



# Dispositivo de asistencia auditiva portátil implementado en un dsPIC

Francisco Denk; Pablo Agüero; Alejandro Uriz; Juan Carlos Tulli; Esteban González  
Facultad de Ingeniería - Universidad Nacional de Mar del Plata  
Laboratorio de Comunicaciones

Argentina

Correo-e: franciscodenk,pdaguero,jctulli@fi.mdp.edu.ar; ajuriz@conicet.gov.ar

## Resumen

*Las pérdidas de audición son una dolencia que afecta a un gran porcentaje de la Sociedad. Si bien existen dispositivos que permiten mejorar la calidad de vida de las personas con este tipo de dolencias, estos dispositivos suelen ser costosos y además muchas veces no se ajustan por completo a los requerimientos del usuario. Este trabajo se enfoca en el desarrollo de un dispositivo portátil de asistencia a personas con algún tipo de impedimento auditivo utilizando un dsPIC producido por Microchip. Con el fin de validar los resultados, se utiliza un modelo capaz de simular pérdidas de audición mediante un banco de filtros polifásicos, lo que permite analizar el desempeño de dos algoritmos de compresión: el lineal y el SPINC. Resultados subjetivos experimentales demuestran las ventajas de la utilización de la función SPINC, la cual es implementada en un dispositivo dsPIC33FJ128GP802-E/SP de Microchip, sobre otras como por ejemplo funciones lineales.*

## 1. Introducción

Las pérdidas de audición son una dolencia que aqueja, según datos del censo del 2001, a 300.000 personas en Argentina. Existen diversos tipos de problemas, pudiendo clasificarse por su origen en: congénito, debido a envejecimiento ó debido a un trauma, entre otros. Sin embargo, una forma más útil de clasificarlas es a través del **umbral absoluto de audición** ó **ATH** por sus siglas en inglés el cual es presentado en [1, 2, 3, 4, 5]. La función ATH representa la energía mínima que debe poseer un tono en un ambiente sin ruido para que pueda ser percibido por una persona joven con el oído en buen estado de salud. De este modo, todas las componentes que estén por debajo de dicho umbral no serán percibidas por el mismo. Se puede clasificar una deficiencia auditiva en función de dicha curva. Así, por ejemplo, para un oído con una **deficiencia auditiva grave**, la curva presentará un rechazo adicional de al menos 60dB en las frecuencias superiores. Otro tipo de dolencias que padece un gran número de personas es una **deficiencia auditiva traumática** donde, a raíz de un trauma, el oído de la persona deja de responder a un cierto rango de frecuencias. Esto puede deberse a que el individuo es expuesto de manera constante a un sonido de gran intensidad, como suele ocurrir en ambientes industriales. Esta dolencia se puede representar como un rechazo de al menos 50dB sobre la curva ATH en un cierto rango de frecuencias.

Para tratar estos y otros tipos de discapacidad

auditiva se han desarrollado un conjunto de técnicas aplicables a diversos dispositivos que son colocados en distintas partes del oído, tales como audífonos e implantes cocleares. Ejemplos de estos dispositivos son ofrecidos por compañías como Widex ó Samsung. Estas ofrecen gran variedad de productos, los cuales van desde audífonos analógicos (que pueden poseer sólo un circuito amplificador), hasta equipos digitales con tecnología de punta [6, 7]. Estos últimos, permiten realizar tareas tales como compresión de voz, filtrado dinámico de ruido, opciones de funcionamiento configurables y acoplamiento para conversaciones telefónicas, entre otras.

Otro aspecto que es considerado en estos diseños es la ergonomía, ya que estos productos están diseñados para su uso permanente en el cuerpo del usuario. Por ello, las compañías mencionadas tienen en cuenta que el equipo no provoque reacciones alérgicas a la piel del usuario, que la forma del dispositivo no afecte al oído y que el dispositivo sea inmune a la humedad debida a la transpiración ó la lluvia.

Una de las principales ventajas de los dispositivos digitales es que permiten obtener soluciones a la medida del usuario. En especial, pueden ser usados en dolencias que estén relacionadas con el envejecimiento del oído o con la pérdida de audición en un rango de frecuencias en particular. Este tipo de casos pueden ser abordados utilizando técnicas de compresión de voz, las cuales permiten acondicionar la señal que ingresa al oído del oyente con el fin de llevar el rango de frecuencias donde exista una **zona muerta** del oído, como por ejemplo una discapaci-



dad traumática, hacia zonas donde la información pueda ser percibida. La compresión se lleva a cabo mediante una función que mapea de una manera adecuada las frecuencias de la zona afectada hacia la nueva región. Debido a ello, pueden encontrarse versiones lineales basadas en la Transformada Rápida de Fourier (FFT) [8, 9, 10]; versiones basadas en modelos sinusoidales [11, 12]; e incluso usando aproximaciones basadas en bancos de filtros [13, 14].

Este trabajo apunta a desarrollar un sistema capaz de simular distintos grados de pérdidas auditivas y perfeccionar técnicas que logren mitigar dichos problemas. El objetivo final del mismo consiste en desarrollar un dispositivo que sea capaz de integrar las técnicas utilizadas en un dispositivo DSP portátil, del tipo dsPIC. En particular se utiliza un dsPIC33FJ128GP802-E/SP [15]. De este modo, es posible comparar el producto desarrollado con los existentes, apuntando a mejorar las especificaciones de los mismos y a reducir su costo.

El artículo se organiza de la siguiente manera: en la Sección 2 se hace referencia a las dolencias a estudiar. La Sección 3 presenta los métodos del estado de la cuestión a desarrollar y se implementa el algoritmo de compresión utilizado. En la Sección 4 se realizan experimentos para validar los métodos implementados. En la Sección 5 se hace un análisis de factibilidad sobre la implementación del algoritmo desarrollado en un microcontrolador dsPIC, con el fin de obtener un dispositivo portátil. Por último, en la Sección 5.1 se desarrollan las conclusiones del trabajo.

## 2. Descripción de las dolencias a estudiar

En esta sección se presenta un breve resumen de las dolencias que se van a estudiar a lo largo del trabajo. Este trabajo está enfocado en resolver dolencias similares a un envejecimiento del órgano auditivo, las cuales se caracterizan por un aumento en el umbral de audición y la aparición de **zonas muertas**, especialmente en las frecuencias altas y medias. Estas representaciones son desarrolladas en [4, 16, 17]. Por este motivo algunos fonemas, en especial los fricativos [18], no puedan ser correctamente oídos, ya que una parte de su información espectral ha sido eliminada por la reducción de la audición del órgano. Como consecuencia de esto, dos fonemas como la /s/ y la /r/ pueden ser percibidos de forma similar, lo que produce un deterioro en la **inteligibilidad** de los sonidos que percibe el oyente. De los estudios realizados en [19, 20] se desprende la Fig. 1, que muestra la curva de audición de un oído correspondiente a una persona joven en buen estado de salud.

Por otro lado, en la Fig. 2 se representa la curva ATH para un oído de una persona con una sordera grave y la Fig. 3 corresponde a la curva ATH de una persona afectada por una discapacidad audi-

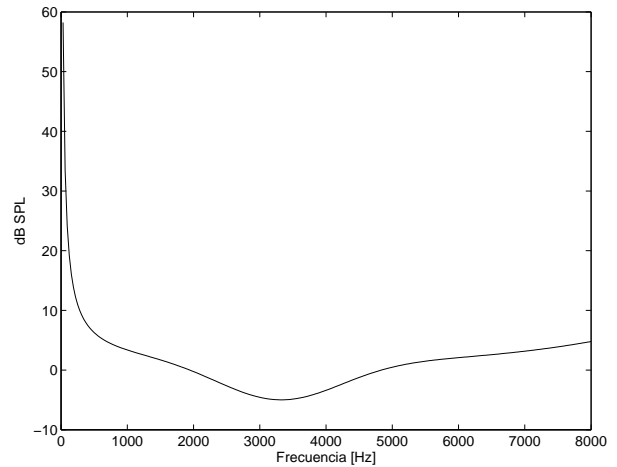


Figura 1: Respuesta en frecuencia del oído de una persona en buenas condiciones de salud auditiva, en un ambiente sin ruido.

tiva traumática. Como se mencionó en el párrafo anterior, los problemas auditivos se deben a que el oyente percibe menos formantes (u otra información frecuencial) que los necesarios para poder distinguir entre los distintos fonemas entre sí. Estudios previos indican que sólo son necesarios los primeros formantes para poder distinguir entre algunos fonemas sonoros, no así en los no sonoros (como los fonemas fricativos [18]). Incluso, algunos estudios demuestran que la energía se concentra en un alto porcentaje para fonemas sonoros entre 0 y 1KHz para una persona con voz grave [10]. A su vez, para fonemas fricativos, dichos formantes se encuentran en frecuencias más elevadas. Cabe destacar además, que la información necesaria para reconocer al locutor se halla ubicada en el rango de frecuencias entre los 1000Hz y los 2000Hz [21]. En consecuencia, resulta factible intentar trasladar estos formantes hacia el rango de frecuencia donde el oyente perciba el mensaje de una manera correcta. Dicha tarea es realizada por el sistema de compresión de voz que se presenta en la siguiente sección.

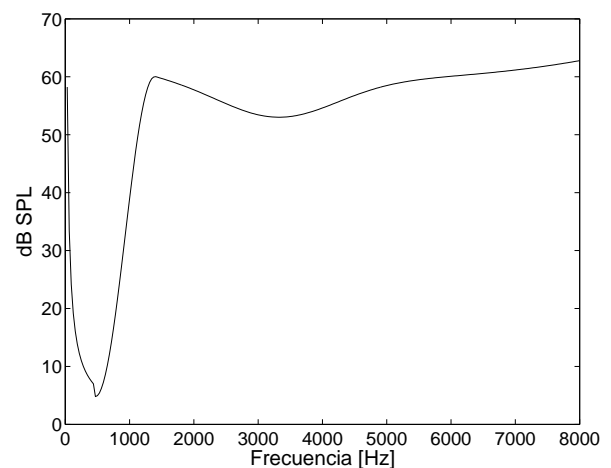


Figura 2: Curva ATH correspondiente a una persona afectada por una sordera aguda.

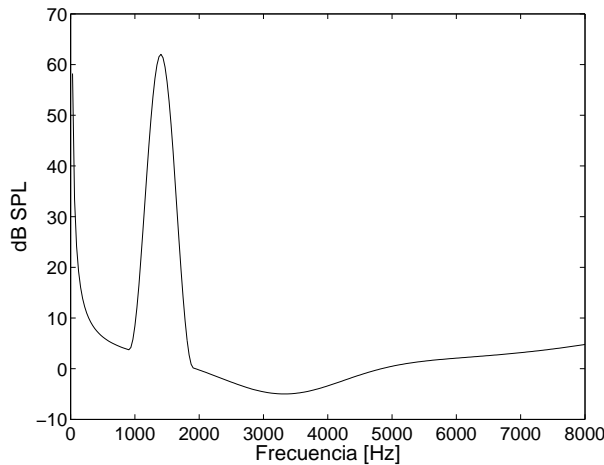


Figura 3: Curva ATH correspondiente a una persona con una deficiencia auditiva de carácter traumático.

### 3. Métodos implementados

Esta sección se divide en dos partes. En la primera se introduce un modelo que implementa herramientas capaces de simular las deficiencias auditivas planteadas en la Sec. 2. La segunda parte se enfoca en la presentación de un algoritmo que implementa un método de compresión de voz con el fin de mejorar la inteligibilidad de la señal que percibe el oyente.

#### 3.1. Modelado de la discapacidad auditiva

Para comenzar es necesario analizar el problema de la pérdida auditiva. A través del estudio de esta deficiencia es posible construir un modelo del oído como un banco de filtros con diferentes umbrales de audición [19],[4], [16], [22], [23]. De esta forma, toda aquella señal con potencia inferior al umbral resulta eliminada. Esto nos permite obtener la señal que esta siendo oída por una persona con un cierto grado de discapacidad. La Fig. 4 presenta el sistema modelado:

Para implementar el modelo, se hace uso de diferentes herramientas de modelado psicoacústico que se complementan con estudios realizados por diversos científicos acerca de la forma de la respuesta en frecuencia del sistema auditorio para personas

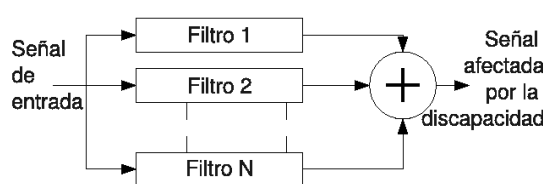


Figura 4: Esquema del sistema de simulación de discapacidades auditivas propuesto.

con distintos tipos de sordera [24]. Los resultados de este desarrollo nos permiten conocer como percibe los sonidos una persona con una determinada discapacidad auditiva, y de esta manera se podrán construir herramientas más efectivas para mejorar la audición. Este modelo consiste en una representación las pérdidas auditivas mediante un conjunto de filtros pasabanda, diseñados con el fin de modelar las las características de un sistema de audición con una discapacidad específica. Un ejemplo de esto, es modelar el oído mediante un filtro pasabajos, el cual atenúa las componentes de alta frecuencia, de modo de percibir los sonidos de la misma forma que un oído envejecido, el cual no es capaz de percibir dicha información.

#### 3.2. Algoritmo de compresión de voz

Los algoritmos de compresión espectral se basan en escalamientos y traslaciones en frecuencia. Para cada una de las frecuencias de entrada se establece una correspondencia con una frecuencia de salida a través de un factor de escala y un desplazamiento en frecuencia. Tanto el factor como el desplazamiento pueden obedecer a una ley lineal, logarítmica, u otra más compleja, con respecto a la frecuencia de entrada. En la literatura se pueden encontrar diferentes funciones que relacionan la frecuencia de entrada con la frecuencia de salida [7, 10, 25]. En general, la compresión en las bajas frecuencias es mínima y la compresión en altas frecuencias obedece una ley cercana a la logarítmica, lo que se realiza con el fin de no modificar las componentes de más baja frecuencia (las cuales aportan la mayor parte de la información fonética). En este caso se utiliza la función de mapeo frecuencial que responde al arco tangente: la función SPINC [25], mediante la cual las frecuencias de entrada ( $f$ ) y de salida  $\phi(f)$  se relacionan según la Ec. 1.

$$\phi(f) = 1414 \arctg(f/1414Hz) \quad SPINC. \quad (1)$$

En la Fig. 5 se representa la función SPINC junto a dos variaciones de una función de compresión lineal. En la misma se aprecia en trazo grueso rayado una curva de referencia con pendiente unitaria, en trazo continuo grueso la función SPINC y con líneas rayadas finas con y sin puntos, las funciones de compresión lineal con factores de compresión 1.7 y 1.3 respectivamente.

Esta función presenta diversas ventajas en su comportamiento tanto en bajas como altas frecuencias. Diversos estudios, entre los cuales podemos mencionar el realizado por Simpson [26], indican que los formantes de más baja frecuencia, inferiores a 300 Hz, no presentan variaciones significativas entre locutores con respecto a lo que ocurre con los formantes de frecuencias superiores. En consecuencia, resulta deseable el comportamiento de la función SPINC, la cual preserva la ubicación de dichos formantes. Por otro lado, es posible comprimir todo

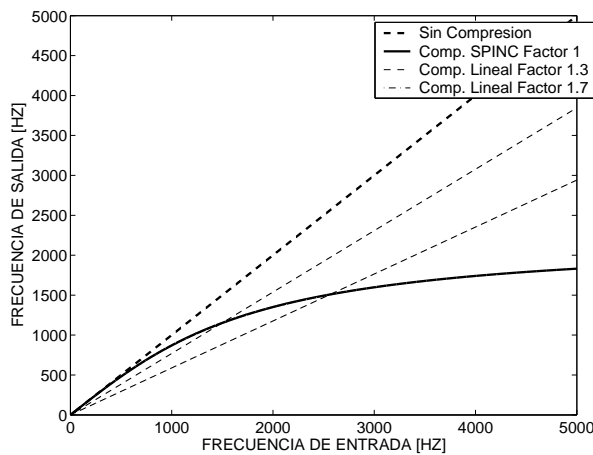


Figura 5: Funciones de compresión lineal y SPINC.

el espectro de voz en un ancho de banda de 2200Hz. Mientras que si se utiliza compresión lineal con un factor de compresión de 1.3, por un lado los formantes inferiores se ven desplazados, lo cual afecta la inteligibilidad del audio resintetizado y por otro, para transmitir 20KHz se necesita un ancho de banda de aproximadamente 15KHz. Esta ventaja del algoritmo SPINC trae aparejada una pérdida de selectividad para las altas frecuencias, ya que la función SPINC comprime por un factor unitario entre 0 y 1414Hz y luego comprime el resto del espectro entre 1414Hz y 2,2Khz. Esto no afecta la inteligibilidad del audio resintetizado, ya que la información relevante para definir esta característica se encuentra en los primeros formantes de cada fonema. Esta distorsión se traduce en una leve pérdida de identidad al procesar una señal de voz. En este trabajo se implementa el algoritmo de compresión utilizando el modelo propuesto por Timms et al. [27]. El mismo consiste en un análisis solapado de la señal usando la transformada rápida de Fourier (FFT). La compresión espectral se realiza trasladando los picos frecuenciales usando la función SPINC. Finalmente, se aplica un filtrado pasabajos y se realiza un espejado del espectro para recuperar la simetría hermitiana. Este último paso es importante para obtener una señal puramente real a través de la transformada inversa de Fourier (IFFT), para la reconstrucción posterior usando el algoritmo de suma solapada. En este caso se utilizan los siguientes parámetros:

- Filtrado de entrada *antialiasing* [28] [18].
- Transformación al dominio de la frecuencia usando una **FFT** de 256 puntos. De esta forma, se obtiene una resolución en frecuencia de 62.50Hz para una frecuencia de muestreo de 16KHz.
- Se utilizan segmentos de señal (frames) de 256 puntos sin solapamiento.
- Se procesa la señal de entrada con el algoritmo de compresión **SPINC**

- Transformación al dominio del tiempo mediante una **IFFT**.
- Resintetizado de la señal de audio, se utiliza el método de la suma solapada **TD-OLA** [18].

De esta forma se obtiene un sistema capaz de comprimir los sonidos de un determinado rango donde el oyente presente problemas hacia otro donde sea capaz de percibirlos. Este sistema tiene una carga computacional que depende fundamentalmente de la función FFT implementada, es por ello que se busca un compromiso entre este parámetro, y la resolución en frecuencia del sistema.

## 4. Experimentos

Con el fin de cuantificar la mejora introducida por el método, se realiza una serie de simulaciones utilizando MATLAB, con el propósito de estudiar comparativamente los algoritmos propuestos, tanto en inteligibilidad como en calidad. Para ello, se utilizó el modelo presentado en la Sec. 3.2 para procesar los audios de 4 locutores. 2 mujeres y 2 hombres. Por otro lado, se utiliza una serie de sonidos que el discapacitado debe escuchar en su vida cotidiana (bocinas de autos, advertencias ferroviarias, etc.). El comportamiento del sistema se estudia en una condición de sordera simulada mediante un filtro pasabajos con una frecuencia de corte de 870Hz. De este modo, el sonido sin compresión carece de la información necesaria para que algunos sonidos sean inteligibles, como es el caso de los fonemas fricativos. El experimento consta de un grupo de evaluadores sin discapacidades auditivas que califican de 1 a 5 en **inteligibilidad** (5: perfectamente inteligible, 1: ininteligible) y **calidad** (5: calidad excelente, 1: calidad pésima, deteriorada por la manipulación de los datos) una serie de archivos de audio los cuales corresponden a los siguientes casos:

- Filtrado pasabajos, con reconstrucción utilizando compresión lineal y factores de compresión 1,3 y 1,7.
- Filtrado pasabajos, con reconstrucción utilizando compresión SPINC y factores de compresión de 1,3 y 1,0.

	Inteligibilidad	Calidad
<b>SPINC, k= 1.0</b>	2.4	2.2
<b>SPINC, k= 1.3</b>	2,1	1,9
<b>Lineal, k= 1.7</b>	1,7	1,8
<b>Lineal, k= 1.3</b>	1,7	1,7

Cuadro 1: Resultados del experimento comparativo.

La Tabla 1 presenta los resultados obtenidos, los cuales muestran una clara ventaja tanto en la inteligibilidad como en la calidad para el algoritmo



de compresión SPINC por sobre el uso de compresión LINEAL. Además, el SPINC con un factor de compresión unitario es el que presenta mejores resultados. Esto se debe a que los restantes algoritmos comprimen los formantes más bajos de la señal de voz y por ello resulta distorsionada. Esto hace que en algunos casos la señal oída sea ininteligible.

Del mismo modo, para sonidos de advertencia se observó que sin aplicar compresión era imposible percibirlos. El caso más relevante fue el de una señal de advertencia de un paso a nivel ferroviario, la cual se pudo escuchar perfectamente usando compresión SPINC, mientras que sin compresión o utilizando compresión lineal, la advertencia no pudo ser percibida.

### 5. Implementación en un DSP

Dado que las simulaciones realizadas utilizando MATLAB y MPLAB arrojaron resultados prometedores, se implementó el algoritmo utilizando un dispositivo **dsPIC 33FJ128GP802-E/SP** de Microchip [15, 29]. Con el cual es posible implementar prestaciones similares a las que poseen otros dispositivos comerciales como BRAVO [6] ó el SENSO [7], ambos de la empresa WIDEX como control de ruido, compresión de voz y ecualización, entre otras. Otra gran ventaja de estos dispositivos digitales, es que permiten ajustar el equipo a las necesidades del oyente con solo reprogramarlo, evitando calibraciones extensas. Por lo comentado, estos dispositivos de asistencia son muy versátiles. Sin embargo, la versatilidad impacta en el costo, ya que para un dispositivo como los citados su valor oscila entre los 1000 y los 5000 Euros. Por otro lado, estos dispositivos se basan en **Procesadores Digitales de Señales (DSP)**, que por su naturaleza requieren circuitería externa, lo que a la hora de tratar de implementar uno de ellos se traduce en un aumento de las dimensiones del equipo. Por el contrario, el dsPIC propuesto tiene una gran integración de componentes, reduciendo así el volumen del equipo a construir. Esto lo hace ideal para la construcción del dispositivo de asistencia.

Las características más relevantes de este dispositivo son:

- **128KB de memoria de programa.** Lo cual lo hace apropiado para el uso de compiladores cruzados.
- **16KB de memoria RAM.** De los cuales 2KB son utilizados como memoria compartida para Acceso Directo a Memoria **DMA**.
- **Velocidad de procesamiento de 40MHz.**
- **Bajo costo.** Su valor es de 4 US\$, ampliamente menor al de un DSP tradicional. Esta es una gran ventaja comparado con los dispositivos DSP comerciales.

- **Bus de datos de 16 bits.**
- **Convertor analógico a digital (ADC) integrado de 12 bits@500ksps.**
- **Convertor digital a analógico (DAC) integrado de 16 bits@100ksps.**
- **Registros de entrada y salida duplicados.** Esto permite realizar operaciones de lectura y escritura a mayor velocidad además otorga una mayor flexibilidad al manejo de los pines de entrada y salida del dsPIC.
- **Programación y depuración en circuito.** Es posible calibrar y reprogramar el dispositivo sin necesidad de desmontar el dsPIC.
- **Disponible en encapsulado SOIC de 28 pines.** Permite lograr grandes niveles de integración.

Además, debe tenerse en cuenta que la documentación acerca de los dispositivos Microchip y sus librerías están disponible en internet sin costo alguno. Quizás la mayor ventaja del dsPIC33FJ128GP802 es que permite realizar en **simultáneo** dos tareas, que en este caso resultan ser el procesamiento en paralelo de los datos de un segmento y la resíntesis de la señal de audio correspondiente al segmento anterior. Esto se realiza utilizando el módulo de DMA del dispositivo [15], el cual trabaja de forma independiente al procesador principal. Por este motivo se reduce casi a la mitad el tiempo de procesamiento de cada uno de los segmentos, lo cual es un factor crítico a la hora de obtener un dispositivo que funcione en tiempo real. Otro aspecto a tener en cuenta, es que la utilización de técnicas de DMA aumenta el rendimiento del sistema, ya que reduce al mínimo las fuentes de interrupción del programa principal. Es decir, los dispositivos realizan la transferencia de datos utilizando el módulo DMA, y por ello no agrega retardos de ejecución al programa principal. En particular los tiempos que se reducen son:

- Tiempo de procesamiento de la rutina de interrupción.
- Tiempo de acceso, almacenamiento y lectura de la pila ó *stack* del sistema.
- Tiempo de acceso a los periféricos.

El algoritmo de compresión de voz implementado es el descrito en la Sec.3.2. Este dispositivo es posible adaptarlo a cada usuario en particular, con solo afectar el valor del factor de compresión y del desplazamiento a realizar de acuerdo a las necesidades del mismo. A la hora de implementar el algoritmo FFT en el dsPIC se debió optar por una variación al algoritmo ya que el mismo está diseñado en base a aritmética de punto flotante, lo cual no es soportado por la arquitectura del dsPIC utilizado. Por

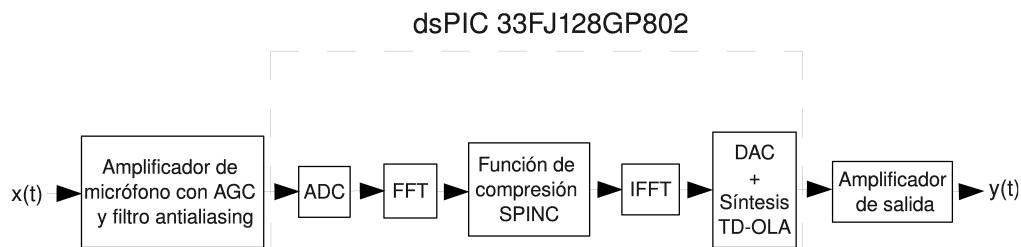


Figura 6: Esquema del dispositivo propuesto.

este motivo, las operaciones de punto flotante debían ser emuladas en software, aumentando considerablemente los tiempos de procesamiento. Por dicho motivo se implementó el algoritmo de FFT en aritmética de punto fijo de 16 bits [30], trabajando en base a escalamientos de magnitud. El sistema obtenido se aprecia en la Fig.6. Y los tiempos involucrados en el bloque de procesamiento de datos se aprecian en la Tabla 2

FFT	BRO	IFFT
965 $\mu$ s	95 $\mu$ s	1ms

Cuadro 2: Tiempos de procesamiento para segmentos de 256 muestras.

Se puede apreciar que el tiempo de procesamiento del algoritmo de compresión (BRO) es significativamente menor que el de procesamiento de los algoritmos de FFT y de IFFT. Una vez implementado el sistema, se registraron los tiempos totales de procesamiento, los cuales se presentan en la Tabla 3.

Proc.	Adq.	RAM	DMA
2,06ms	15,72ms	34 %	100 %

Cuadro 3: Tiempos de procesamiento, adquisición y usos de memoria para dos implementaciones del algoritmo de compresión, para 256 muestras

Los valores registrados en la Tabla 3 fueron medidos utilizando una  $f_{sampling} = 16,288KHz$ , y se presentan por separado los tiempos de procesamiento y de adquisición. Esto se debe a que estas tareas se procesan en paralelo, por lo que el tiempo de procesamiento total del sistema se considera como el mayor de ambos, que para el caso de segmentos de 256 muestras es de  $t_{total} = 15,72ms$ . Otro aspecto a considerar es que si bien los niveles de uso de memoria RAM y de programa permanecen bajos, aparece una **limitación debida a la cantidad de memoria DMA** disponible, (en este caso es de 2KB), la cual impide obtener un desempeño mayor al sistema.

## 5.1. Conclusiones

A lo largo de este trabajo se desarrolló un dispositivo capaz de realizar compresión de voz para personas con diversos grados de deficiencias auditivas. Se pudo demostrar que mediante algoritmos más potentes como es el SPINC y dispositivos con mayor capacidad de cómputo es posible implementar un dispositivo similar a los que se encuentran en el mercado. Esto se debe a que por un lado, los experimentos realizados mostraron una mejora del algoritmo SPINC frente al de compresión lineal, el cual es utilizado en muchos dispositivos comerciales.

Otro aspecto relevante es que el desarrollo se realizó utilizando un dsPIC comercial dsPIC33FJ128GP802/E-SP, para el cual se pudo demostrar que los tiempos de procesamiento son acordes a una implementación en tiempo real.

La única limitación que presentó este desarrollo fue la cantidad de memoria disponible para utilizar con acceso directo (DMA), motivo por el cual en trabajos futuros se utilizará un Microcontrolador que tenga especificaciones superiores al utilizado en este trabajo. Siguiendo la misma línea de trabajo, se pretende incorporar mayores prestaciones al dispositivo de asistencia auditiva.

Este Trabajo fue desarrollado en el marco del Proyecto *Desarrollos Tecnológicos destinados a mejorar la calidad de vida de personas con capacidades diferentes* de la Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.

## Referencias

- [1] ISO/IEC JTC1/SC29/WG111 MPEG IS13813(1994): Generic Coding of Moving Pictures and Associated Audio, (1994).
- [2] Painter, T. and Spanias, A.: Perceptual Coding of Digital Audio, Proceedings of the IEEE. Vol.88(4) pp. 451–513 (2000).
- [3] Vilchur, E.: Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness, Journal of the Acoustical Society of America. Vol.53(6), pp. 1646–1657 (1973).
- [4] Zwicker, E., Flottorp, G. and Stevens, S. S., Critical Band Width in Loudness Simulation,



- Journal of the Acoustical Society of America. Vol.29(3), pp. 548–557 (1957).
- [5] Arelhi, R. and Campbell, D.R.: A MATLAB Simulink Implementation of Speech Masking Based on the MPEG Psychoacoustic Model I, Proceedings of the 3rd International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis. pp. 543–548 (2003).
- [6] Widex Inc.: Manual Técnico del dispositivo BRAVO B32. (2003).
- [7] Widex Inc.: Manual Técnico del dispositivo SENSO PLUS SIC. (2004).
- [8] Oppenheim, A.V., Schafer, R.W. and Buck, J.R.: Discrete-time signal processing. (1999).
- [9] Yasu, K., Kobasayi, K., Shinohara, K., Hishitani, M., Arai, T. and Murahara, Y.: Frequency compression of critical band for digital hearing aids, Proceedings of China-Japan Joint Conference on Acoustics. pp. 159–162 (2002).
- [10] Paarmann, L.D. y Wynne, M.K.: Bimodal perception of spectrum compressed speech, Journal of the Acoustic of America. Vol.95(5) pp. 2975–2976 (1994).
- [11] Aguilera Muñoz, C.M., Nelson, P.B., Rutledge, J.C. and Gago A.: Frequency Lowering processing for listeners with sensorineural Hearing loss, IEEE Trans. On Speech and Audio Processing. Vol.34(4) pp. 744–754 (1986).
- [12] Qualtieri, T.F. and McAulay, R.J.: Speech Analysis/Synthesis based on a Sinusoidal Representation, IEEE Trans. On Speech and Audio Proceeding. Vol.34(4) pp.744–754 (1986).
- [13] Chaudari, D.S. and Pandey, P.C.: Critical Band splitting of speech signal for reducing the effect of spectral masking in bilateral hearing loss, Proceedings of the 5th International Symposium on Signal Processing and its Applications. Vol.1 pp. 119–122 (1998).
- [14] Yasu, K., Kobasayi, K., Shinohara, K., Koshi, M., Arai, T. and Murahara, Y.: Critical-Band compression method for digital hearing aids, Journal of the Acoustic Society of Japan. Vol.25(1) pp. 61–63 (2004).
- [15] Microchip Inc.: dsPIC33FJ32GP302/304, dsPIC33FJ64GPX02/X04, dsPIC33FJ128GPX02/X04 Data Sheet, High Performance 16-bit Digital Signal Controllers. (2009).
- [16] Glasberg, B.R., Moore, B.C.J.: Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments, JASA. Vol.74(4) pp.1120–1133 (1986).
- [17] Calupper, J. and Fastl, H.: Simulation of hearing impairment based on the Fourier Time Transform, Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. pp. 857–860 (2000).
- [18] Huang, X., Acero, A. and Hon, H.W.: Spoken Language Processing. A Guide of Theory, Algorithm, and System Development. (2001).
- [19] Fletcher, H.: Auditory patterns, Rev. Mod. Phys. pp. 47–65 (1940).
- [20] Baer, T., Moore, B.C.J. and Kluk, K.: Effects of low pass filtering on the intelligibility of speech in noise for people with and without dead regions at high frequencies, JASA. Vol.112(3) pp. 1133–1144 (2002).
- [21] Turk, O. and Arslan, L.M.: Subband based voice conversion, Proceedings of ISCLP 2002. pp. 289–292 (2002).
- [22] Hackstein, B. and Schwartz, M.: Implementation and Visualization of MP3-Algorithm in MATLAB. (2006)
- [23] Kim, D.W., Park, Y.C., Kim, W.K., Park, S.J., Doh, W., Shin, S.W. and Youn, D.H.: Simulation of hearing impairment with sensorineural hearing loss, Proceedings of the 19th International Conference IEEE/EMBS. pp. 1986–1989 (1997).
- [24] Slaney, M.: Auditory toolbox, Technical Report 010, (1998).
- [25] Terhardt, E.: The SPINC Function for scaling of frequency in Auditory Models, Journal of Acoustic. Vol.77 pp.40-42 (1992).
- [26] Simpson, A.P.: Dynamic Consequences of differences in male and female vocal tract dimensions, JASA. Vol.109(5) pp.2153–2164 (2001).
- [27] Timms, O.: Speech Processing strategies based on the sinusoidal speech model for the profoundly Hearing Impaired, Ph.D. Thesis. (2003).
- [28] Proakis, J.G. and Manolakis, D.G.: Digital Signal Processing: Principles, algorithms and applications. (1996).
- [29] Microchip Inc.: dsPIC30F Family overview, dsPIC High Performance 16-bit Digital Signal Controllers. (2004).
- [30] Microchip Inc.: dsPIC30F Math Library. (2004).



## Segundo Congreso Virtual, Microcontroladores y sus Aplicaciones

Copyright ©2010. Francisco Denk: El autor delega a la Organización del Segundo Congreso Virtual de Microcontroladores la licencia para reproducir este documento para los fines del Congreso ya sea que este artículo se publique en el sitio web del congreso, en un CD o en un documento impreso de las ponencias del Segundo Congreso Virtual de Microcontroladores.