento de un microcontrolador, ya que se encarga de generar la base de tiempo que necesita el microcontrolador para ejecutar el programa, es decir, el cristal es el encargado de proporcionar la frecuencia de reloj al PIC.

En este diseño se utilizó un cristal de 4 Mhz junto con dos condensadores encargados de estabilizar la frecuencia de salida del cristal, conectados a cada uno de los terminales de salida del cristal y a tierra. Para conocer los valores de los condensadores se debe acudir a la hoja de datos del PIC18F2550. Las salidas del cristal de cuarzo serán entradas del PIC sobre los pines 9 (OSC1) y 10 (OSC2).

Hasta ahora se han comentado los elementos auxiliares que siempre necesita todo microcontrolador para su correcto funcionamiento. Una vez comprobado el mismo, se puede comenzar a utilizar los puertos de entrada/salida necesarios para desarrollar la aplicación. Antes de eso, se deberán configurar los mismos.

Configuración básica de los puertos del PIC18F2550

Las entradas y salidas del PIC se conectan según su funcionalidad, siguiendo las indicaciones de la hoja de características del dispositivo y las necesidades de diseño de la aplicación.

Existen tres puertos disponibles, llamados A, B y C, siendo cada uno de ellos de 8 bits bidireccionales. Cada puerto tiene 3 registros para su funcionamiento:

- Registro TRIS (datos del registro de dirección).
- Registro PORT (lee o escribe en los terminales del dispositivo).
- Registro LAT (retención de salida).

Mediante los registros TRIS se configuran los puertos como entrada o salida. Colocando un "0" para la configuración como salida y un "1" como entrada en el registro TRIS correspondiente al puerto.

Si se está conectado con otro dispositivo como por ejemplo un sensor, al configurarlo como entrada, cada vez que se reciba una señal de variación eléctrica, avisará al microcontrolador para que ejecute la instrucción correspondiente. Si está configurado como salida, será el microcontrolador el encargado de comunicarle al dispositivo las tareas a realizar.

Los pines de cualquier puerto, A, B ó C, pueden funcionar como pines de Entrada/Salida pero además suelen tener otras funciones asociadas, como por ejemplo de reloj, de conversión Analógico/Digital, de recepción de datos del puerto serie, etc.

Si se desean utilizar de otra forma, se debe realizar un remapeo de pines, siempre que el microcontrolador ofrezca esta opción.

3.2 Circuito de entrada al PIC

Como se ha mencionado anteriormente en la sección 1.8 “Organización para el desarrollo del proyecto”, se tiene como circuito de entrada:

- La etapa de recepción del PIC de la F0 calculada por el dsPIC.
- Las llaves de comando que encuentran en el panel frontal del equipo, para acceder a los distintos tipos de modos de uso que posee el estroboscopio.

En las siguientes secciones se explicará cómo fue llevada a cabo su implementación.

3.2.1 Etapa de recepción de F0

Debido a que primeramente, los datos enviados al PIC fueron generados por la computadora (sin encontrarse conectado al dsPIC), se utilizó otro MAX232 para la conversión RS232/TTL, adaptando de esta forma los niveles de tensión ya mencionados.

Se realizó la conexión entre el MAX232 con el conector DB9 y se programaron los pines 17 (TX del PIC) y 18 (RX del PIC) para poder llevar a cabo la transmisión de datos. Luego se unieron estos últimos a sus correspondientes pines del MAX232 (T2IN y R2OUT). En la Figura 34 se muestra como fue implementada la conexión del PIC y en la Figura 35, la del MAX232.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

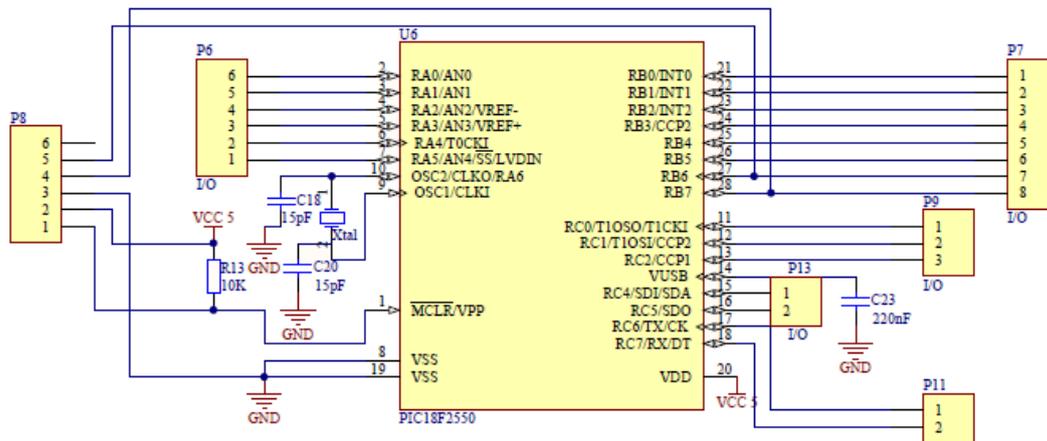


Figura 34 – Conexión del PIC.

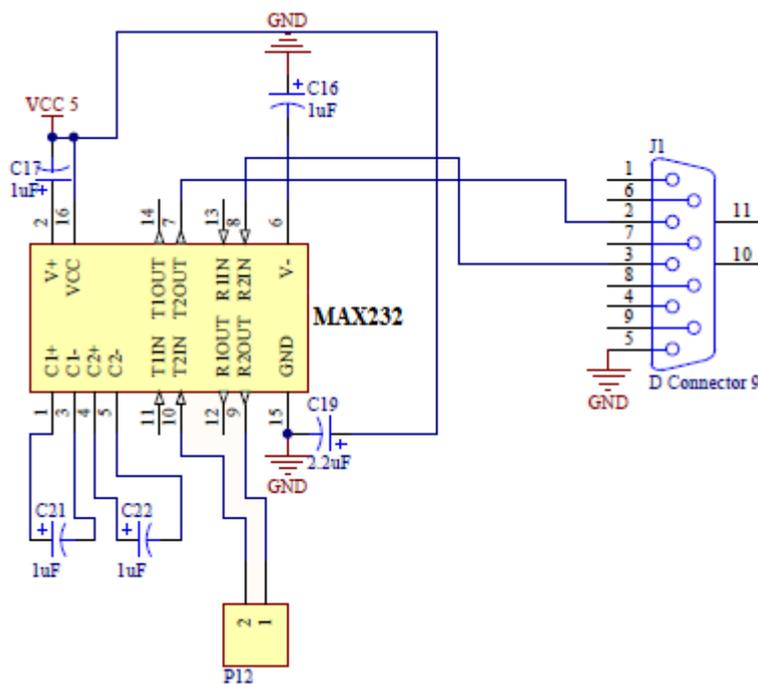


Figura 35 – Conexión MAX232/DB9.

En un principio todo el conexionado fue realizado en distintas placas de pruebas, pero para el caso del PIC se decidió desarrollar en una placa (Figura 36), todo el circuito necesario para su funcionamiento junto con la conexión al ordenador. De esta forma se evitan falsos contactos que pudieran surgir de las Protoboards, permitiendo que el resto de las pruebas que se pretendían realizar sean confiables.

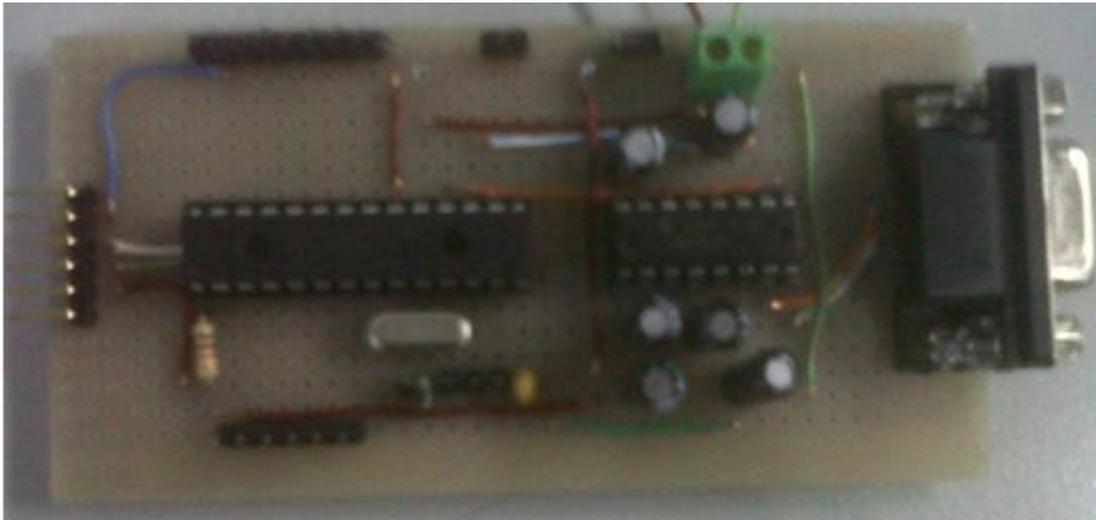


Figura 36 – Placa desarrollada para realizar pruebas con el PIC.

En este caso, el Docklight fue usado para el envío de datos en formato flotante, simulando ser los datos calculados por el dsPIC. Para ello se programó en el PIC una rutina de recepción por medio de interrupciones. Cada vez que se recibe un dato, el programa principal del PIC se interrumpe para atender la rutina de recepción, luego sigue con las funciones que se encontraba realizando antes de la interrupción.

3.2.2 Llaves de comando

En el panel frontal del equipo se colocaron dos llaves de comando tipo palanca (doble inversoras, Figura 37) para poder acceder a los distintos tipos de modos de uso que posee el estroboscopio.



Figura 37 – Llave doble inversora tipo palanca.

Mediante la primer llave de comando se accede, según sea su estado, a los modos de luz normal (luz fija para detectar anomalías en la laringe) y luz destellante (luz estroboscópica para realizar el efecto de ralentización). Cuando se encuentra en esta última posición, existen dos modos de usos. Uno es el modo manual, en el cual mediante un potenciómetro se puede variar en forma manual la señal PWM que comanda la fuente de luz en el rango de 50 Hz a 800 Hz. El otro es el modo automático, el cuál por medio de la fonación realizada por el paciente a través del micrófono,

genera la señal PWM con la frecuencia fundamental calculada. En este modo y con el mismo potenciómetro mencionado anteriormente, se puede realizar un ajuste fino manual sobre la F0 calculada (+3/-3 Hz), para producir el efecto de ralentización.

En la Figura 38 se muestra un diagrama en bloques de los distintos modos de usos explicados.

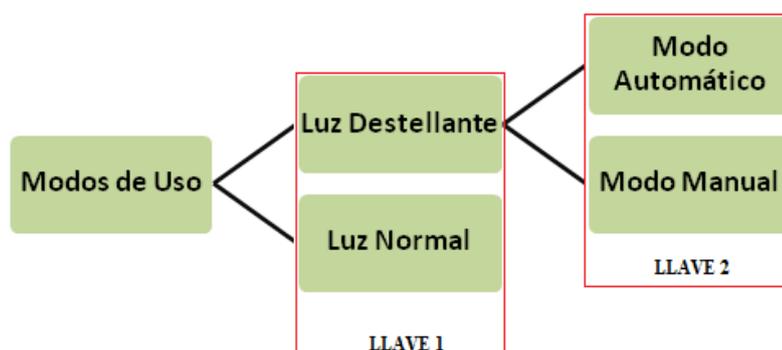


Figura 38 – Modos de uso del estroboscopio.

Para llevar a cabo dicha implementación se configuraron los pines RA1 (llave 1) y RA2 (llave2) del PIC como entradas digitales. Luego según el estado de dichas llaves el programa principal del PIC realiza las funciones necesarias para acceder a cada modo.

Con respecto al potenciómetro (500 KΩ), se configuró el pin RA0 como entrada analógica. Mediante el convertor A/D que dispone el PIC, se obtiene un resultado digital de 10 bits de longitud usando la técnica de aproximaciones sucesivas. Una vez digitalizada esta entrada analógica, se realizan las funciones necesarias para variar la frecuencia en modo manual o para el ajuste fino del modo automático.

3.3 Circuito de salida del PIC

En el presente subcapítulo se dará a conocer la circuitería asociada a los componentes de salida conectados al PIC, pero antes de pasar a ello, se hablará acerca de la señal de salida PWM la cual comanda la fuente de luz.

La modulación por ancho de pulsos (PWM) de una señal o fuente de energía es una técnica en la que se modifica el ciclo de trabajo de una señal periódica (señal cuadrada en nuestro caso), ya sea para transmitir información a través de un canal de comunicaciones o para controlar la cantidad de energía que se envía a una carga.

El ciclo de trabajo de una señal periódica es el ancho relativo de su parte positiva en relación con el período. Expresado matemáticamente:

$$D = \frac{\tau}{T}$$

Donde 'D' es el ciclo de trabajo, 'T' es el tiempo en que la función es positiva (ancho del pulso) y T es el período de la función, la señal a estudiada se muestra en la Figura 39.

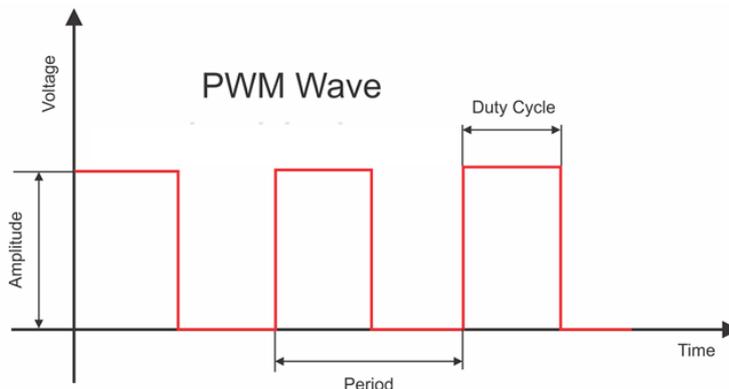


Figura 39 – PWM de una señal cuadrada.

El parámetro fundamental de una modulación PWM es la frecuencia (o su inverso el periodo) de modulación. En el PIC, dicha frecuencia es programable (con ciertas limitaciones) en base a varias variables:

- La frecuencia del oscilador principal F_{osc} .
- El pre-scaler (PRE) o divisor previo del timer TMR2 que puede tomar los valores 1:1, 1:4 o 1:16.
- El registro PR2 (0-255) asociado al timer TMR2.

La frecuencia PWM (F_{pwm}) responde a la fórmula:

$$F_{pwm} = F_{osc} / [4 \times PRE \times (PR2+1)]$$

o lo que es lo mismo, el periodo del PWM (T_{pwm}) será el inverso de dicha frecuencia:

$$T_{pwm} = [(PR2+1) \times 4 \times PRE] \times T_{osc}$$

El valor máximo del divisor previo PRE es 16 y el de (PR2+1) es 256. Por lo tanto la frecuencia PWM más baja posible será $F_{osc}/16384$. Para un oscilador de 4 MHz como el utilizado se tiene una F_{pwm} mínima de 244.1.

Debido a que se pretende generar una señal PWM la cual varíe entre 50-800 Hz, la utilización del módulo PWM que posee el PIC no cumple con las especificaciones. En un principio del diseño se optó por usarlo y luego, mediante un divisor de frecuencia x10, alcanzar una frecuencia mínima de 24.41 Hz. Posteriormente Se pensó otra forma de resolver este problema sin tener que cambiar el cristal del

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

oscilador ya que trae aparejado modificar muchas configuraciones que ya se tenían realizadas hasta ese momento. Surgió la idea de realizar un PWM por software, esto significa, que se utiliza un puerto de salida del PIC en donde se determinará cuando la señal debe estar en estado alto y cuando en estado bajo.

Para esto se realizó una rutina de interrupción, mediante la configuración del Timer0. En la misma, se establece el Timer0 en un valor para que interrumpa el programa principal cada un determinado tiempo y atender a la rutina donde se genera la señal PWM. Para facilitar la programación y utilizar un solo Timer, se decidió realizar una señal cuadrada con un duty cycle=50% (ciclo de trabajo), esto significa que la señal se encontrará en estado alto, el mismo tiempo que se encuentre en estado bajo.

Se realizó una tabla con todos los valores necesarios del Timer0 para poder cumplir con el rango de frecuencias pretendido (50-800Hz). Luego de interrumpirse el programa principal por la recepción del dato F0 calculado, y realizar una serie de pasos adicionales, se determina que valor de la tabla mencionada anteriormente es el necesario para obtener la frecuencia de salida deseada. A través del puerto RC0 (pin 11 del PIC), configurado como salida digital, se obtuvo finalmente la señal requerida mostrada en la Figura 40.

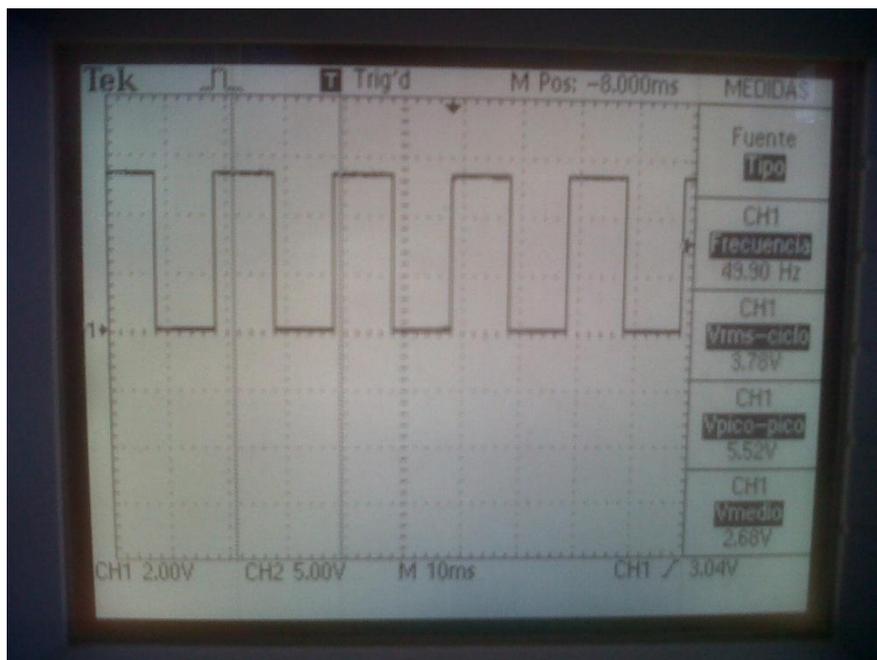


Figura 40 – Señal PWM de 50 Hz (captura de osciloscopio).

En las siguientes secciones se explicará acerca de los componentes de salida conectados al PIC, estos son los que se detallan a continuación:

- Display.
- Optoacoplador.
- Etapa de potencia.
- Led.

3.3.1 Pantalla de cristal líquido (LCD)

Antes de la aparición de las pantallas de cristal líquido (LCD), se utilizaban los displays de siete segmentos para poder mostrar la información. Tenían una gran limitación de no poder mostrar los caracteres alfa numéricos y símbolos especiales, también consumían demasiada corriente y ocupaban demasiado espacio físico. Posteriormente aparecieron otros tipos de displays más complejos que podían mostrar algunos caracteres y símbolos pero, tenían de igual manera, mucho consumo de corriente y ocupaban también bastante espacio físico. Finalmente aparecieron los módulos LCD o pantallas de cristal líquido las cuales tienen la capacidad de mostrar cualquier carácter alfa numérico. Estos dispositivos poseen una pantalla y toda su lógica de control preprogramada de fábrica. Como ventaja adicional, su consumo de corriente es mínimo y no hace falta realizar la decodificación binaria que se hacía anteriormente con los displays de siete segmentos.

Un módulo LCD es una pantalla de cristal líquido que permite visualizar ciertos caracteres. Para poder hacerlo funcionar, debe de estar conectado a un circuito en el que estén integrados los controladores del Display y sus respectivos pines para comandarlo. Sobre el circuito se encuentra el LCD en sí, rodeado por una estructura metálica que lo protege [21].

Para el estroboscopio laríngeo se utilizó el display LCD-016M002B VISHAY [22] (16x2 Character LCD) como se observa en la Figura 41.



Figura 41 – Pantalla de cristal líquido.

En total se pueden visualizar 2 líneas de 16 caracteres cada una, es decir, $2 \times 16 = 32$ caracteres. A pesar de que el display sólo puede visualizar 16 caracteres por línea, puede almacenar en total 40 por línea. Es el usuario el que especifica qué 16 caracteres son los que se van a visualizar.

Posee un muy bajo consumo de energía y son ideales para dispositivos que requieran una visualización pequeña o media. Los módulos LCD varían su tamaño físico

dependiendo de la marca, por lo tanto en la actualidad no existe un tamaño estándar para los módulos LCD.

Un dispositivo LCD dispone de dos tipos de memorias, ambas independientes.

- DD RAM (Display Data RAM). Es la memoria encargada de almacenar los caracteres de la pantalla que se estén visualizando en ese momento, o bien, que estén en una posición no visible.
- CG RAM (Character Generator RAM). Contiene los caracteres que pueden ser definidos por el usuario, es decir que pueden ser personalizados.

El orden de comienzo de los caracteres es de izquierda a derecha y, para localizar los mismos, se utilizan dos coordenadas (X, Y) siendo Y el valor vertical comprendido entre 1 y 2 (valor de línea) y X el valor horizontal (1-40) que indicara el carácter.

A continuación se puede ver en la siguiente tabla, la asignación de pines del display utilizado, la Tabla 1 fue extraída de la hoja de datos del dispositivo.

PIN NUMBER	SYMBOL	FUNCTION
1	Vss	GND
2	Vdd	+ 3V or + 5V
3	Vo	Contrast Adjustment
4	RS	H/L Register Select Signal
5	R/W	H/L Read/Write Signal
6	E	H →L Enable Signal
7	DB0	H/L Data Bus Line
8	DB1	H/L Data Bus Line
9	DB2	H/L Data Bus Line
10	DB3	H/L Data Bus Line
11	DB4	H/L Data Bus Line
12	DB5	H/L Data Bus Line
13	DB6	H/L Data Bus Line
14	DB7	H/L Data Bus Line
15	A/Vee	+ 4.2V for LED/Negative Voltage Output
16	K	Power Supply for B/L (OV)

Tabla 1 – Asignación de pines del LCD.

- Los pines 1 y 2, son los utilizados para la alimentación del módulo LCD. La tensión utilizada es de 5V.
- El pin 3 (Vo) se utiliza para ajustar el contraste de la pantalla LCD. Por medio de un potenciómetro se regula la intensidad de los caracteres, a mayor tensión mayor intensidad.

- El pin 4 (RS) se utiliza para indicar al bus de datos si la información que le llega es una instrucción (RS=0) o por el contrario es un carácter (RS=1).
- El pin 5 (R/\overline{W}) es el de escritura o lectura. Si (R/\overline{W})=0 el módulo escribe en pantalla el dato que haya en el bus de datos, y si (R/\overline{W})=1 se lee lo que hay en el bus de datos.
- El pin 6 (E) es el indicado de hacer que el módulo LCD funcione, o por el contrario no acepte órdenes de funcionamiento. Cuando E=0 no se podrá utilizar el display y cuando E=1 se podrán transferir datos y realizar las demás operaciones.
- Los pines compuestos del 7 al 14 son los del bus de datos.

El bus de datos de un módulo LCD puede funcionar como un bus de 8 bits o como un bus multiplexado de 4 bits. Esto permitiría ahorrar 4 puertos al microcontrolador utilizado, pero complicaría un poco el control del LCD ya que habría que multiplexar y demultiplexar los datos.

En nuestro caso se optó por el empleo de 4 bits de datos, utilizando de esta forma solamente los pines D4, D5, D6 y D7. Esta configuración se realiza a través de la librería agregada al programa del PIC, indicando si los datos se encuentran en la parte alta o baja del puerto seleccionado. D0, D1, D2 y D3, al no ser utilizados, deberán colocarse a masa.

Los pines del puerto B del PIC fueron configurados de la siguiente forma:

- RB0 → RS.
- RB1 → R/\overline{W} .
- RB2 → E.
- RB3 → No utilizado.
- RB4 → D4.
- RB5 → D5.
- RB6 → D6.
- RB7 → D7.

La secuencia de inicialización para cualquier módulo LCD es imprescindible, esta se basa en una serie de instrucciones introducidas por el usuario para posteriormente ser procesadas por el módulo. Entre ellas se encuentran una serie de *delays* (retardos), como así también comandos para selección de la longitud del bus de datos, el número de líneas que se visualizarán en el módulo LCD, encender el módulo LCD, mantener el mensaje fijo, limpiar la pantalla, etc.

3.3.2 Optoacoplador

El optoacoplador es un dispositivo que se compone de un diodo LED y un fototransistor, de manera de que cuando el diodo LED emite luz, ilumine el fototransistor y conduzca. Es decir puede transmitir de un punto a otro una señal eléctrica sin necesidad de conexión física mediante una señal luminosa. Por eso también se denominan opto-interruptor [23].

Activando una luz, la cual llega a un detector que genera una tensión de salida (interruptor cerrado). Si no se activa la luz o no le llega la luz al detector, este no genera ninguna tensión de salida (interruptor abierto). Si se combinan una fuente óptica (generalmente un Led) con algún tipo de detector óptico (generalmente un semiconductor de silicio llamado fototransistor) en un solo encapsulado, el dispositivo resultante es un optoacoplador o interruptor óptico.

Suelen ser elementos que sustituyen a los relés tradicionales y se utilizan para **aislar dos circuitos**, uno que trabaja con baja tensión y otro a una tensión diferente (generalmente mucho mayor). De esta manera se elimina el ruido realizado por los relés, se mejora la velocidad de conmutación y casi no hay necesidad de mantenimiento.

Es importante resaltar que tanto el led como el detector deben llevar siempre una resistencia en serie con ellos para protegerlos y limitar la corriente que le llega al led. La corriente de salida IC del optoacoplador (corriente de colector del fototransistor) es proporcional a la corriente de entrada IF (corriente en el diodo LED). La relación entre estas dos corrientes se llama razón de transferencia de corriente (CTR) y depende de la temperatura ambiente. A mayor temperatura ambiente, la corriente de colector en el fototransistor es mayor para la misma corriente IF (la corriente por el diodo LED). La entrada (circuito del diodo) y la salida (circuito del fototransistor) están 100% aislados y la impedancia de entrada es muy grande (10^{13} Ohms típico).

Se seleccionó el optoacoplador 4N25 de MOTOROLA [24] para aislar la etapa de potencia del PIC, y así evitar que este último se dañe. En la Figura 42 se observan la configuración de pines para el dispositivo mencionado.

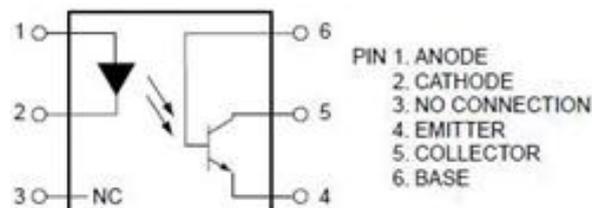


Figura 42 – Optoacoplador 4N25.

La señal PWM que proviene del puerto de salida RC0 del PIC ingresa al pin 1 del optoacoplador 4N25 y sale por el pin 4 del mismo. Se recuerda que este dispositivo se

utiliza solamente para aislar un circuito de otro, por lo tanto la señal de salida es la misma que la de la entrada. Con dicha señal de salida se comanda la siguiente etapa del circuito.

3.3.3 Etapa de potencia

Generalmente existen dos modos para alimentar los leds de alta potencia:

- La regulación de la corriente serie que atraviesa el led.
- El uso de convertidores DC-DC switching (“*buck converter*” o “*boost converter*” en base a la configuración de entrada/salida).

Aunque los convertidores DC-DC son mucho más eficientes en materia de rendimiento (90% o superior), su realización es más compleja y requiere muchos componentes no tan fáciles de conseguir como por ejemplo las bobinas que generan la tensión de salida. Otro defecto de los convertidores DC-DC es su vida útil que muchas veces es más breve respecto a los leds que alimentan [25].

Por lo tanto para desarrollar la etapa de potencia del estroboscopio se utilizará la primera opción mencionada, la regulación de la corriente serie del led.

Los reguladores de corriente se pueden realizar de diferentes maneras: con transistores, con MOSFET de potencia o con reguladores lineales de tensión conectados de un modo particular. Todos utilizan el mismo principio de funcionamiento: una resistencia de bajo valor en serie con el led (generalmente llamada “Resistencia de Shunt”) que “mide” la corriente que pasa por ella y controla el circuito que regula la corriente. En la Figura 43 se muestra el circuito utilizado para la etapa de potencia desarrollada.

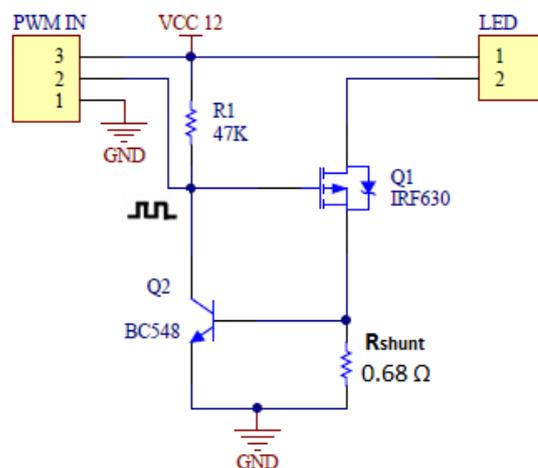


Figura 43 – Circuito implementado para la etapa de potencia.

El circuito mostrado en la figura es una típica fuente de corriente constante, el cual puede ser implementado fácilmente.

La compuerta o “*gate*” del MOSFET IRF-630 [26] recibe una tensión positiva a través de la resistencia de 47K y por lo tanto conduce. Esta conducción enciende el led y produce una caída de tensión sobre la resistencia en serie con el led. Si la corriente aumenta, también aumenta la caída de tensión y si supera la tensión de umbral de la base del transistor BC548 [27], este último, empieza a conducir disminuyendo la tensión de compuerta del MOSFET y reduciendo como consecuencia la corriente sobre el led (realimentación negativa). Por lo tanto, la corriente sobre el led depende del valor de la resistencia en serie (R_{shunt}). El defecto de este circuito es que parte de la potencia consumida se pierde en forma de calor en el MOSFET. Por lo tanto, es necesario agregarle un disipador térmico.

La potencia disipada en el MOSFET depende de la tensión que cae sobre este y de la corriente que conduce el led. Siempre conviene alimentar el circuito con una tensión un poco superior a la tensión del led conectado.

Como se ha dicho, la corriente que se obtiene para alimentar el led depende solamente del valor de la resistencia en serie y su valor se puede calcular a través de esta sencilla fórmula: $R_{shunt} = 0,6V / I_{led}$.

Por el hecho que en comercio muchos valores intermedios de resistencia no existen, puede ser necesario aproximar el valor manualmente conectando resistencias en serie y en paralelo.

Colocando una $R_{shunt}=0,68\Omega$ resulta una $I_{led}=880$ mA, la cual se encuentra dentro de los rangos normales de operación del led utilizado. La resistencia en serie disipa $P_{res} = I * V_{res} = 0,88A \times 0,6V = 0,52$ W.

Nuestro circuito puede trabajar con corrientes mucho más elevadas (5A o más) aunque si será necesario considerar algunos aspectos:

- Reducir al mínimo indispensable la tensión de alimentación del circuito (solamente 3V por encima de V_{led}).
- Usar una resistencia en serie de potencia adecuada.
- Agregar al MOSFET un disipador capaz de mantener la temperatura “bajo control”.

Un aspecto interesante del circuito propuesto, y el motivo por el cual ha sido utilizado, consiste en la posibilidad de controlar la intensidad luminosa a través de la entrada de control indicada en el diseño. El control debe ser del tipo PWM (modulación por ancho de impulso). Debido a que la señal PWM de este diseño posee un ciclo de trabajo fijo, no es posible variar la intensidad luminosa pero si nos permite generar el efecto estroboscópico deseado, en otras palabras, **poder encender y apagar el led a la frecuencia F_0 calculada.**

En la siguiente sección se detallarán las características del Led de alta potencia adquirido, el cuál fue comprado en “Demasled” [28], empresa que se dedica especialmente a la venta de leds.

3.3.4 Led

Los leds presentan muchas ventajas sobre las fuentes de luz incandescente y fluorescente, entre algunas de ellas se encuentran las siguientes:

- Bajo consumo de energía.
- Mayor tiempo de vida.
- Tamaño reducido.
- Resistencia a las vibraciones.
- Reducen la emisión de calor.
- No contienen mercurio.
- Tiempo de encendido muy corto (menor a 1milisegundo).
- Variedad de colores.
- No les afecta el encendido intermitente (es decir pueden funcionar como luces estroboscópicas).

Los leds de luz blanca son uno de los desarrollos más recientes y pueden considerarse como un intento muy bien fundamentado para sustituir las lámparas incandescentes. En la actualidad se dispone de tecnología que consume el 92 % menos que las lámparas incandescentes de uso doméstico común y el 30 % menos que la mayoría de las lámparas fluorescentes. Estas características convierten a los leds de luz blanca en una alternativa muy prometedora para la iluminación.

Para el correcto funcionamiento de un led de alta potencia existen dos aspectos fundamentales que es necesario tener presentes: la corriente que pasa por el led y la temperatura que disipa. La temperatura reduce la eficiencia del led, lo hace envejecer y un exceso de ella lo puede dañar o reducir su vida útil. Los leds no son eternos, con el tiempo, su eficiencia luminosa disminuye progresivamente y, generalmente, se considera un led al final de su vida útil cuando la luz que emite es del 50% menor respecto a la luz producida cuando es nuevo. Por suerte esto ocurre después de miles de horas de uso (en algunos casos más de 50.000 horas).

El panorama de los leds de alta potencia es muy complejo y variable. Para aumentar la potencia muchas veces los fabricantes construyen leds compuestos por varios leds más simples colocados en el mismo substrato (conectados en serie y en paralelo).

El led adquirido para esta aplicación es un Led High Power de 10W color blanco frío [29] como el que se muestra en la Figura 44.



Figura 44 - Led High Power de 10W.

El mismo presenta en un chip recubierto por una silicona, rodeada por un plástico blanco, el cual se encuentra apoyado sobre una base de metal que actúa como placa predisipadora. De la estructura de plástico se desprenden dos brazos metálicos desde los cuales se realizará la conexión. Uno de ellos presenta un orificio además, que señala que es de polaridad positiva. En la Tabla 2 se muestran las principales características eléctricas:

Item	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Forward Voltage	V_F	IF=1.05A	9,5	10,5	12,5	V
Reverse Current	I_R	VR=10v	--	--	80	uA
50% Power Angle	2θ1/2	IF=1.05A	120	--	160	deg
Luminous Intensity	ϕ_v	IF=1.05A	500	700	--	lm
Recommend Forward Current	I_F	--	--	1.05	--	A
Chromaticity	Tc	IF=1.05A	2500	--	10000	k

Tabla 2 – Características eléctricas del led High Power.

3.4 Acoplador de acrílico

Para emitir la luz desde el led hacia la entrada de un endoscopio, es necesario realizar un acople entre estos dos componentes. Se investigó acerca de la disponibilidad de accesorios ópticos para poder acoplar la fuente de luz a la fibra óptica, pero no se encontró conectores normalizados en el mercado local ni tampoco que pudiesen ser fácilmente adquiribles.

Básicamente se necesita colocar el cable de fibra óptica lo más cercano a la fuente de luz led, de esta forma la luz viaja a través del mismo. Se realizó una serie de pruebas con un cable de fibra óptica que se pudo adquirir y como era de esperar, la luz se transmitía hasta su salida pero las pérdidas de potencia eran enormes, justamente

por no existir una buena adaptación entre el diámetro del cable de fibra y el lóbulo de radiación del LED, aunque la potencia que se disponía del led fuese adecuada.

Se decidió entonces investigar acerca de cómo lograr un mejor acople entre el LED y la fibra óptica. Intentando, de esta forma, guiar la potencia total de radiación del LED en un diámetro muy reducido (aprox. 2 mm).

Se realizó una investigación sobre posibles adaptadores, se estudió teoría de fibras ópticas y se buscó sistemas comerciales, o desarrollos que realizaran este acople. A partir de las imágenes (Figura 45) de un software de simulación de sistemas ópticos denominado Optenso [29] se obtuvo una idea de cuál podría ser la forma del adaptador.

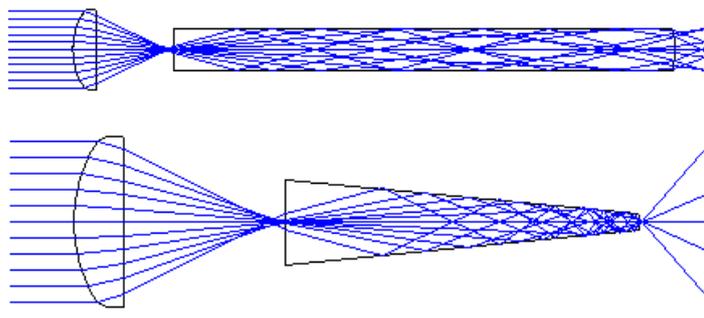


Figura 45 – Análisis de distintas forma de conductores ópticos mediante Optenso.

Se asumió en consecuencia que un cono, como el mostrado en la figura 45 actuaría como concentrador de luz y se decidió su construcción.

Para esto, se realizó un estudio sobre los materiales que podrían utilizarse, llegando a la conclusión de que el acrílico era una buena opción. Una vez determinado esto, se compró una barra cilíndrica de acrílico para llevar a cabo las pruebas como el que se muestra en la Figura 46. En donde se ve el efecto de “guía de onda” lumínica del cilindro de acrílico.

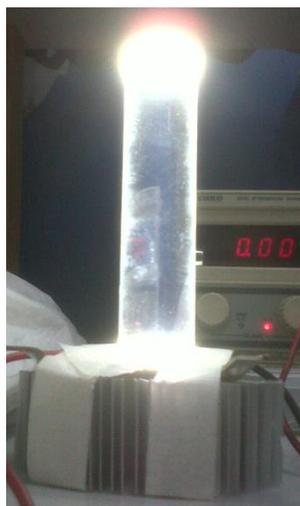


Figura 45 – Barra de acrílico.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

El próximo paso fue darle forma a la barra de acrílico para confinar la luz, para ello no solo se tuvo en cuenta la imagen de Optenso, sino la ley de reflexión, la ley de Snell y una serie de datos como por ejemplo:

- Patrón de radiación del led (Figura 46).
- Las características de la longitud de onda de luz. (Figura 47).
- El índice de refracción del acrílico utilizado (aproximadamente).

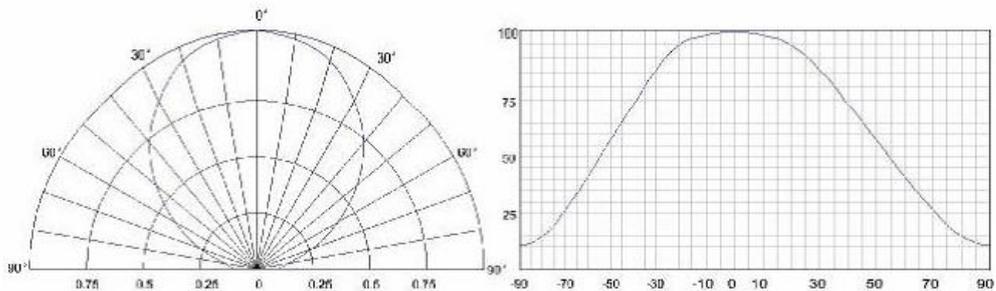


Figura 46 – Patrón de radiación del led.

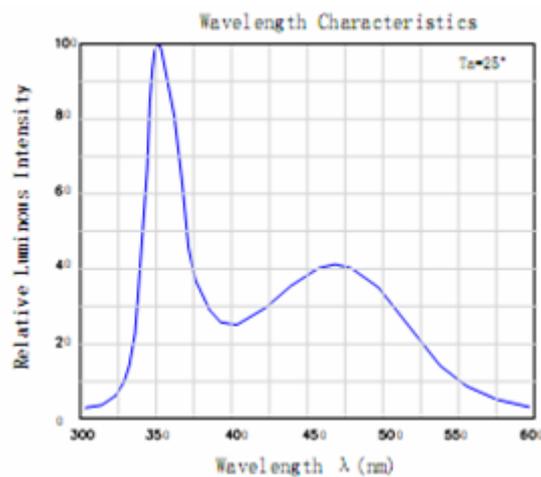


Figura 47 – Intensidad luminosa vs longitud de onda.

Con toda esta información y teniendo en cuenta los datos mencionados, se determinó en una primera instancia las medidas que debería tener la forma cónica. Se realizó un diseño que fue entregado a un tornero para su fabricación. A continuación, en la Figura 48, se muestra como quedó el cono de acrílico.



Figura 48 – Acoplador de acrílico

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

Cabe aclarar aquí que un error que se cometió en esta etapa del desarrollo es que solo se tuvo en cuenta la primera reflexión de la luz en el cono y no se calcularon las siguientes.

A continuación se comenzaron a realizar las pruebas con la luz del led, pero esta se dispersaba por toda la superficie del cono. Es ahí donde se decide pedir ayuda del departamento de Láser de la Facultad de Ingeniería en donde el Dr. Gustavo Arenas, se sumó con mucho entusiasmo a las pruebas del cono y el análisis de la idea propuesta. Utilizando distintos láseres que se disponían en el laboratorio se obtuvieron las siguientes imágenes (Figuras 49-51).

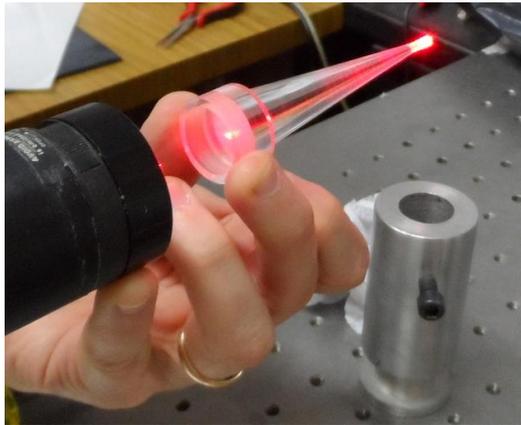


Figura 49- Pruebas realizadas en el Laboratorio de láser.

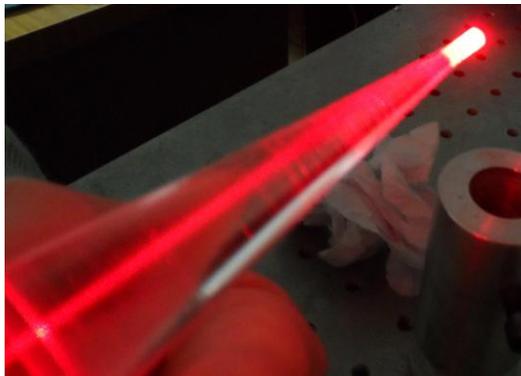


Figura 50 - Pruebas realizadas en el Laboratorio de láser.



Figura 51 - Pruebas realizadas en el Laboratorio de láser.

Durante las pruebas realizadas no se pudo encausar la luz como se esperaba, pero tampoco se pudo ver correctamente la trayectoria del haz de Láser dentro del cono. Esto se debió fundamentalmente a la superficie opaca del cono. Se supuso entonces que el problema se encontraba en el pulido de la pieza, ya que la misma se encontraba opaca y no perfectamente pulida. Es ahí que se decide pulir el cono y realizar una nueva serie de pruebas. Mientras tanto se continuaba investigando distintas posibilidades para el rediseño del adaptador. Justamente una de ellas fue la de la Figura 52, Obtenida de <http://www.fags.org/patents/app/20120037205>, en donde se describen una serie de posibles concentradores de luz. Esto refuerza la teoría de que la forma cónica no era tan desacertada pero que la forma parabólica era la indicada.

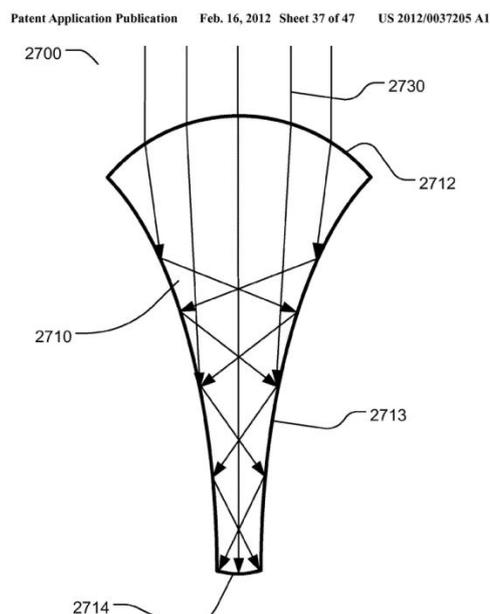


Figura 52 – Posible nuevo adaptador.

Luego de pulir el cono, se regresa al Laboratorio de Láser a repetir las pruebas realizadas anteriormente (Figura 53).

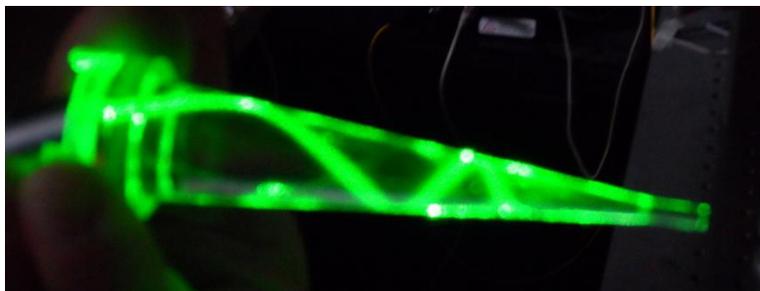


Figura 53 – Pruebas realizadas en el Laboratorio de Láser.

Las pruebas demostraron que aún luego de pulir la pieza, la teoría que se pretendió demostrar no se cumplía. En la foto de la Figura 54 se ve que existe un aumento en la frecuencia de los rebotes, que no había sido detectada con el cálculo de

la primera reflexión, en donde al cabo de unas pocas reflexiones, el haz supera el ángulo crítico de la interface acrílico/aire y escapa fuera del cono.

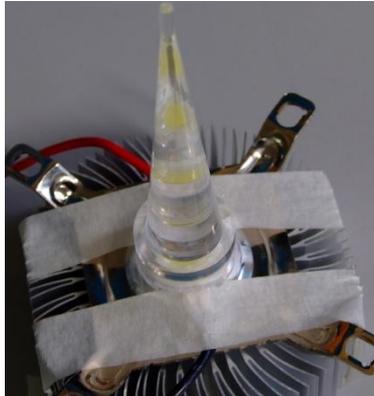


Figura 54 – Visualización de led desde un lado.

Ese mismo efecto se ve luego en la foto de la Figura 55, en donde de haberse podido encausar la luz a través del cono no hubiese sido posible observar las imágenes reflejadas del LED a distintas alturas a lo largo del cono. Se concluyo aquí que no se puede encausar la luz dentro del acoplador de acrílico fabricado.

Teniendo en cuenta las enseñanzas aprendidas de este error se decide la fabricación de la pieza parabólica pero antes se realiza una serie de cálculos (dibujos en realidad) de todas las posibles reflexiones dentro de la forma parabólica. Este análisis se hace junto al del cono para poder comparar los resultados. La forma parabólica a su vez se la analiza como una parábola continua y una aproximada por tramos.

Independientemente de la forma adoptada, los resultados del análisis de rayos demuestran en “todos” los caso que no es posible encausar la luz mediante este criterio.

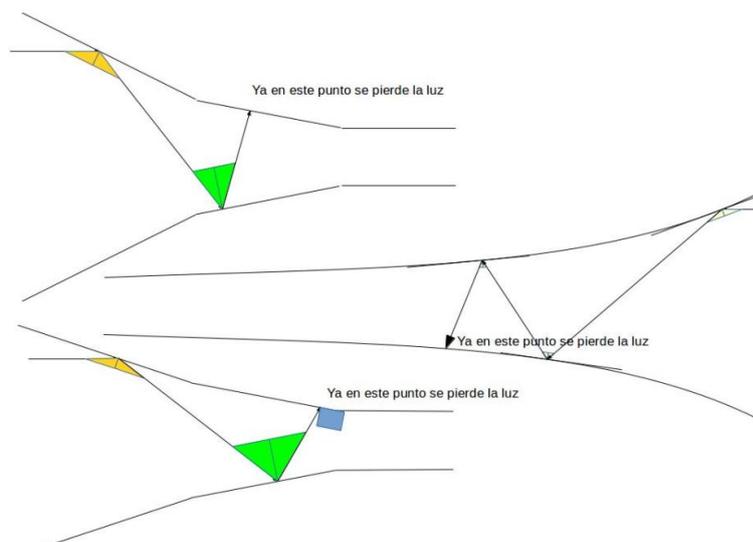


Figura 55 – Análisis de reflexiones teniendo en cuenta la ley de Snell.

Queda claro que esta forma de encausar la luz es inviable. Investigación adicional sobre el tema arroja como resultado que los “encausadores” de luz funcionan principalmente con lentes convergentes o diseños mucho más complejos de los que estarían al alcance de este proyecto final.

3.5 Conclusiones del capítulo

La consideración a destacar, de esta segunda etapa del proyecto, fue la generación de la señal PWM para comandar el led de alta potencia. La misma posee un rango de frecuencias entre 50 y 800 Hz. Debido a que la frecuencia mínima no era capaz de obtenerse a través del modulo PWM que posee el PIC, se optó por desarrollarla por medio de software.

Para ello se implemento una rutina de recepción por interrupciones y otra para producir la señal pretendida. Una vez ingresado el dato enviado por el ordenador vía UART, simulando ser el dato FO calculado por el dsPIC, se llevo a cabo el proceso del mismo para obtener de manera exitosa la señal PWM.

A su vez, se utilizó un optoacoplador para aislar eléctricamente la etapa de potencia del led, del puerto de salida PIC, por donde egresa la señal anteriormente mencionada.

Mediante el uso del display, se brindó una mejor comprensión de la muestra de datos, y por medio, de las llaves de comando, se pudo acceder a los distintos modos de uso.

CAPITULO 4

4.1 Transmisión de datos entre el dsPIC y el PIC

El intercambio de información entre dispositivos electrónicos es un aspecto que día a día toma mayor trascendencia, ya que, entre otras cosas, permite crear aplicaciones muy robustas con grandes prestaciones, basadas en módulos independientes con funciones propias muy especializadas, los cuales operan de forma conjunta.

Teniendo en cuenta que la información a transmitir normalmente está contenida en bytes o palabras, cuando se establece una comunicación paralela entre dos equipos, se transmiten todos los bits de este byte o palabra al mismo tiempo, esto redundaría en transferencia de información a grandes velocidades pero, se tiene como condición, que la interfaz física debe tener un medio de transferencia de datos por cada bit de los datos a transmitir. Por esta última condición es que se optó por emplear una comunicación serie entre los dispositivos, ya que no se contaba con suficientes pines libres en el PIC18F2550. En las comunicaciones de tipo serie, la información es transmitida bit a bit sobre una sola línea de comunicación, y aunque esta técnica es mucho más lenta que los enlaces paralelos, tiene la gran ventaja de que únicamente se necesitan dos líneas de datos para la comunicación, uno para enviar información (TX) y otro para recibir información (RX).

En la primera parte del capítulo 4 se puede ver cómo fue realizada la comunicación entre el dsPIC y el PIC vía serie haciendo uso de los módulos UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*) que poseen ambos microcontroladores. Para este caso ya no se empleó el uso del ordenador, sino que se realizó la conexión directa entre los microcontroladores.

En el modo de transmisión asíncrona no existe ninguna relación temporal entre el transmisor y el receptor pero, de todas maneras, existen señales que ayudan a coordinar el intercambio de información entre los dispositivos. A cada carácter transmitido, se lo delimita por un bit de información denominado de cabecera o de arranque, y uno o dos bits denominados de terminación o de parada. El bit de arranque cumple la de sincronización de reloj del transmisor y del receptor. Mientras que el o los bits de parada se utilizan para separar un carácter del siguiente.

La comunicación entre ambos microcontroladores es del tipo *simplex*, existiendo solamente un canal unidireccional. Esto significa que el origen puede transmitir al destino pero el destino no puede comunicarse con el origen. El dsPIC33FJ128GP802 hará de transmisor del dato calculado (Fo), mientras que el PIC18F2550 implementará en su código una rutina de interrupción por recepción de

datos serie vía UART. Luego de recibir dato procedente del dsPIC, genera las señales necesarias para comandar la fuente de luz y mostrar estos datos a través del display. Utilizando el programa paso a paso de MPLAB IDE se puede ver como el bit RCIF (bandera de interrupción por recepción de datos en la UART) del registro PIR1 se setea al valor “1” lógico en el momento que se entra en la rutina de interrupción.

Para realizar la transmisión de datos del dsPIC al PIC, se dispuso del puerto RB9 (Tx del dsPIC) el cual se encuentra conectado con T2IN (pin 10 del primer MAX232) y del puerto RC7 (Rx del PIC) conectado a R2OUT (pin 9 del segundo MAX232).

Se revisaron nuevamente las rutinas de transmisión y recepción de ambos microcontroladores, las cuales funcionaban correctamente por separado, y se decidió realizar la prueba final de comunicación entre los dispositivos. Para ello fue necesario conectar los puertos existentes entre los dos MAX232 empleando así T2OUT (pin 7 del primer MAX232) con R2IN (pin 8 del segundo MAX232). Visto de otra forma, conectando el pin 2 (Tx) del conector DB9 del dsPIC con el pin 3 (Rx) del conector DB9 del PIC.

Debido que hasta ese momento no se había desarrollado en su totalidad la placa final, se preparó un banco de pruebas. Este último estaba constituido por tres fuentes de tensión continua (12V, 5V y 3.3V) para alimentar a cada dispositivo y su respectiva circuitería. La implementación de las etapas mencionadas en los capítulos anteriores se encontraba desarrollada en distintas placas de pruebas (*protoboards*), a excepción de la etapa de potencia para la cual se desarrolló previamente en una placa perforada. A continuación se presentan las ventajas y desventajas del uso de las *protoboards*:

- **Ventajas.** No se requiere soldar los componentes electrónicos. En poco tiempo se puede armar un circuito determinado. Se evita el diseño y construcción del circuito impreso. Se puede reutilizar.
- **Desventajas.** No se deben conectar componentes electrónicos de potencia. Algunos componentes electrónicos no se pueden conectar debido a su forma y disposición de terminales. Genera capacidades parasitas. Sus láminas metálicas actúan como antena y atraen ruidos eléctricos.

Finalmente se conectó el micrófono y mediante el osciloscopio Tektronix TD S210 disponible en el Laboratorio de Comunicaciones se verificaron las señales de salida correspondientes a cada etapa. Afortunadamente el sistema completo funcionaba pero, durante períodos cortos, ya que se tenían muchos cables entre las placas de prueba lo cual traía aparejado las desventajas mencionadas anteriormente. El próximo paso a seguir era el diseño y desarrollo del circuito impreso, como así también la obtención de las alimentaciones requeridas para el mismo.

4.2 Fuente de alimentación

En esta sección se detallará el diseño de la fuente de alimentación utilizada para el estroboscopio. La función de este bloque es convertir la tensión de línea alterna en una tensión continua capaz de alimentar los circuitos electrónicos que conforman el dispositivo estroboscópico. El principal problema se centra los microcontroladores, los cuales requieren de una tensión con bajo *ripple* para su correcto desempeño. Debido a que la señal PWM de salida del PIC trabaja en forma pulsada, se produce una variación brusca de la carga, lo cual afecta la fuente de alimentación de manera directa.

La tensión necesaria para alimentar la placa del estroboscopio es de 12 V y su consumo total es aproximadamente de 1A. El microcontrolador dsPIC33FJ128GP802 requiere de una tensión para operar en condiciones normales de 3V a 3,6V. Mientras que el microcontrolador PIC18F2550 requiere un voltaje de alimentación de 4,2V a 5,5V.

Para adaptar la tensión de línea a nuestro dispositivo, se empleo una fuente *switching* (fuente conmutada) CA/CC (corriente alterna/corriente continua) de 12 V / 2A. Las fuentes conmutadas utilizan un transistor en la zona de corte y saturación, de esta forma se tiene periodos de tiempo en la que la corriente y la tensión son nulos. Esto se logra convirtiendo la tensión de entrada en una señal cuadrada, siendo el concepto básico de este tipo de fuentes.

Las tensiones de alimentación pretendidas para los microcontroladores, se obtuvieron mediante reguladores lineales. Estos últimos son dispositivos electrónicos que permiten controlar la tensión de salida ajustando continuamente la caída de tensión en un transistor de potencia conectado en serie entre la entrada y la salida. Es decir que operan con una corriente continua, donde el nivel de tensión a la entrada siempre debe ser superior al de salida. A continuación se presentan sus ventajas y desventajas.

Ventajas:

- ✓ Simplicidad de diseño, debido a que utilizan pocos componentes.
- ✓ Para potencias menores de 10W, el costo de los componentes es relativamente bajo.

Desventajas:

- ✓ Baja eficiencia, los reguladores lineales poseen una eficiencia del orden entre el 30% y 60%.
- ✓ Disipación de calor, debido a su baja eficiencia el resto de la energía se disipa en forma de calor.

La tensión de alimentación $V_{cc}=+3,3V$, para el dsPIC y su circuitería asociada, puede obtenerse por medio del regulador lineal de tensión $\mu A78M33$ [31]. Este es un regulador fijo el cual entrega una tensión de $+3.3V$ en su salida, cuando la tensión de entrada se encuentra entre $5,3V$ y $25V$. Con la fuente *switching* adoptada se cubre este requerimiento. El circuito utilizado para el empleo del regulador es el que se muestra en la Figura 57.

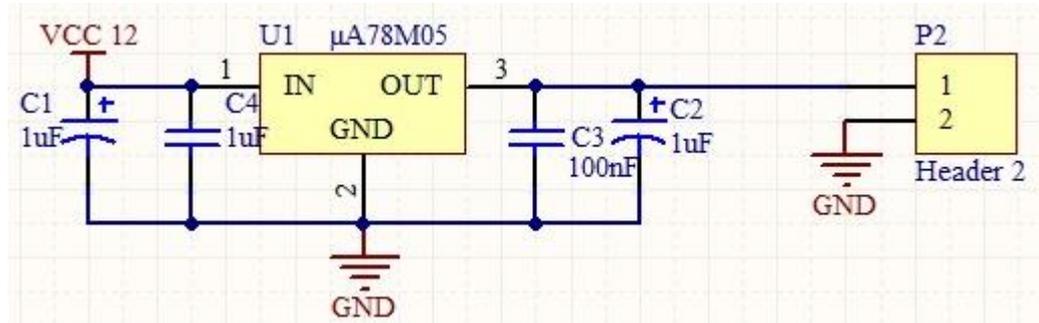


Figura 57 – Circuito para el regulador $\mu A78M33$

La tensión de alimentación $V_{cc}=+5V$, para el PIC y su circuitería asociada, puede obtenerse por medio del regulador lineal de tensión $\mu A78M05$ [32]. Este es un regulador fijo el cual entrega una tensión de $+5V$ en su salida, cuando la tensión de entrada se encuentra entre $7V$ y $25V$. Con la fuente *switching* adoptada se cubre este requerimiento. El circuito utilizado para el empleo del regular es el que se muestra en la Figura 58.

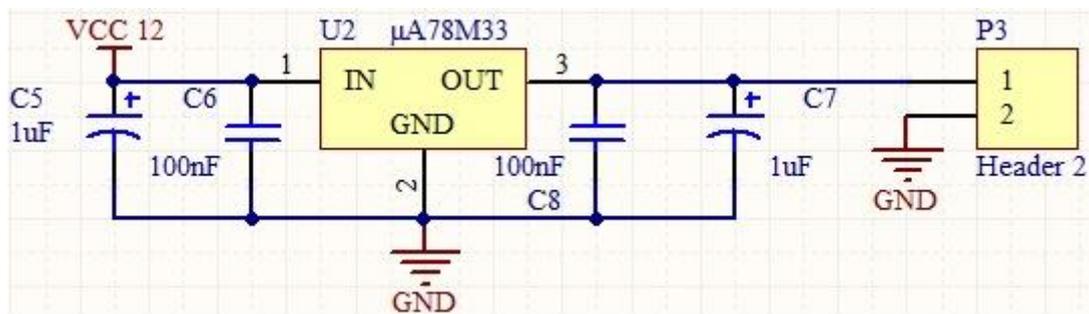


Figura 58 – Circuito para el regulador $\mu A78M05$

4.3 Desarrollo del circuito impreso (PCB)

Una placa de circuito impreso (PCB) es una plancha de material rígido aislante, cubierta por unas pistas de cobre en una de sus caras o en ambas, para servir como conductor o de interconexión eléctrica entre los distintos componentes que se montarán sobre ella. La materia prima consiste en una plancha aislante, típicamente de fibra de vidrio o baquelita, cubierta completamente por una lámina de cobre.

Dependiendo del tipo de placa, el cobre puede ir a su vez protegido por una capa de resina fotosensible.

Existen diversos métodos para la elaboración de PCB en función de las técnicas empleadas para eliminar el excedente de cobre. La placa del estroboscopio fue realizada mediante el ataque químico con ácido.

Conforme avanza la tecnología, los PCBs se convierten en una parte fundamental para el desarrollo de circuitos electrónicos, exigiendo exactitud y precisión. Esto hace que sea necesario la utilización de diseños asistidos por computadora, dejando a un lado (no por menos importante) el método manual o por máquinas fresadoras.

Los pasos realizados para la elaboración del PCB utilizando el método de ataque químico fueron los siguientes:

- **Diseño.** Un circuito complejo requiere el uso de herramientas computacionales que permitan diseñar y simular el esquema electrónico.
- **Cortado.** Conocido el tamaño del circuito impreso, se procede a realizar el corte de la placa virgen.
- **Limpieza del cobre.** Antes de aplicar el tóner de la impresión, lavar la placa con alcohol isopropílico o pulir y limpiar la superficie con lijas al agua.
- **Impresión sobre la placa de cobre.** Se realiza la impresión del circuito impreso en papel de ilustración, mediante una impresora láser. Luego se deposita el papel sobre la placa y se le aplica calor con una plancha.
- **Erosión del cobre.** Se inserta la placa de cobre previamente grabada, en soluciones acidas que eliminan el cobre no deseado.
- **Limpieza y agujereado.** Se realiza el lavado y limpieza de la placa para eliminar todas las impurezas, luego se realizan los orificios en donde se colocaran los componentes.
- **Soldadura.** Etapa donde se realiza el montaje (colocación y soldadura) de los componentes.
- **Pruebas de funcionamiento.** Antes de realizar interconexiones se debe verificar el funcionamiento del circuito (cortocircuitos, circuitos abiertos, soldaduras frías, entre otros).

En el diseño, es necesario definir el diagrama esquemático del circuito y el diagrama de conexiones que formarán las pistas de cobre sobre la placa. Generalmente se hace en dos fases. En primer lugar, partiendo de las especificaciones sobre la funcionalidad del circuito, se deciden los componentes a utilizar y las interconexiones necesarias entre ellos. Luego a través del editor de esquemas del software se realiza el diagrama esquemático.

A continuación se detallan las consideraciones necesarias para el desarrollo de un correcto PCB teniendo en cuenta varios factores.

- **Elección adecuada de los componentes.** Se deben adquirir todos los componentes y conectores o tener seguridad la seguridad de disponer de los encapsulados a utilizar. Antes de hacer la placa verifique cuidadosamente la interconexión y numeración de cada componente y de cada circuito integrado, así como también la correspondencia del tamaño de cada uno de ellos en el PCB.
- **Efecto resistivo en las pistas.** Diseñar las pistas teniendo en cuenta la longitud, grosor y máxima corriente que deban conducir. En los circuitos de instrumentación y de medición, ubicar los componentes de tal forma que la longitud de las pistas sea lo más pequeña posible, para evitar efectos de carga en la línea de interconexión.
- **Efecto térmico.** Estudiar la colocación de los componentes teniendo en cuenta la interconexión, interferencias térmicas e interferencias electromagnéticas. Las condiciones de temperatura pueden causar ligeras variaciones en los valores resistivos. Colocar disipadores a los dispositivos de potencia, acompañado de grasa siliconada entre ellos. Estos deben ser ubicados en lugares ventilados y alejados de componentes susceptibles a la temperatura.
- **Efecto capacitivo e inductivo.** Para evitar corrientes inducidas, producto de circuitos de alta potencia, se deben separar físicamente los circuitos de control de los circuitos de potencia.
- **Error de impresión.** Verificar que la impresora no genere discontinuidades y que imprima en la escala correcta.
- **Pruebas de funcionamiento.** Colocar puntos de prueba a la salida de cada etapa, en ubicaciones de la placa donde se pueda conectar instrumental fácilmente.
- **Simplificar el ensamblaje.** Diseñar la placa de forma estandarizada y modular, de tal manera que la fabricación y ensamblaje sea práctico.
- **Otras consideraciones:** No utilizar pistas, ni colocar componentes cerca de los bordes de las placas donde puedan tener contacto con los tornillos de fijación, guías o con la estructura. La separación mínima entre 2 pistas adyacentes debe de ser 0.8 mm, lo que garantiza un buen aislamiento eléctrico. Colocar un plano de masa en las partes de la placa donde no existan otras pistas.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

Teniendo en cuenta las consideraciones detalladas anteriormente, se obtuvo finalmente el diseño del PCB (10 cm. x 15 cm.) que se muestra en las siguientes imágenes (Figuras 59-61). Además, se realizó en una placa experimental perforada de 5 cm. x 5 cm. , las conexiones necesarias para las llaves de comando y el optoacoplador (este último componente fue incluido luego de haber realizado la placa principal).

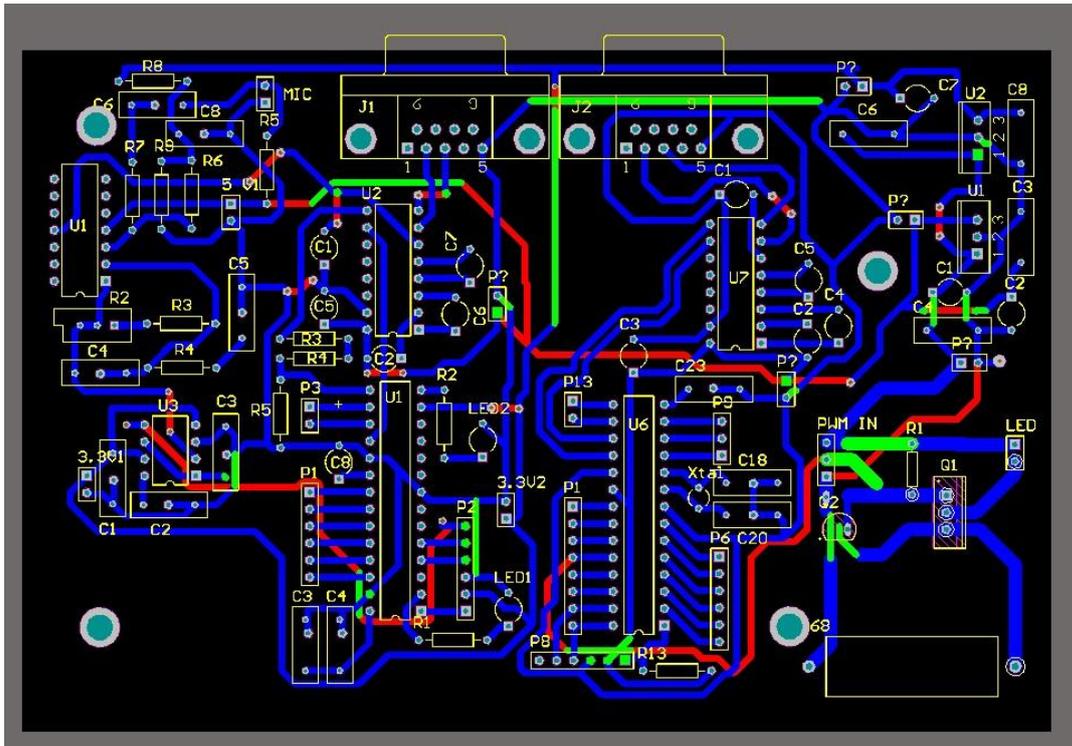


Figura 59 – Diseño del PCB realizado.

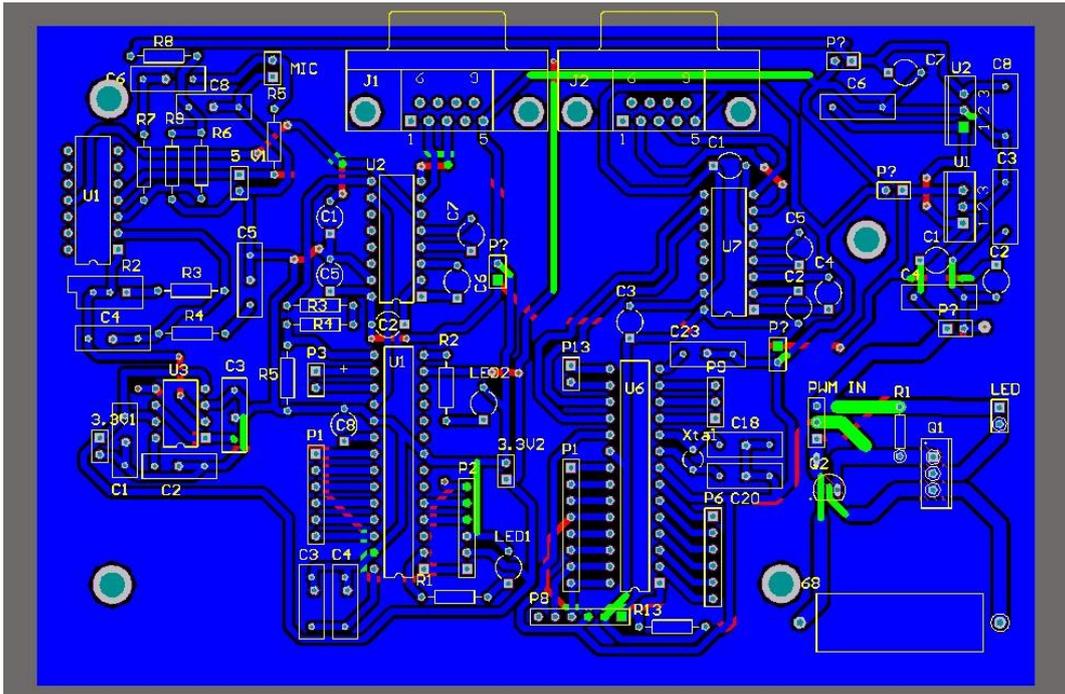


Figura 60 – Diseño del PCB con plano de masa.

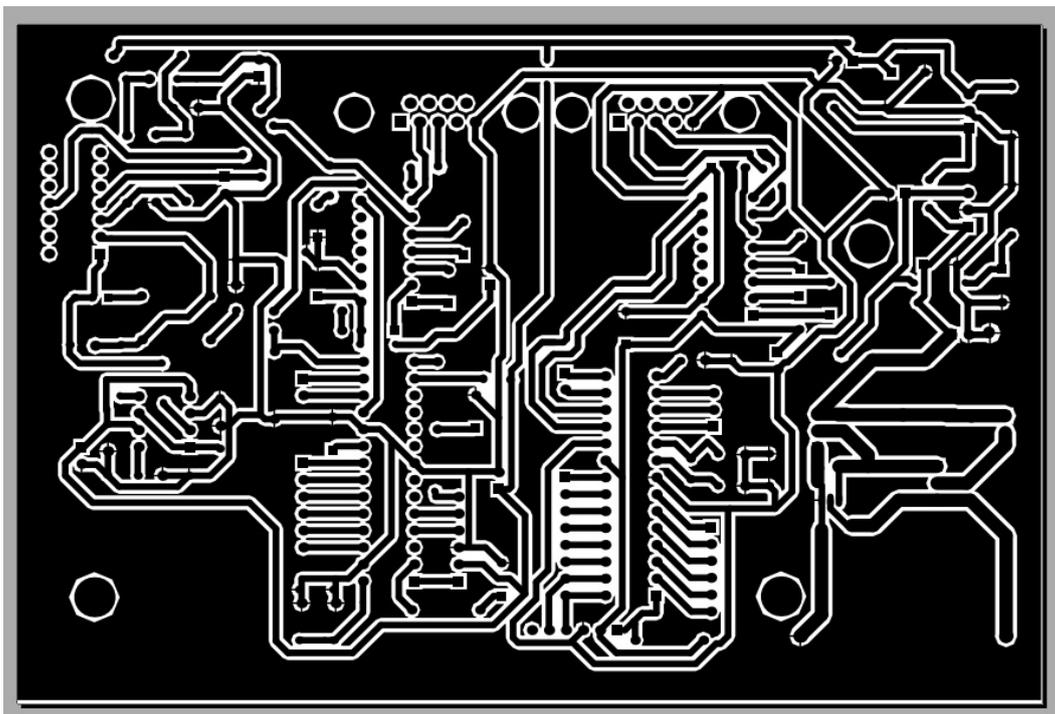


Figura 61 – PCB utilizado para el planchado.

A continuación se muestran algunas fotos tomadas durante el proceso de fabricación de la placa principal. (Figuras 62,63)

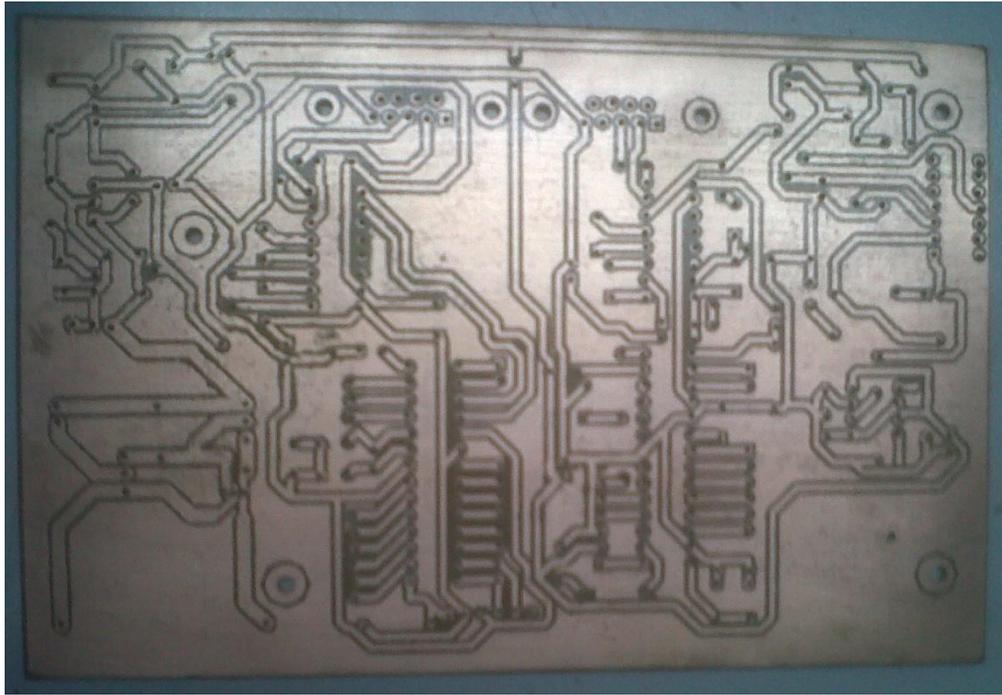


Figura 62 – Parte inferior del PCB

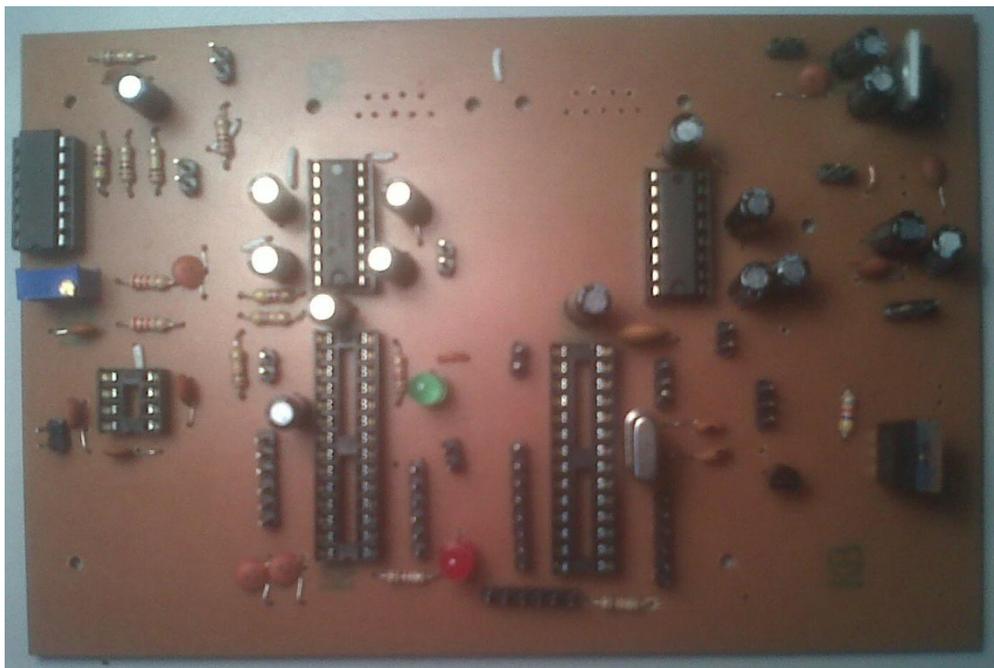


Figura 63 – Parte superior del PCB

4.4 Presentación del equipo

Una vez colocados todos los componentes en la placa principal, y terminar de diseñar la placa secundaria donde se encuentran conectados los periféricos visibles, se repitieron pruebas sobre el instrumento.

Aunque existieron algunos errores del diseño del PCB (como la falta de algunos componentes o pistas), ya que existieron modificaciones luego de haberla impreso, se pudo verificar nuevamente que el equipo se encontraba funcionando. Esta vez, y gracias a que ya no se trababa el equipo, se pudieron corroborar las señales que pretendían nuestros análisis, para verificar su funcionamiento.

Hasta el momento no se han realizado pruebas con pacientes ya que estas, deben ser realizadas por un profesional médico. Además como no se dispuso de un endoscopio (instrumento médico muy caro) para realizar la conexión hacia la fuente de luz, se dejó hasta el momento un pequeño orificio para luego poder acoplar una medida de endoscopio estándar. Igualmente, en el Laboratorio de Comunicaciones, se pudieron realizar otros ensayos de ralentización simulando un movimiento cuasi periódico como el de las cuerdas vocales durante una fonación. Por ejemplo, poder observar el movimiento de un ventilador en “cámara lenta” como así también el movimiento generado por diferentes tonos en un parlante de audio.

Esta última sección del capítulo 4 se describe el proceso de construcción del estroboscopio laríngeo “STROBOLAC” presentado en este proyecto de tesis. A continuación se expondrá, en una galería de fotos, el avance de fabricación del equipo en cuestión hasta su presentación final.

Luego de haber sorteado con inconvenientes de medidas o colocación de los componentes, se fueron ensamblando las partes de los mismos de la siguiente forma.

Se comenzó por el armado del panel frontal en donde se encuentran: las llaves de comando, el potenciómetro para los ajustes de frecuencia, el LCD, el botón ON-OFF del equipo y la entrada de micrófono (Figuras 64,65).



Figura 64 – Colocación de componentes en el panel frontal.



Figura 65 – Vista del panel frontal.

Una vez finalizada, la construcción del panel frontal, se adicionaron a la base del equipo la palca principal, la placa secundaria y la fuente de alimentación. Se tuvo en cuenta la respectiva fijación a la base de cada una de las partes para evitar que estas se muevan provocando desconexiones o falsos contactos. En las Figuras 66 y 67, se puede ver la disposición propuesta para las distintas etapas del sistema.

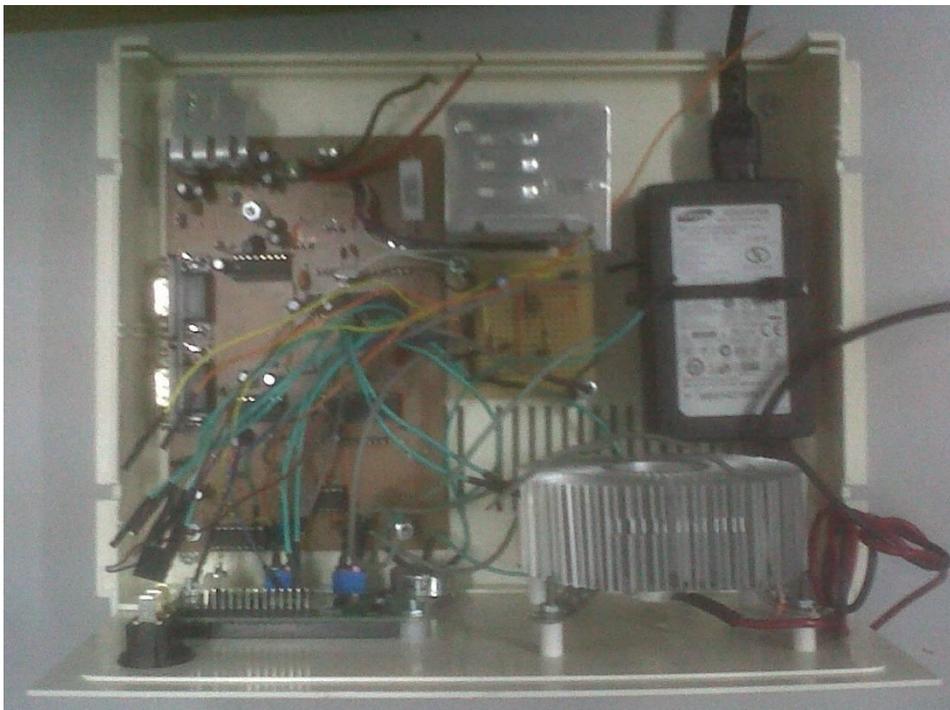


Figura 66 – Vista superior del interior del equipo (1).

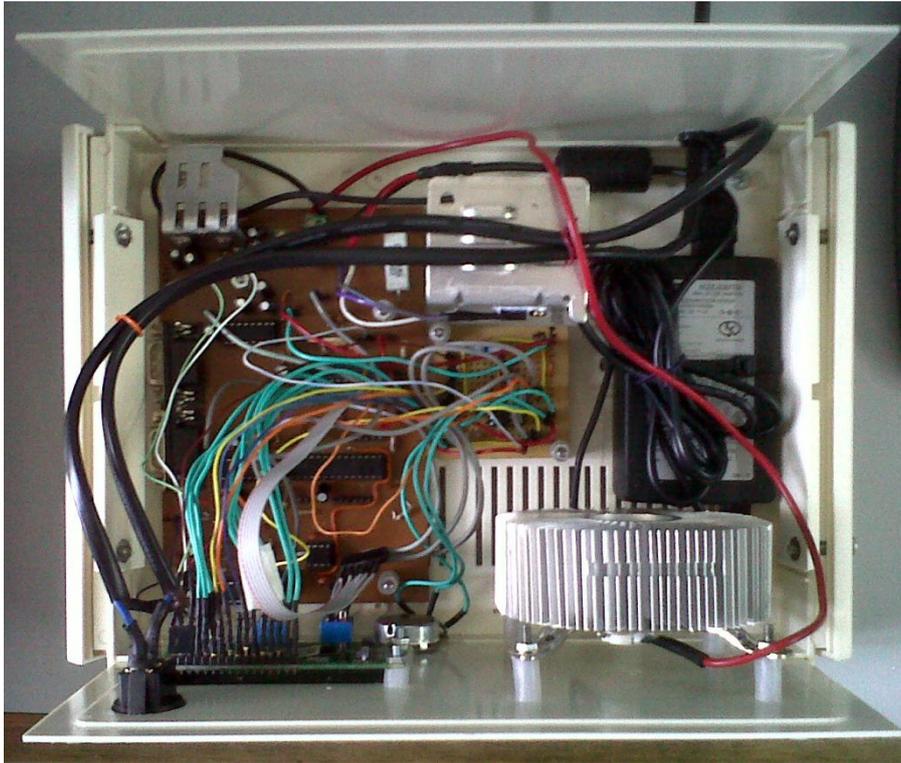


Figura 67 – Vista superior del interior del equipo (2).

Por medio del osciloscopio se pudo visualizar la señal de entrada de voz al dsPIC luego de ser amplificada y filtrada, como así también la señal de comando para la etapa de potencia en su rango de frecuencia (Figuras 68-70).

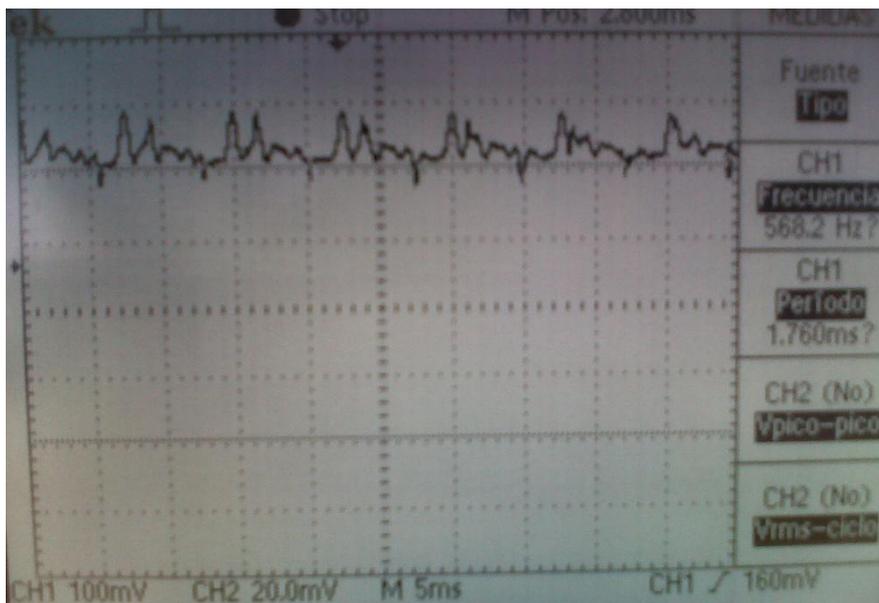


Figura 68 – Señal de voz a la entrada del conversor del dsPIC.

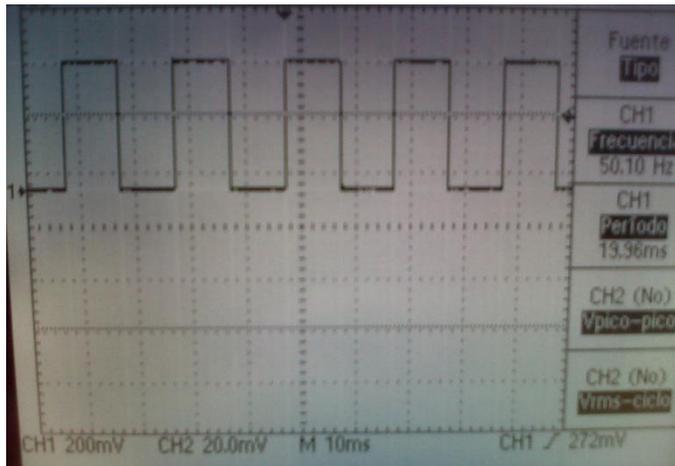


Figura 69 – Señal PWM F=50.1Hz Ciclo de trabajo= 50%.

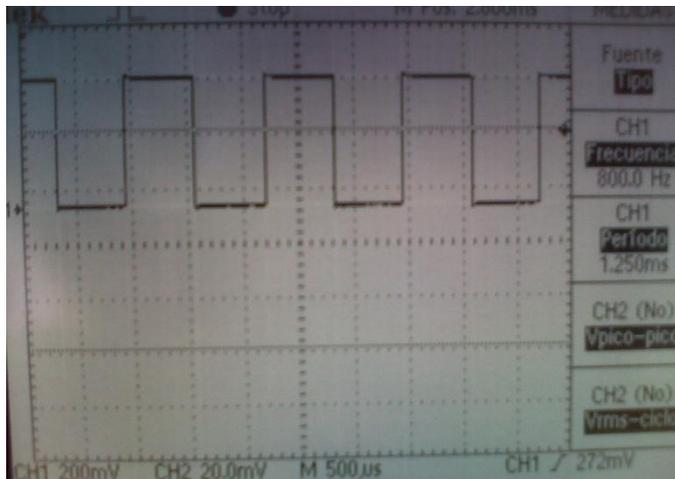


Figura 70 – Señal PWM F=800Hz Ciclo de trabajo= 50%

Para brindarle una mejor apariencia al STROBOLAC, se le agrego al panel frontal una calcografía, con las funciones respectivas de las llaves de comando para que el usuario del estroboscopio pueda guiarse (Figura 71).



Figura 71 – Funciones de las llaves de comando.

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

En las siguientes fotografías se podrá observar los distintos modos de usos que posee el equipo a través de su display, el cual otorga una mejor comprensión para muestra de datos (Figuras 72-74)



Figura 72 – Modo Luz Normal.



Figura 73 – Modo manual (rango de frecuencias).



Figura 74 – Modo automático (prueba de fonación).

Por último las fotografías de la presentación final del STROBOLAC (Figuras 75-77).

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

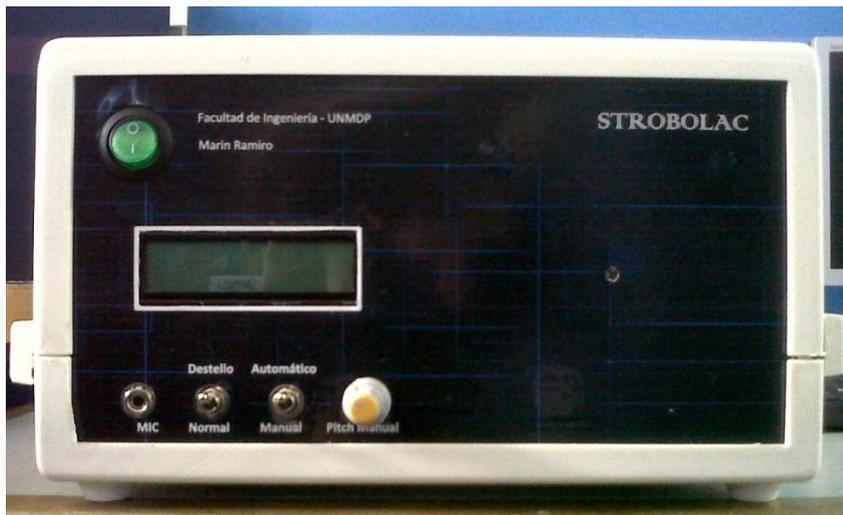


Figura 75 – Vista frontal del STROBOLAC.



Figura 76 – Vista trasera del STROBOLAC



Figura 77 – Presentación final del STROBOLAC

CONCLUSIONES

En este proyecto se logró diseñar y construir un estroboscopio para el estudio de las diferentes patologías de las cuerdas vocales. Uno de los objetivos primordiales, era que este producto debía tener características, en cuanto al funcionamiento, similares a los productos que existen hoy en día en el mercado, además de tener un bajo costo. Mediante este proyecto se busca contribuir al desarrollo industrial nacional de productos innovadores que puedan sustituir a equipos importados, logrando transferir a la sociedad soluciones tecnológicas de bajo costo que permitan mejorar su calidad de vida.

Para llevar a cabo la realización de este trabajo fue necesario establecer vínculos con distintos profesionales de diferentes áreas de estudio. Gracias a las mismas se recopiló información y se adquirieron conocimientos sobre determinadas cuestiones, las cuales brindaron ideas posibles para el desarrollo del presente trabajo de tesis.

Algunos de los componentes, tales como los microcontroladores (dsPIC y PIC), que se emplearon para desarrollar el estroboscopio laríngeo automático, fueron otorgados por el Dr. Ing. Uriz, Alejandro. Los mismos, ya habían sido utilizados para otros proyectos con distintas finalidades. Por lo tanto, ya se tenía conocimiento previo de estos microcontroladores, lo cual facilitó el desarrollo de este proyecto.

Cabe distinguir que la importancia de llevar a cabo un proyecto de esta índole, permite englobar conceptos previamente adquiridos a lo largo de la carrera de Ingeniería Electrónica, como así también el aprendizaje sobre nuevas cuestiones, tales como la programación de microcontroladores, para lo cual se realizaron búsquedas y seguimientos de tutoriales para adquirir dichos conocimientos.

Otro aspecto a destacar sobre esto, es la necesidad de determinar una adecuada organización para llevarlo a cabo, su planteamiento y la forma de alcanzar los objetivos propuestos en cada una de las etapas. Aunque algunos de estos objetivos no pudieron ser logrados de la forma primeramente pensada, se debió ahondar en la búsqueda de nuevas metodologías para sortear estos obstáculos, lo cual trajo aparejado la satisfacción de haber alcanzado lo expuesto. Igualmente destaco la importancia en la toma de decisiones, que aunque muchas veces no fueron certeras, brindaron herramientas necesarias para la formación como futuro profesional.

Por último, si bien no se han realizado pruebas con pacientes, ya que estas deben ser realizadas por un profesional médico (otorrinolaringólogo), en el Laboratorio de Comunicaciones se pudieron realizar otros ensayos de ralentización simulando un movimiento cuasi periódico como el de las cuerdas vocales durante una fonación.

Las mediciones realizadas demuestran que el algoritmo de cálculo de F0 implementado en el microcontrolador determina con exactitud el periodo

Proyecto Final – Estroboscopio Laríngeo Automático

fundamental de la señal de voz, pudiendo seguir en tiempo real, las variaciones de la misma, brindando de esta forma un correcto funcionamiento del STROBOLAC.

Se da como concluido el presente proyecto con vías a futuras mejoras, no determinadas hasta el momento, pero contando con la posibilidad de realizarlas gracias a la obtención de una beca solicitada.

REFERENCIAS

- [1] “Anatomía funcional de la voz”. Autora: Dra. Begoña Torres. Disponible en: <http://www.medicinadelcant.com/cast/1.pdf>
- [2] “Estroboscopia para Laringología”. Autor: Berardi, Gustavo Adolfo. Marzo 2006. Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería. UNMDP.
- [3] “La Voz Patológica”, Autor: María Cristina A. Jackson Menaldi. 2005.
- [4] “Patología de la Voz”, Autores: Ignacio Cobeta, Faustino Núñez y Secundino Fernández. Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial 2013.
- [5] “PAM Argentina S.A.” (Empresa dedicada a la comercialización de equipos de medicina y estética). Disponible en: <http://www.pamargentina.com.ar/es/index.php>.
- [6] “Ecleris (Innovation Value)”. Disponible en: <http://www.ecleris.com/es/>
- [7] “Atmos (Medicine Technik)”. Disponible en: <http://www.atmosmed.es/>
- [8] “Desarrollo de un dispositivo de asistencia auditiva portátil basado en un dsPIC”. Autores: Francisco Denk, Alejandro Uriz, Pablo Agüero, Juan Carlos Tulli, Esteban González, Juan Garín y Simón Bourguigne. IBERDISCAP 2011. Palma de Mallorca, España. Junio, 2011.
- [9] “MICROCHIP Inc. dsPIC33FJ128GP802” (Datasheet). Disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70292G.pdf>
- [10] “Embedded speaker verification system”. Autores: Maximiliano Lizondo, Pablo Daniel Agüero, Alejandro José Uriz, Juan Carlos Tulli y Esteban González. IEEE Argencon 2012. Córdoba, Argentina. 13-15 Junio, 2012.
- [11] “MICROCHIP Inc. MPLAB® C30 user’s guide”. Disponible en: http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/c30_users_guide_51284f.pdf
- [12] “MICROCHIP Inc. MPLAB® IDE user’s guide”. Disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/51519a.pdf>

[13] “MOTOROLA Low Noise, JFET Input Operational Amplifiers TL074CN” (Datasheet).
Disponible en: <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/motorola/TL072ACP.pdf>

[14] “Desarrollo de un sistema de asistencia auditiva Reprogramable” UNMDP.
Autor: Ing. Alejandro José Uriz. Junio de 2014

[15] “MAX7404 de Maxim Inc.” (Datasheet). Disponible en:
<http://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/73765/MAXIM/MAX7404.html>

[16] “RS232 (EIA232)”. Disponible en:
<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/039001258CEF8FB686256E0F005888D1>

[17] “MAX232” (Datasheet). Disponible en:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/max232.pdf>

[18] “Docklight”. Disponible en: <http://www.docklight.de/>

[19] “MICROCHIP Inc. PIC18F2550” (Datasheet). Disponible en:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

[20] “MPLAB® C Compiler for PIC18 MCUs (C18)”. Disponible
en: <http://www.microchip.com/Developmenttools/ProductDetails.aspx?PartNO=SW006011#dtDocumentation>

[21] “Conexión de una pantalla LCD a un microcontrolador”. Disponible
en: http://server-die.alc.upv.es/asignaturas/lased/200203/Pantallas_LCD/LCD.pdf

[22] “LCD-016M002B VISHAY” (Datasheet). Disponible en:
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/vishay/016m002b.pdf>

[23] “Optoacopladores”. Disponible en:
http://www.itlalaguna.edu.mx/Academico/Carreras/electronica/opteca/OPTOPDF3_archivos/UNIDAD3TEMA1.PDF

[24] “Optoacoplador 4N25, MOTOROLA” (Datasheet). Disponible en:
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/motorola/4N26.pdf>

[25] “Driver para leds de alta potencia”. Disponible en:
<http://www.inventable.eu/2012/08/06/driver-para-leds-de-alta-potencia>

[26] “Mosfet IRF-630” (Datasheet). Disponible en:
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/IRF630.pdf>

[27] “Transistor BC548” (Datasheet). Disponible en:

<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/BC548C.pdf>

[28] “DEMASLED – Ilumina tus ideas”. Disponible en: <https://www.dled.com.ar/>

[29] “Optenso”. Disponible en: http://www.optenso.com/optix/ex_pipe.html

[30] “Led High Power 10W Blanco Frio” (Datasheet). Disponible en: <https://www.dled.com.ar/high-power-10w-blanco-frio>

[31] “Regulador lineal uA78M33” (Datasheet). Disponible en:

<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/texasinstruments/ua78m33.pdf>

[32] “Regulador lineal uA78M05” (Datasheet). Disponible en:

<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/texasinstruments/ua78m05.pdf>

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer principalmente a mi familia, gracias a la cual, tuve la oportunidad de poder continuar una carrera universitaria, brindándome siempre todo el apoyo necesario para seguir adelante y finalizarla. Fueron muchos años de estudio a lo largo de esta carrera, pero ellos siempre estuvieron ahí presentes.

A mis amigos de la Facultad de Ingeniería, que hicieron que esos largos días de estudio no se sintieran tan mal. Agradecerles las millones de risas y reuniones que tuvimos a lo largo de nuestra amistad.

A mis amigos de toda la vida, que aunque a veces no los pude ver muy seguido, siempre me alentaron con mis estudios.

A los profesores de Ingeniería Electrónica por brindarme las herramientas de comprensión necesarias para poder finalizar con esta carrera.

Finalmente a mi director y codirector de tesis, por darme la oportunidad de desarrollar este proyecto en el Laboratorio de Comunicaciones, estando siempre a mi disposición y ayudándome en todo lo necesario. Como así también al resto de profesores que conforman el LAC, por su ayuda e intriga, acerca del este trabajo de tesis.

GRACIAS.