

**CARACTERIZACIÓN DEL HABLA SUB-VOCAL MEDIANTE ELECTROMIOGRAFIA  
LARINGEA**



**YEIMER ALEXIS CALDERÓN NAVARRO**

**FUNDACIÓN UNIVERSITARIA LOS LIBERTADORES  
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y CIENCIAS BÁSICAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
BOGOTÁ, D. C.  
2018**

**CARACTERIZACIÓN DEL HABLA SUB-VOCAL MEDIANTE ELECTROMIOGRAFÍA  
LARINGEA**

**YEIMER ALEXIS CALDERÓN NAVARRO**

**Trabajo de grado para optar El Título de Ingeniero Electrónico**

**Director:**

**John Petearson Anzola Anzola  
Ingeniero Electrónico**

**Codirector:**

**Andrés Camilo Jiménez Álvarez  
Ingeniero Electrónico**

**FUNDACIÓN UNIVERSITARIA LOS LIBERTADORES  
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS BÁSICAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
BOGOTÁ, D. C.  
2018**

## Contenido

1. RESUMEN .....	5
2. INTRODUCCIÓN .....	6
3. OBJETIVOS .....	7
3.1. OBJETIVO GENERAL .....	7
3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	7
4. JUSTIFICACIÓN .....	8
5. ANTECEDENTES .....	9
5.1. Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods .....	9
5.2. Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using Wavelet methods .....	10
5.3. Time-Frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study .....	12
5.4. Web Browser Control Using EMG Based Sub Vocal Speech Recognition .....	14
5.5. Subvocal Speech Recognition Based On EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP .....	16
5.6. Random forest based sub-vocal electromyogram signal acquisition and classification for rehabilitative applications .....	17
6. MARCO TEÓRICO .....	19
6.1. Funcionamiento de la voz .....	19
6.1.1. La mancha o fuelle (La cavidad infraglótica) .....	20
6.1.2. El vibrador (Cavidad glótica) .....	22
6.1.3. Los Resonadores (La cavidad supraglótica) .....	24
6.2. Electromiografía .....	24
6.3. Funcionamiento de la unidad motora .....	25
6.3.1. Neurona .....	25
6.3.2. Musculo .....	26
6.3.3. Potencial eléctrico de la unidad motora .....	27
7. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	28
8. METODOLOGIA .....	29
9. ALCANCE Y LIMITACIONES .....	29
10. ANALISIS DE RESULTADOS .....	30
CONCLUSIONES .....	35
BIBLIOGRAFIA .....	36

ANEXOS.....	37
Interfaz Gráfica Desarrollada En Python .....	37
Código De La Forma EMG, Desarrollado En Python .....	37
Código funcional de la interfaz gráfica Desarrollado en Python.....	42
Código Implementado En El microcontrolador .....	44



## 1. RESUMEN

La electromiografía (EMG) es el estudio del comportamiento de las señales eléctricas generadas por los músculos al realizar movimientos; Cuando el ser humano habla, se hace uso de una gran cantidad de músculos asociados intrínseca y extrínsecamente a la laringe, lo cual garantiza que el aparato fonador funcione correctamente y es pueda producir la voz. Para lograr caracterizar el habla sub-vocal del español es necesario realizar electromiografía laríngea no invasiva sobre los movimientos que ejecutan los músculos extrínsecos (Digástrico, Estilohioideo, Milohioideo, Genihioideo, Esternohioideo, Omohioideo, Esternotiroideo, Tirohioideo), que son los encargados de realizar los movimientos verticales y anteroposteriores de la laringe. De esta forma se puede asociar las señales eléctricas adquiridas con la EMG a las vocales pronunciadas por el sujeto de prueba.



## 2. INTRODUCCIÓN

Las vocales son las letras que se aprenden a muy temprana edad, esta son fáciles de pronunciar e identificar debido a que sus sonidos son monosílabos. Estas letras se pueden clasificar en vocales abiertas (débiles) y vocales cerradas (fuertes). Los músculos que se activan con el habla hacen que el aire que proviene de la caja torácica pase por la laringe y vibre. Al generar este tipo de movimientos o contracciones musculares el sistema nervioso produce pequeñas corrientes eléctricas guiadas, las cuales se miden con sensores de superficie corporal. Una vez se obtienen dichas señales se procede a estudiar su comportamiento, con el fin de hallar patrones estadísticos que permitan clasificar estas ondas y diferenciar vocales abiertas de cerradas.



## 3. OBJETIVOS

### 3.1. OBJETIVO GENERAL

Caracterizar las señales electromiográficas asociadas al movimiento de los músculos extrínsecos de la laringe cuando se pronuncian las vocales con los fonemas del español, utilizando series de tiempo y otras herramientas estadísticas que proporcionen patrones para comparar y diferenciar unas señales de las otras. Todo esto con el fin de poder ayudar a personas con discapacidad motora total o parcial en sus extremidades a realizar tareas cotidianas con mayor facilidad.

### 3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Realizar la toma de datos sobre diferentes sujetos de prueba y así obtener las señales asociadas a los movimientos musculares del habla sub-vocal con fonemas del español.
- Estudiar el comportamiento de las señales obtenidas, utilizando series de tiempo y otras herramientas estadísticas que permitan encontrar diferencias entre las señales electromiográficas que se asocian a las vocales.
- Utilizar herramientas estadísticas para encontrar patrones y lograr clasificar las señales producidas por los músculos laríngeos al pronunciar las vocales en tiempo real.

## 4. JUSTIFICACIÓN

Con el paso del tiempo la ciencia y la tecnología han avanzado de manera sorprendente, siempre buscando facilitar y ayudar las labores cotidianas del ser humano, actualmente muchos de los sistemas que existen para ayudar a las personas a realizar dichas labores utilizan dispositivos manipulables como controles remotos, teléfonos, tablets, entre otros. Obviamente personas con discapacidad motora total o parcial en sus extremidades se les dificulta hacer uso de este tipo de tecnología.

Una de las alternativas existentes son los comandos por voz, los cuales, consisten en capturar, filtrar, analizar y comprender un conjunto de fonemas acústicos pronunciados por un usuario y así decidir las acciones o comportamiento que debe tomar un sistema determinado. Este trabajo propone aprovechar y estudiar el comportamiento de las señales electromiográficas generadas por los músculos extrínsecos de la laringe cuando se habla, todo esto con el fin de caracterizar y lograr diferenciar las señales generadas por un usuario cada vez que se pronuncia una vocal en español, de esta manera entregar una herramienta útil y versátil para aquellos sistemas dirigidos a personas con limitaciones motoras.





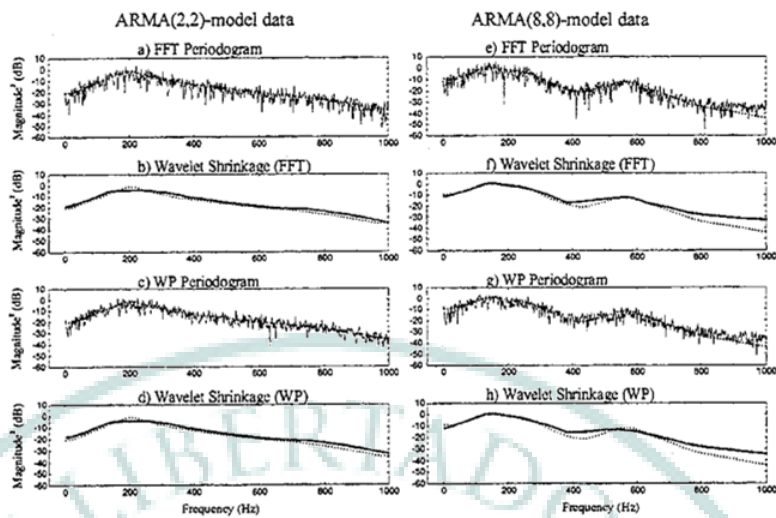
## 5. ANTECEDENTES

### 5.1. Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods

Desde hace algunos años el cuerpo humano se ha convertido en una fascinación para muchos debido a la cantidad de movimientos, funcionalidades y sonidos de cada parte que lo compone. En los principios de los años 80's aparece una técnica llamada método de Fourier, esta consisten en un estudio del espectro frecuencial de las señales producidas por la fatiga muscular. Mediante este método se utilizan ancho y pico de amplitud de banda espectral para obtener un análisis, así como la media o la mediana de la frecuencia **MNF** o **MDF** [1] a fin de caracterizar estas señales. Sin embargo, a finales de los 80 aparece una técnica llamada la transformada de Wavelet **TW** [1] actuando como un suplente frente a la técnica de Fourier; la **TW** actúa como un microscopio matemático [1] en el que detecta los tiempos de las señales.

Es por eso que el propósito de los autores (S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay) en 1998, con este trabajo es comparar la efectividad de los métodos para la caracterización de señales electromiograficas en general. La investigación la dividen en dos partes, la primera es la verificación de las propiedades de los diferentes métodos por medio de señales sintetizadas por computadora con propiedades conocidas; la segunda es usar las señales electromiograficas superficiales durante dos niveles de contracciones isométricas de la rodilla. Los datos se obtienen realizando electromiografía superficial de seis voluntarios sanos que extienden la rodilla isométricamente sostenida en **25%** y **70%** de una contracción voluntaria máxima (**MVC**). Debido a que el método **WP** tiene un gran dominio en la minimización errores cuadráticos surgidos, permite un mejor análisis de la señal. Utilizando modelos **ARMA** de diferentes órdenes (orden 2,2 y 8,8) [1] y parámetros "Prony-function", señal procesada por MATLAB (Toolbox, Wavelet); obteniendo una señal con una frecuencia de muestreo de 2Khz [1].

Como resultados se obtiene la comparación de una estimación espectral entre FFT y WP, además de un error relativo entre los modelos. Como discusión se llega a la deducción de que la transformada de Wavelet es mejor que Fourier para los datos sintetizados; El método de Wavelet reduce significativamente el error cuadrado medio.



**Fig1.** estimación espectral entre FFT y WP

**Fuente:** S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay, "Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods," *Proc. 2nd Int. Conf. Bioelectromagn.* (Cat. No.98TH8269), no. February, pp. 34, 1998.

Data set	Wavelet Shrinkage				Wavelet Shrinkage	
	FFT	Bartlett	Welch	WP	FFT	WP
0	89,10	69,70	37,06	78,90	8,41	11,64
1	130,08	88,16	59,60	106,80	14,63	13,43
2	130,31	86,40	68,43	105,30	30,16	19,19
3	114,13	83,16	73,42	125,23	22,54	14,82
4	101,78	65,56	42,44	75,99	10,62	12,56
5	91,71	66,36	44,28	70,13	15,82	19,64
6	101,39	76,01	47,63	92,36	20,58	17,07
7	104,49	76,25	36,39	91,76	12,56	12,53
8	119,15	92,10	55,95	92,04	11,72	12,98
9	96,16	66,74	42,54	89,53	9,99	12,64
10	85,48	49,30	35,27	67,65	15,73	21,75
Mean	105,80	74,52	49,37	90,52	15,71	15,30

**Fig2.** Error relativo (porcentual) para los diferentes métodos de estimación espectral.

**Fuente:** S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay, "Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods," *Proc. 2nd Int. Conf. Bioelectromagn.* (Cat. No.98TH8269), no. February, pp. 34, 1998.

## 5.2. Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using Wavelet methods

S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay, autores del trabajo "Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods", decidieron profundizar su investigación para en 1999 publicar sus avances en análisis de electromiografía con métodos de Wavelet.

En esta investigación se pretende encontrar las posibilidades que existen de utilizar la transformada de Wavelet (WT) y los paquetes de Wavelet (WP) como alternativa a los métodos clásicos para estimar los espectros de las señales electrográficas estacionarias [2]. Para lograr esto Realiza una comparación de los resultados de estimación de densidad espectral de potencia utilizando los paquetes de Wavelet, la transformada de Wavelet, la autoregresión y el método clasico de la transformada de Fourier.

Data set	FFT	Bartlett	Welch	WP	Wavelet Shrinkage		Min	AR	
					FFT	WP		AIC	MDL
0	84.71	60.67	35.28	76.28	41.65	43.74	11.72	25.74	28.32
1	82.71	56.36	42.46	66.83	30.92	31.04	12.65	24.48	26.81
2	86.19	69.39	50.82	84.83	26.76	49.05	10.84	11.86	13.39
3	112.47	70.89	54.67	96.59	27.57	46.00	20.88	25.63	25.63
4	90.34	59.34	33.53	72.31	28.03	46.47	9.43	20.59	20.59
5	115.08	63.48	48.70	86.56	39.76	43.95	7.22	14.05	8.41
6	125.52	77.13	45.26	83.81	16.35	22.95	27.31	28.58	29.62
7	92.95	62.68	36.91	88.61	31.21	48.84	7.60	16.00	7.60
8	100.28	73.10	56.14	88.66	27.75	43.52	13.36	27.74	18.20
9	75.02	52.17	32.40	74.45	42.85	52.52	17.26	20.64	20.64
10	87.93	59.86	29.24	84.98	38.75	40.32	6.20	8.23	8.23
Mean	95.74	64.10	42.31	82.17	31.96	42.58	13.13	20.32	18.86

**Fig3.** Error relativo (porcentual) para los diferentes métodos de estimación ARMA2.2 (Autoregressive moving average 2.2).

**Fuente:** Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 679, 1999

Data set	FFT	Bartlett	Welch	WP	Wavelet Shrinkage		Min	AR	
					FFT	WP		AIC	MDL
0	89.10	69.70	37.06	78.90	8.41	11.64	8.80	22.84	17.12
1	130.08	88.16	59.60	106.80	14.63	13.43	32.64	42.64	44.84
2	130.31	86.40	68.43	105.30	30.16	19.19	31.09	35.63	35.63
3	114.13	83.16	73.42	125.23	22.54	14.82	25.53	50.10	42.92
4	101.78	65.56	42.44	75.99	10.62	12.56	16.98	17.32	16.98
5	91.71	66.36	44.28	70.13	15.82	19.64	13.13	13.13	13.37
6	101.39	76.01	47.63	92.36	20.58	17.07	10.36	16.80	14.29
7	104.49	76.25	36.39	91.76	12.56	12.53	12.52	15.06	12.52
8	119.15	92.10	55.95	92.04	11.72	12.98	13.84	17.41	14.57
9	96.16	66.74	42.54	89.53	9.99	12.64	18.79	23.02	23.80
10	85.48	49.30	35.27	67.65	15.73	21.75	9.15	12.49	15.38
Mean	105.80	74.52	49.37	90.52	15.71	15.30	17.53	24.22	22.85

**Fig4.** Error relativo (porcentual) para los diferentes métodos de estimación ARMA8.8 (Autoregressive moving average 8.8).

**Fuente:** Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 679, 1999

Como conclusión se obtiene que el método de contracciones Wavelet es útil en un análisis sintetizado espectral de las señales electromiografías

estacionarias y los datos reales registrados durante contracciones estáticas debido a sus características de eliminación de ruido [2],

Los métodos de FFT y WP se probaron con señales electromiográficas sintetizadas, los resultados sugieren que el método WP (paquetes de Wavelet) tiene un poco menos de error cuadrático medio que el método de Fourier, El método de paquetes de Wavelet dan cierta ventaja sobre los métodos tradicionales: se pueden seleccionar fácilmente diferentes frecuencias para diferentes regiones de espectro, lo cual permite calcular el espectro por ventanas y no el de toda una señal [2].

### 5.3. Time-Frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study

En este artículo del año 2000 S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay siguen realizando estudios sobre señales electromiográficas, introducen nuevos métodos para analizar dichas señales durante contracciones dinámicas estimando el espectro dependiente del tiempo. Los métodos de análisis de tiempo-frecuencia, Transforma de Fourier de corta duración, la distribución Wigner-ville, la distribución choi-Williams y la transformada de Wavalet son utilizadas para comparar precisión de estimación y precisión de síntesis de señales electromiográficas reales [3].

Inicialmente se realiza un estudio de la señal aplicando la transformada de Fourier de corta duración (short-time Fourier transform -STFT), la señal en cada ventana es interpretada como una señal estacionaria [3] y puede ser expresada de la siguiente manera:

$$STFT_x(t, w) = \int W^*(\tau - t)x(\tau)e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (1)$$

Donde  $W(t)$  es la función de ventana y  $*$  representa el complejo conjugado.  $|STFT_x(t, w)|^2$  es llamado espectrograma y puede ser usado para obtener la distribución de energía a lo largo de la dirección de la frecuencia.

Como segundo método se implementa la distribución Wigner-ville (Wigner-Ville distribution WVD), la función espectral de potencia de la señal no estacionaria se puede estimar usando un método de distribución de energía tiempo-frecuencia. Dado que la energía es una representación cuadrática de la señal, se puede usar una representación de tiempo y frecuencia como

la distribución de Wigner para representarla [3]. La distribución de Wigner puede ser representado como:

$$W_x(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2)$$

O en frecuencia

$$W_x(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int X^*\left(\omega + \frac{\theta}{2}\right) X\left(\omega - \frac{\theta}{2}\right) e^{-j\theta t} d\theta \quad (3)$$

Donde  $X(\omega)$  es la transformada de Fourier de  $x(t)$

Como tercer método, se estudia la distribución Choi-Williams (Wigner-Ville distribution - WVD), que consiste en utilizar una distribución de frecuencia de tiempo en un Kernel exponencial [3], esta distribución puede ser expresada de la siguiente manera:

$$CWD_x(t, \omega) = \left[ \int \frac{1}{\sqrt{4\pi\tau^2/\sigma}} \exp\left(-\frac{(\mu-t)^2}{4\tau^2/\sigma}\right) \cdot x\left(\mu + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(\mu - \frac{\tau}{2}\right) d\mu \right] d\tau \quad (4)$$

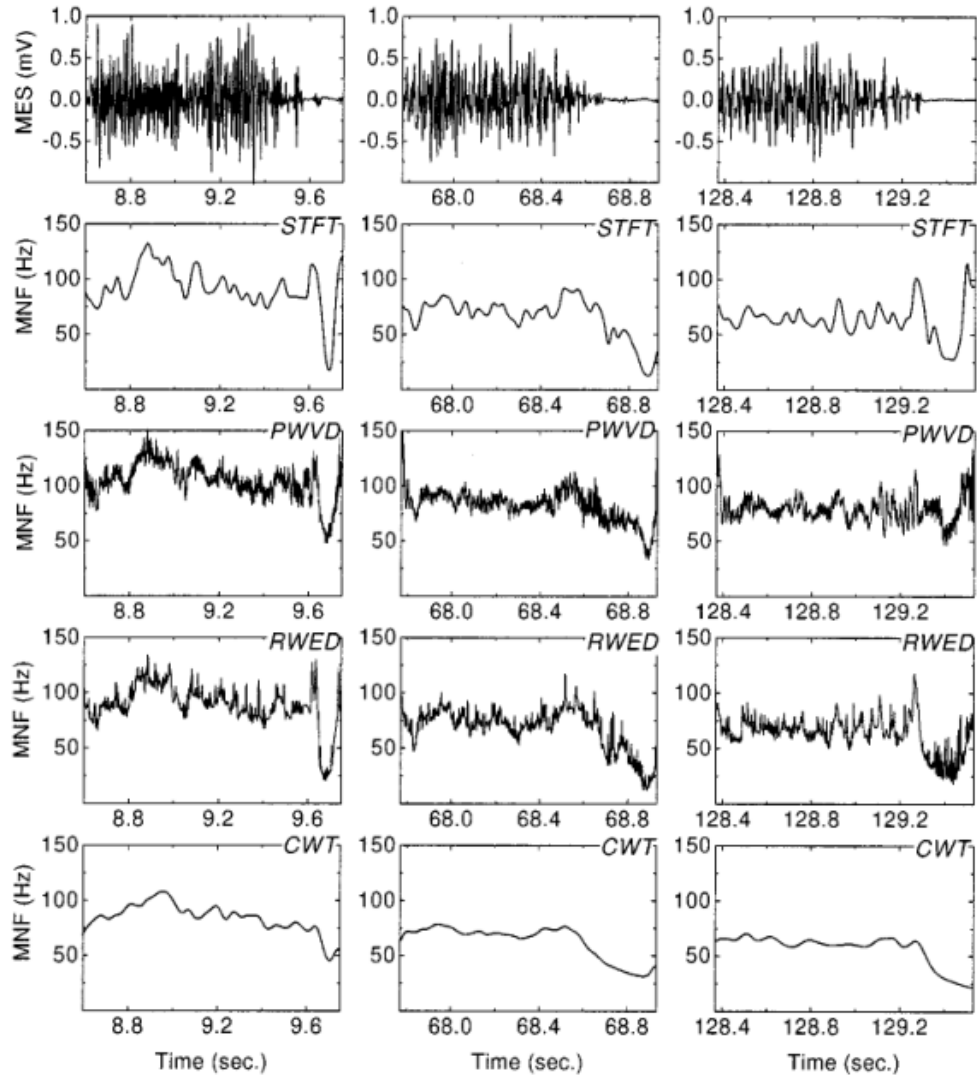
Por último, se realiza un estudio con la transformada de Wavelet continua, que se expresa de la siguiente forma:

$$CWT(a, b) = \int x(t) \varphi_{a,b}^*(t) dt \quad (5)$$

Dónde:

$$\varphi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (5)$$

Como resultado de este trabajo se encuentra que las estimaciones proporcionadas para la transformada de Wavelet continua y tiene mayor precisión que aquellas estimaciones obtenidas con otros métodos de análisis de conjuntos de datos simulados [3]. Gráficamente esto se puede observar en la fig5



**Fig5.** Representación de tiempo-frecuencia y las estimaciones de frecuencia media basadas en la señal usando (a) STFT, (b) PWVD, (c) RWED y (d) CWT.

**Fuente:** Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 2, pp. 235, 2000.

#### 5.4. Web Browser Control Using EMG Based Sub Vocal Speech Recognition

Por otra parte, ¿qué sería del ser humano con un lugar sin tecnología?, sabiendo que esta nos permite comunicarnos de diferentes maneras y nos ayuda a estrechar mejor la comunicación con otras personas, quizás por eso **Chuck Jorgensen y Kim Binsted** realizan un enfoque electromiograma **EMG** en conjunto con la transformada de Wavelet **WT** de doble árbol quad [4] para caracterizar algunas palabras en inglés; Se propone que un sistema capaz de reconocer palabras a través de la electromiografía podría permitir controlar un navegador WEB o incluso dar

indicaciones sencillas a un robot explorador (Mars Rover). Debido a que este sistema permite el reconocimiento de señales de partes de cuerpo como lo son la laringe y Las áreas sublinguales debajo de la mandíbula, omitiendo ruido.

Phonemes			
Vowels	Words	Consonants	Words
ax	ago	b	big
ay	bite	ch	chin
uh	book	k	cut
aa	car	d	dig
ah	cut	f	fork
ey	day	zh	genre
ao	dog	g	gut
iy	feel	hh	help
aw	foul	jh	joy
ae	gas	l	lid
ow	go	m	mat
ih	hit	n	no
axr	percent	p	put
eh	pet	r	red
ix	sick	sh	she
uw	tool	sh	sit
oy	toy	t	talk
er	tum	dh	then
		th	thin
		v	vat
		w	with
		y	yacht
		z	zap

Fig6. fonemas y palabras de entrenamiento

Fuente: Durandau, D. Farina, and M. Sartori, "Real-time musculoskeletal modeling driven by electromyograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9294, no. c, 2017.

Inicialmente definieron las palabras y los fonemas que debían pronunciar las cinco personas voluntarias con edades entre los 18 a los 55 años. Después se les realizó el respectivo análisis para obtener como resultado la tabla mostrada en la figura 7

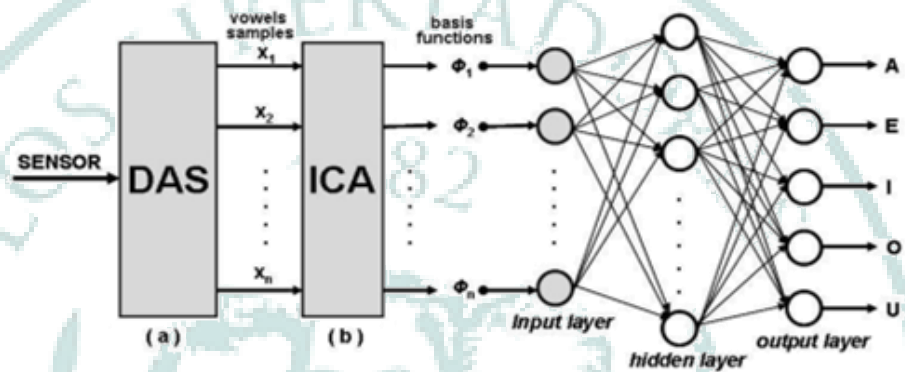
	big	cut	fork	genre	gut	help	lid	mat	no	put	red	she	then	thin	vat	with	yacht	TOTAL
big	28	5	14	0	0	0	7	12	0	30	0	0	0	0	0	5	0	101
cut	3	44	0	0	15	0	9	0	3	0	15	3	0	0	3	6	0	101
fork	2	4	44	0	2	0	2	2	4	4	4	4	0	0	25	5	0	102
genre	0	4	0	38	0	0	9	0	18	0	13	11	0	0	0	7	0	100
gut	0	18	0	4	41	4	20	0	2	0	0	2	6	0	0	2	2	101
help	0	0	8	0	3	56	10	0	5	3	8	5	0	0	3	0	0	101
lid	0	7	2	0	5	0	74	0	0	7	2	0	0	0	0	0	2	99
mat	13	0	0	0	0	0	0	61	0	6	6	0	2	0	11	2	0	101
no	0	3	3	0	3	0	5	0	81	0	0	0	0	0	0	5	0	100
put	14	5	5	0	2	2	9	2	5	44	7	0	0	2	2	0	0	99
red	0	2	2	2	0	2	2	2	0	66	0	0	9	2	7	0	0	98
she	0	4	0	13	0	0	4	0	4	0	29	36	0	2	2	4	0	98
then	3	9	0	0	0	0	0	0	0	6	9	3	49	23	0	0	0	102
thin	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	2	0	14	79	0	0	0	99
vat	5	0	19	2	0	2	0	2	0	9	2	2	0	0	53	2	0	98
with	0	2	0	2	0	0	6	6	2	2	27	0	0	0	6	46	0	99
yacht	0	14	0	18	0	0	16	2	4	6	27	0	4	4	0	0	4	99
TOTAL	68	121	97	79	71	66	173	91	130	117	217	66	75	119	109	91	8	

Fig7. Reconocimiento de consonantes. La columna "total" derecha muestra el número de muestras por fonema en el conjunto de prueba, y la fila "total" inferior muestra el número de muestras categorizadas como cada fonema. La diagonal amarilla muestra clasificaciones correctas, y los glóbulos rojos muestran errores superiores al 20%. [4]

Fuente: Durandau, D. Farina, and M. Sartori, "Real-time musculoskeletal modeling driven by electromyograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9294, no. c, 2017.

## 5.5. Subvocal Speech Recognition Based On EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP

José AG Mendes, Ricardo R. Robson, Sofiane Labidi y Allan Kardec Barros proponen un sistema de reconocimiento de habla subvocal basado en electromiografía, usando componentes de análisis y redes neuronales perceptron multicapa. Todo esto para dar una solución alternativa a los sistemas de reconocimiento de voz que se degradan por factores de ruido o discapacidades relacionadas con el habla.



**Fig8.** Esquema del sistema de reconocimiento de voz propuesto en este trabajo.

**Fuente:** J. A. Mendes, R. R. Robson, S. Labidi, and A. K. Barros, "Subvocal Speech Recognition Based on EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP," *2008 Congr. Image Signal Process.*, pp. 221, 2008.

Para la adquisición de datos se predispone del módulo DAS, este se encarga de obtener las señales electromiográficas de cada uno de los voluntarios (7 hombres y 3 mujeres entre los 18 y 48 años). Se utilizaron sensores superficiales, circuitos electrónicos para filtrar y amplificar la señal electromiográfica que es entregada a un microcontrolador PIC16873P para transmitir los datos adquiridos a una computadora.

El módulo ICA (Independent Component Analysis), se encarga de organizar los datos de manera vectorial, lo cual lograron usando el algoritmo fastICA. Posteriormente estos datos son entregados a una red neuronal para ser entrenada; Después de varios intentos, los autores determinaron que la red neuronal que mejor se desempeñó contaba con una capa de entrada de 185 neuronas, una capa oculta de 21 neuronas y una capa de salida de 5 neuronas.

En la figura 9 se muestran las tablas de resultados obtenidas en este trabajo.



Phoneme Vowels	A(/a/)	E(/ɛ/)	I(/i/)	O(/ɔ/)	U(/u/)
A(/a/)	35	3	0	0	0
E(/ɛ/)	0	34	4	0	0
I(/i/)	0	0	35	3	0
O(/ɔ/)	2	0	0	34	1
U(/u/)	0	0	0	0	36
Success (%)	94,6%	91,8%	94,6%	91,8%	97,3%

**Fig9.** Clasificación de fonemas vocales.

**Fuente:** J. A. Mendes, R. R. Robson, S. Labidi, and A. K. Barros, "Subvocal Speech Recognition Based on EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP," *2008 Congr. Image Signal Process.*, pp. 223, 2008.

## 5.6. Random forest based sub-vocal electromyogram signal acquisition and classification for rehabilitative applications

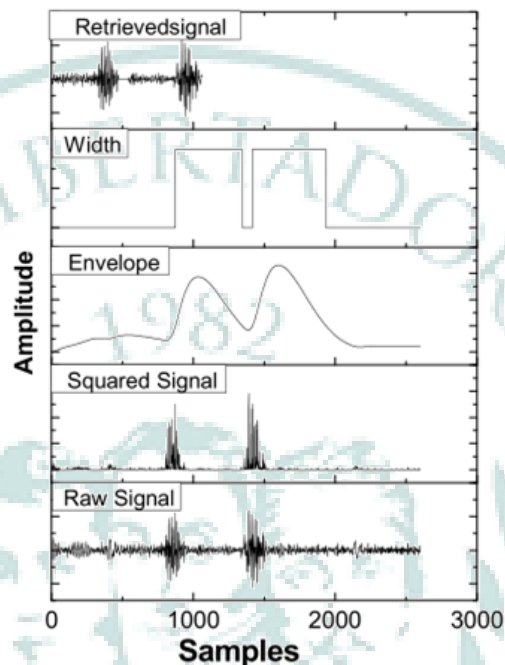
Biswajeet Champaty , Bibhu K. biswal y Kunal Pal proponen una herramienta para el desarrollo un sistema de adquisición de señal EMG utilizado para instrumentación biomédica, la investigación propuesta se centra en el diseño de un sistema de bajo costo, donde los datos a procesar son señales electromiográficas adquiridas de la región subvocal y las características adecuadas se extraen utilizando una transformada de tiempo frecuencia como Wavelet Transform WT [6], posteriormente se utilizan dichas características como datos de entrada a arboles de decisión.

En la parte experimental fue desarrollado un sistema de adquisición de datos, usando amplificadores operacionales e integradores para amplificar y limpiar la señal electromiográfica obtenida a través de almohadillas superficiales. También utilizaron un microcontrolador Atmega32 para digitalizar la onda entregada por la etapa anterior y así enviar a una PC los datos para ser almacenados y analizados.

El procesamiento de señales fue realizado en LabView 2010. Para extraer la información necesaria, las señales adquiridas se organizaron, se les aplicó la normalización de la señal cuadrada. La normalización se lleva a cabo dividiendo la señal cuadrada en un instante dado con el valor máximo dentro del conjunto dado de señal cuadrada. Se lleva a cabo un filtrado de frecuencias bajas ( $f_c = 3$  Hz) para la detección de una señal envolvente. El umbral dinámico se realizó para detectar el ancho de las señales. El límite de umbral se estableció en 70% del valor máximo de la envolvente. La señal resultante se multiplicó con las señales adquiridas. Esto proporciona una señal con la información necesaria (SNI). Los SNI se utilizaron para la

extracción y clasificación de características de la señal utilizando el dominio del tiempo (TDA) y el análisis del dominio de tiempo-frecuencia conjunto (JTFA).[6] Todo esto se llevó a cabo utilizando wavelet db04.

Para un mejor entendimiento de este proceso, el autor se apoya de sus resultados gráficos, los cuales son mostrados en la figura 10



**Fig10.** Secuencia de extracción de información de una señal electromiográfica

**Fuente:** Champaty, B. K. Biswal, K. Pal, and D. N. Tibarewala, "Random forests based sub-vocal electromyogram signal acquisition and classification for rehabilitative applications," *1st Int. Conf. Autom. Control. Energy Syst. - 2014, ACES 2014*, 2014.

Finalmente se puede decir que el trabajo propuesto Biswajeet Champaty , Bibhu K. biswal y Kunal Pal se basa en la minería de datos (Random Forest) y utiliza la transformada de Wavelet para extraer características sensibles en la clasificación[6]. Como conclusión los autores incentivan el uso de su técnica para diseñar un módulo que realice el procesamiento en tiempo real y controle movimientos con estas señales, dirigiendo esto a personas en rehabilitación médica que lo ameriten.

Evidentemente en cada uno de los trabajos anteriormente expuestos, los autores indagaron, analizaron y desarrollaron sus investigaciones y/o prototipos aplicando métodos científicos, ingenieriles y técnicos. Siempre enfocando sus resultados a mejorar la calidad de vida de los seres humanos; resaltando, que día a día llegan más autores y mejoran cada proceso realizado anteriormente.

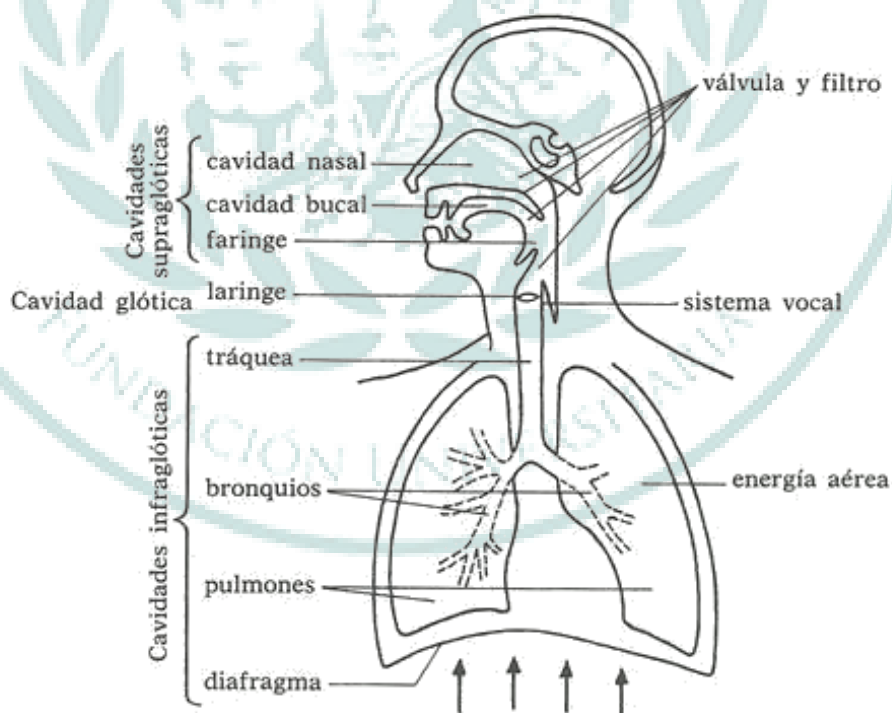
## 6. MARCO TEÓRICO

### 6.1. Funcionamiento de la voz

Para lograr comprender en consiste el habla subvocal, es necesario entender cómo se da origen a la voz humana, ¿qué órganos intervienen en su generación?, ¿cuáles son las características, funciones, estructuras de dichos órganos? y para interés en particular de este trabajo, ¿Qué función cumplen los músculos laríngeos en la producción de la voz?

La voz se produce gracias a la acción coordinada de casi todo el cuerpo. El aparato fonador o vocal está integrado por estructuras musculares de diferentes regiones y por elementos del aparato respiratorio y del aparato digestivo [8]. Su estudio es primordial para conocer el funcionamiento de la voz, es por eso que los científicos subdividen este aparato en tres partes:

- La mancha o fuelle (La cavidad infraglótica)
- El Vibrador (La cavidad glótica)
- Los resonadores (La cavidad supraglótica)



**Fig11.** Aparato Fonador

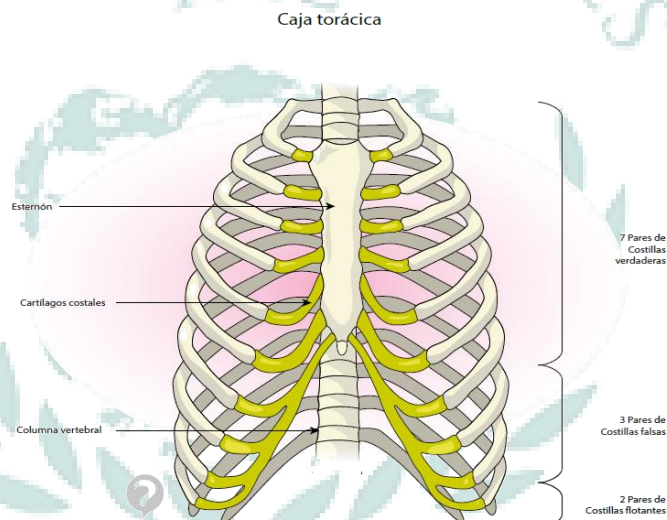
**Fuente:** [https://fonespanhol10.wikispaces.com/Presentaci%C3%B3n+\(ejercicio\)](https://fonespanhol10.wikispaces.com/Presentaci%C3%B3n+(ejercicio))

### 6.1.1. La mancha o fuelle (La cavidad infraglótica)

El fuelle está formado por las estructuras infraglóticas que determinan la presión de aire utilizado. Está se encuentra compuesta por la caja torácica, tráquea, pulmones, diafragma y musculatura que suministra el aire espirado para hablar.

#### 6.1.1.1. Caja Torácica

La caja Torácica está integrada por la unión de costillas (12 pares), el esternón y la porción torácica (dorsal) de la columna vertebral (12 vertebras). Su flexibilidad permite que se expanda cuando los pulmones se llenan y se contraiga cuando se vacíen de aire. Su función principal es la de proteger los órganos internos como los pulmones, corazón, esófago y diafragma.



**Fig12.** Caja Torácica

**Fuente:** <http://www.cirugiadetorax.com/torax/post/que-es-y-para-que-sirve-la-caja-toracica>

#### 6.1.1.2. Tráquea y pulmones

La tráquea se encuentra en el interior del esófago. Se extiende entre la laringe y los bronquios principales, derechos e izquierdos, donde se bifurca. Su función principal es conducir el aire hacia los pulmones o fuera de ellos [8]. Por otra parte, los pulmones son los órganos de la respiración y su función principal es oxigenar la sangre y consigo todos los órganos que componen el cuerpo humano.



**Fig13.** Estructura de la cavidad torácica. **a:** tráquea, **b-c:** pulmones , **d:** costillas  
**Fuente:** Dra. Begoña Torres and Ferran Gimeno Perez, "Anatomía funcional de la voz ", ISBN9788480191364, pp- 1-238, 2008

### 6.1.1.3. Diafragma

El diafragma es un musculo situado en la cavidad pectoral, separa la cavidad torácica de la abdominal y es el órgano principal en la inspiración y expiración (entrada y salida de aire a los pulmones), básicamente el encargado de la respiración.



**Fig14.** Estructura de la cavidad torácica, señalando el diafragma  
**Fuente:** <https://co.pinterest.com/pin/159455643035583614/?autologin=true>

#### **6.1.1.4. Músculos Abdominales**

Los músculos abdominales son los encargados de dar soporte a la voz, cuando el diafragma se contrae para controlar la inspiración, los músculos abdominales se relajan. De manera similar cuando los músculos abdominales se contraen dan empuje a el diafragma haciendo que se se relaje y el aire que se encuentra dentro de los pulmones viaje por la traque hacia el aparato vibrador.

#### **6.1.2. El vibrador (Cavidad glótica)**

En esta sección del aparato fonador, el órgano principal es la laringe. Debido a que esta investigación se basa en electromiografía laríngea superficial, se profundiza la teoría del funcionamiento de dicho órgano y su comportamiento cuando se cumple con la labor de hablar, específicamente sobre los músculos que permiten a la laringe generar la voz.

##### **6.1.2.1. La laringe como Vibrador**

La función principal de la Laringe es proteger las vías respiratorias y producir los sonidos bajo la acción del aire espiratorio [8]. Este órgano se encuentra ubicado en el cuello por delante de la faringe. Dentro de la laringe se encuentran pliegues, conocidos como cuerdas vocales, que transforman el aire que proviene de la cavidad infraglotica en sonidos, la longitud de estos pliegues determinan el tono de la voz, para las mujeres después de la pubertad la longitud de las cuerdas vocales varía entre 1,5 y 4mm, lo cual hace que la voz femenina descienda alrededor de 2,5 semitonos, mientras que los hombres después de pubertad varían la longitud de sus cuerdas vocales entre 2 y 11mm haciendo que la voz masculina descienda alrededor de una octava.[8]

La laringe está formada por un esqueleto de piezas cartilaginosas que se articulan entre sí. Los cartílagos de la laringe son nueve: tres de impares (tiroides, cricoides y epiglotis) y tres de pares (aritenoides, corniculados o de Santorini y cuneiformes o de Wrisberg o de Morgagni). Existen, además, pequeños cartílagos inconstantes. En ellos se insertan pequeños músculos (músculatura intrínseca), que actuando sobre sus articulaciones, determinarán los movimientos de los pliegues vocales.[8]

Dentro de los músculos intrínsecos más importantes de la laringe podemos encontrar el músculo cricotiroideo, este encarga de cambiar la longitud, tensión y aducir los pliegues vocales; el músculo cricoaritenideo posterior, es el único músculo abductor de los pliegues

vocales; el cricoaritenoso lateral, es aductor de los pliegues vocales; El músculo Vocal constituye la mayor parte del pliegue vocal, además es el responsable de sus variaciones locales de tensión durante la fonación. [8]

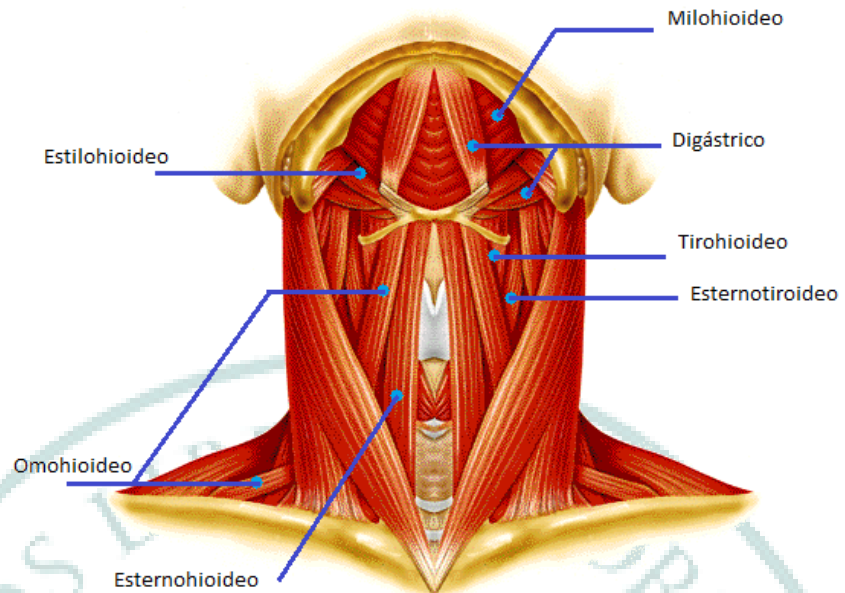
Así como los músculos intrínsecos determina los movimientos de las articulaciones laríngeas, los músculos extrínsecos de la laringe cumplen su función; durante la deglución y el habla, los músculos generan movimientos verticales sobre la laringe, pero también se generan movimientos en sentido anteroposterior, la laringe se dirige un poco hacia adelante cuando se eleva y regresa atrás cuando se desciende. Los músculos extrínsecos de este órgano se clasifican en dos grupos: músculos que elevan la laringe y músculos que producen su descenso. Los músculos elevadores de la laringe se denominan músculos suprahioides ya que se sitúan por encima del hueso hioides. Los que producen su descenso se llaman infrahioides, por estar por debajo de dicho hueso [8]

<i>Músculos extrínsecos de la laringe</i>		
Suprahioides	Digástrico	Lleva el hioides hacia atrás, delante y arriba. Desciende la mandíbula y colabora en la apertura de la boca.
	Estilohioideo	Lleva el hioides hacia atrás y arriba.
	Milohioideo	Lleva el hioides hacia arriba y delante. Desciende la mandíbula y abre la boca.
	Genihioideo	Lleva el hioides hacia arriba y delante.
Infrahioides	Esternohioideo	Hace descender el hioides.
	Omohioideo	Hace descender el hioides.
	Esternotiroideo	Hace descender el hioides.
	Tirohioideo	Acerca el hioides al cartílago tiroideo.

**Fig15.** Tabla con la descripción del movimiento realizado con cada uno de los músculos extrínsecos de la laringe

**Fuente:** Dra. Begoña Torres and Ferran Gimeno Perez, "Anatomía funcional de la voz ", ISBN9788480191364, pp 15, 2008

La identificación y la ubicación de los músculos extrínsecos se puede observar en la figura 16, donde se resaltan y dan una idea de la posible ubicación de los sensores electromiográficos superficiales



**Fig16.** Ubicación de los músculos extrínsecos de la laringe

**Fuente:** [http://agrega.juntadeandalucia.es/repositorio/27012016/42/es-an\\_2016012714\\_9125937/cuerpo\\_humano/ssvv/muscu8.htm](http://agrega.juntadeandalucia.es/repositorio/27012016/42/es-an_2016012714_9125937/cuerpo_humano/ssvv/muscu8.htm)

### 6.1.3. Los Resonadores (La cavidad supraglótica)

Dentro de la cavidad supraglótica se encuentra ubicada la faringe, la cavidad nasal y la cavidad bucal. La función de esta sección es la fonación. Cuando el aire sale de la caja torácica a través de la laringe y las cuerdas vocales producen un sonido base, este se amplifica y distorsiona gracias a las articulaciones y músculos que se encuentran en la cavidad bucal y nasal (la lengua, paladar, úvula, labios, entre otros), generando lo que comúnmente se conoce como palabras, sílabas y fonemas.

## 6.2. Electromiografía

Medicamento la electromiografía (EMG) es una técnica que permite el estudio de los potenciales de acción del músculo. Aporta información sobre el estado es que se encuentran los diferentes componentes de la unidad motora (UM) [10]. Los equipos de medición de ondas electromiográficas para el registro y análisis de las acciones musculares utilizan electrodos que captan la señal, posteriormente amplifican y filtran convirtiendo y entregando los resultados en una señal digital.



Existen múltiples formas de adquirir las señales electromiográficas, las más comunes son: EMG superficial y EMG intramuscular. Para la electromiografía superficial se ubican los electrodos (almohadillas) sobre la piel, estos capaces de captar los campos eléctricos superficiales generados por los movimientos motores naturales de los músculos. Los electrodos deben colocarse sobre el cuerpo muscular y deben estar alineados con la orientación de la fibra muscular, todo esto con el fin de evitar problemas asociados a la diafonía.

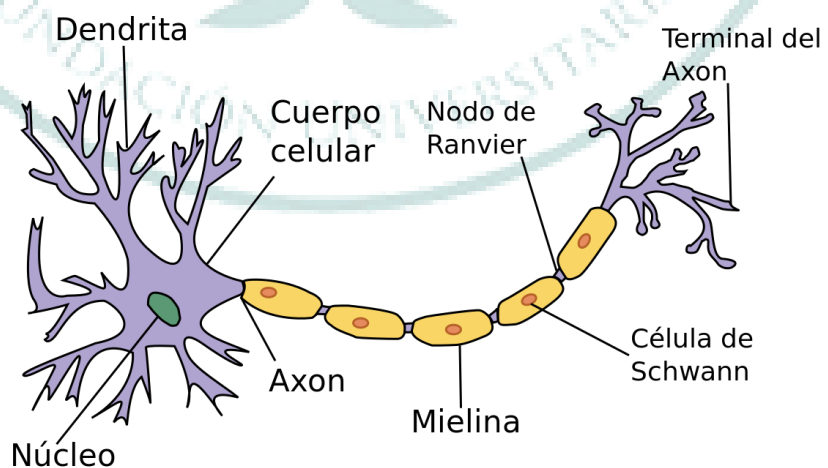
Por otra parte la electromiografía intramuscular busca poner los electrodos en contacto directo con la fibra muscular o nerviosa de manera subcutánea, haciendo el procedimiento un poco más complejo y de exhaustivo cuidado, ya que se utilizan pequeñas agujas.

### 6.3. Funcionamiento de la unidad motora

La unidad motora es la encargada de los movimientos voluntarios del cuerpo, está conformada por músculos, nervios y articulaciones. Se basa en la estimulación eléctrica generada por las neuronas a las fibras musculares.

#### 6.3.1. Neurona

La neurona es la unidad celular del Sistema Nervioso Central, fue descubierta por Santiago Ramón y Cajal en 1888 [11]. Son las encargadas de generar, recibir, transportar estímulos nerviosos entre neuronas; Esta se encuentra conformada por el cuerpo celular, Núcleo, Citoplasma, Dendritas, Axón y Membrana plasmática; como se puede observar en la figura 17.



**Fig17.** Estructura de una neurona

**Fuente:** [http://www.lareserva.com/home/Cuales\\_son\\_las\\_partes\\_de\\_una\\_neurona](http://www.lareserva.com/home/Cuales_son_las_partes_de_una_neurona)

Las funciones de cada una de las partes que conforman la estructura son las siguientes:

- El cuerpo celular, también es llamado soma o Citón: se refiere al cuerpo de la célula. [11]
- El núcleo: Contiene la información que dirige la neurona. [11]  
El citoplasma: Donde se encuentran estructuras que son importantes para el funcionamiento de la misma. [11]
- Las Dendritas: Son prolongaciones cortas que se originan en el soma o cuerpo celular cuya función es recibir los impulsos de otras neuronas y enviarlas al soma de la neurona. [11]
- Axón: Es una prolongación única y larga que puede medir hasta un metro de longitud y cuya función es sacar el impulso desde el soma neuronal y conducirlo hasta otro lugar del sistema u órgano receptor (por ejemplo un músculo). [11]
- Membrana Plasmática o Plasmalema: Esta limita la neurona y tiene especial importancia por su papel en la recepción y transmisión de los impulsos nerviosos.[11]

Existen tres tipos de neuronas, clasificándolas por su funcionalidad. En primer lugar se encuentran las neuronas sensoriales, encargadas de transportar los impulsos sensoriales hacia el cerebro a través de la medula espinal. El cerebro interpreta estas señales y las decodifica para su entendimiento (visión, dolor, tacto, sonido, olor, entre otros); en segundo lugar se encuentran las interneuronas, estas no tienen contacto directo con estructuras periféricas (receptores y transmisores) [11]; por último se encuentran las neuronas motoras, estas envían las señales a las estructuras musculares y articulaciones para ejecutar movimientos voluntarios.

### 6.3.2. Músculo

El cuerpo humano cuenta con 656 músculos y compone aproximadamente el 50% de la masa corporal. La función principal es la movilidad y la estabilidad corporal; Los músculos están formados por células largas con múltiples núcleos y se les llama fibra muscular [11].

Los músculos se pueden dividir en tres de acuerdo a su estructura.

- Músculo liso. Es involuntario, recubre las estructuras internas, como la pared intestinal, bronquios, vejiga, vasos sanguíneos etc.[11]
- Músculo Cardíaco. Es involuntario, es de gran excitabilidad y conductibilidad, determinando con esto su capacidad de presentar contracciones rítmicas y frecuentes (ritmo cardíaco) 80 contracciones por minuto. [11]

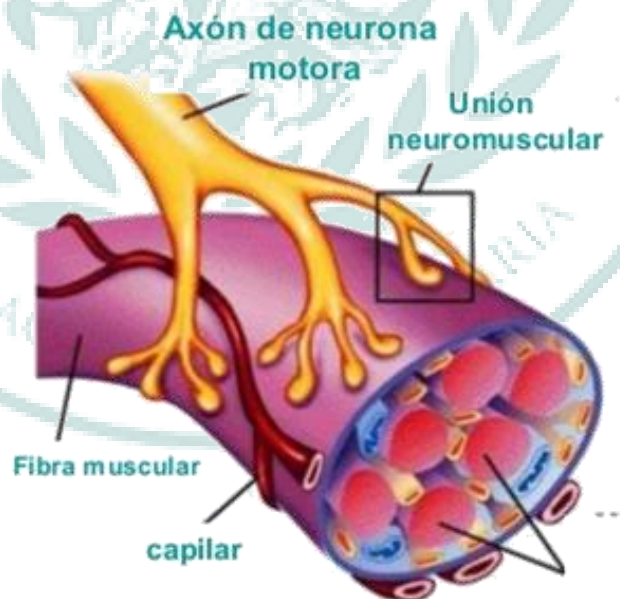
- Músculo estriado. Es voluntario, puede desarrollar contracciones rápidas o lentas y tiene como característica sobre los dos anteriores el de llegar a la fatiga [11]

Cuando un músculo entra en actividad se presentan tres fenómenos:

- El músculo activo se acorta acercando sus dos extremos, a esto se le llama contracción isotónica [11].
- Que el músculo este activo, pero que su longitud se mantenga constante, a esto se llama contracción isométrica [11].
- Que el músculo se active, pero que sus extremos se alejen, alargando el músculo a esto se le llama contracción excéntrica. [11].

### 6.3.3. Potencial eléctrico de la unidad motora

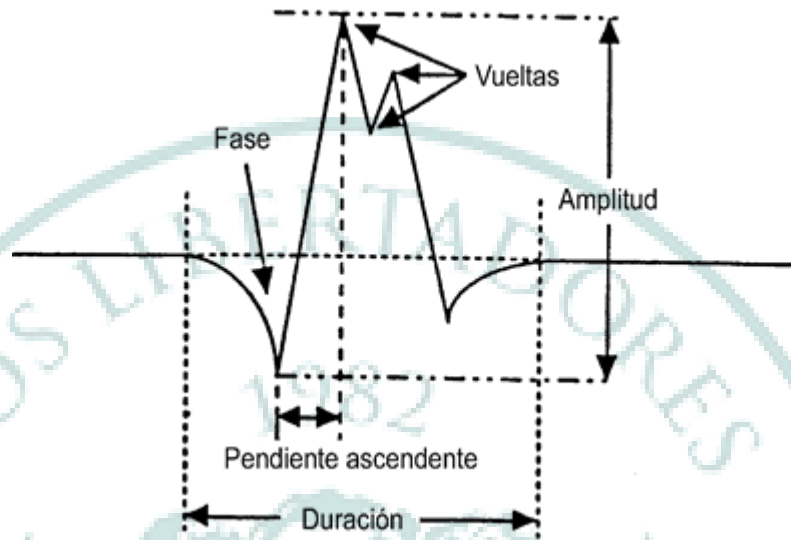
En el funcionamiento de la unidad motora, el axón de la neurona motora estimula eléctricamente las fibras musculares con señales enviadas desde el cerebro. Estas señales hacen que los músculos voluntarios se contraigan o estén en reposo, una sola neurona es capaz de producir una contracción simultánea sobre aproximadamente 150 fibras aproximadamente.



**Fig18.** Estructura de la unidad Motora

**Fuente:** <https://es.slideshare.net/maritzanicolassantiago/placa-motora-35142544>

La contracción o relajación de los músculos generan un pequeño diferencial de potencial, el cual es captado por los electrodos electromiográficos; En el estudio de estas señales se debe limpiar y amplificar la misma, para obtener algo similar a lo mostrado en la figura 19.



**Fig19.** Características del potencial de Unidad Motora.

**Fuente:** Cocero Oviedo E, Recuero Fernández E. Introducción a la electromiografía y a la conducción eléctrica del nervio periférico. (N): Madrid: Graphia Eds. 1971. p. 14-86.

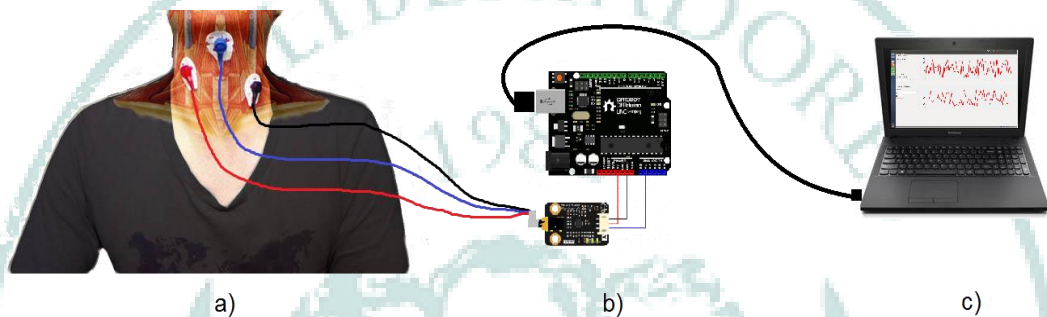
La electromiografía registra los potenciales de acción del músculo. Dicha señal se puede diferenciar unas de otras por sus características (fase, amplitud, vueltas, pendiente ascendente, duración).

## 7. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente la electromiografía laríngea es comúnmente usada en el área de la medicina, principalmente para detectar trastornos de la voz. Por otra parte la tecnología facilita día a día las labores cotidianas del ser humano con dispositivos remotos manipulables (controles, teléfonos, etc); muchas de las personas con discapacidad físico-motora en sus extremidades no puede utilizar dichos dispositivos; por eso, el lograr caracterizar el habla subvocal basándose en electromiografía laríngea puede ser un método innovador para desarrollar una herramienta útil sobre sistemas dirigidos a personas con discapacidades físico-motora.

## 8. METODOLOGIA

Conociendo la ubicación de los músculos extrínsecos laríngeos del ser humano, se procede a situar las almohadillas mioeléctrica sobre los músculos Omohioideo, Estenotiroideo y Estenohioideo, como se puede observar en la figura 20a, estas almohadillas funcionan como electrodos, captan el campo eléctrico generado por dichos músculos y lo conducen al sensor SEN0213 para filtrar y amplificar la señal; con el fin verificar el funcionamiento de este sensor se observa la salida del mismo en el osciloscopio y el comportamiento cuando el voluntario pronuncie los fonemas vocales en español.



**Fig20.** a) ubicación de los electrodos superficiales sobre el voluntario de prueba, b) sensor y tarjeta de adquisición de datos, c) Computadora con interfaz gráfica desarrollada en Python

Para digitalizar la señal electromiográfica producidas por los músculos extrínsecos de la laringe del voluntario al pronunciar las vocales (a, e, i, o, u), se hace uso de un microcontrolador ATMEGA328; Se utiliza el módulo de ADC para capturar muestras analógicas y cuantificarlas en un valor digital, posteriormente se implementa el modulo serial del mismo dispositivo para enviar cada dato que conforma la onda electromiográfica a una computadora que cuenta con una interfaz gráfica desarrollada del Python para monitorear, recortar y almacenar el conjunto de datos que conforman cada señal.

Una vez se tengan las señales asociada a los movimientos, se procede a analizar. La propuesta principal en este trabajo es utilizar variables estadísticas (promedio, moda, varianza, etc) para lograr obtener patrones que permitan clasificar las señales por fonemas.

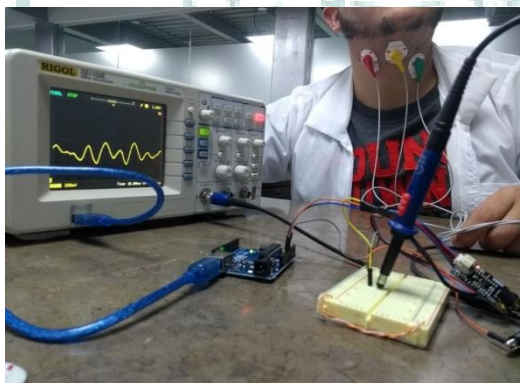
## 9. ALCANCE Y LIMITACIONES

El proyecto realizado en este documento tiene como alcance la caracterización el habla subvocal basado electromiografía laríngea. Contempla la implementación del sensor electromiográfico SEN0213 para capturar las micro-señales generadas por los

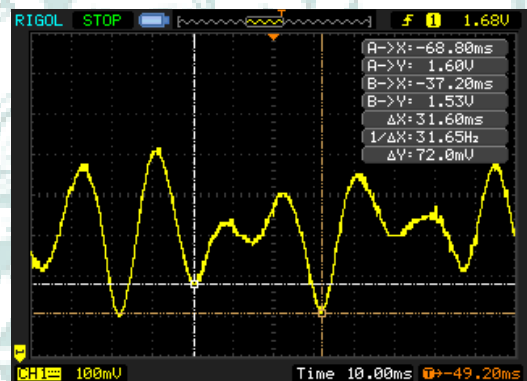
músculos extrínsecos de la laringe de manera superficial; También el uso de un microcontrolador (como tarjeta de adquisición de datos), encargado de convertir la señal analógica entregada por el sensor EMG a digital y enviarla por el protocolo serial a un computador. Además el desarrollo de una interfaz gráfica para adquirir, organizar, monitorear y almacenar los datos que conforman dichas señales. Finalmente el análisis y búsqueda de patrones sobre los datos adquiridos que permitan la identificación y diferenciación de las señales electromiográficas producidas sobre la laringe al pronunciar las vocales en español (a, e, i, o, u).

## 10. ANALISIS DE RESULTADOS

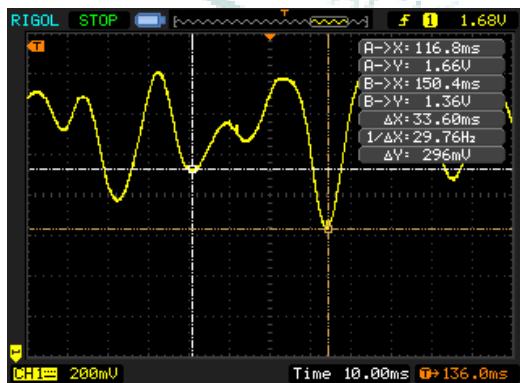
Para iniciar esta investigación, lo primero fue observar el funcionamiento del sensor SEN0213 en un osciloscopio, esto se puede apreciar en la figura 21. En donde al voluntario se le ubican los sensores como se observa en la figura 20a. y 21a., se le solicita pronunciar fuerte cada una de las vocales, mientras se observa el comportamiento de la señal electromiográfica en el osciloscopio, las ondas de la vocales 'a', 'e', 'i', 'o' y 'u' se observa en las figuras 21b, 21c, 21d, 21e, 21f respectivamente.



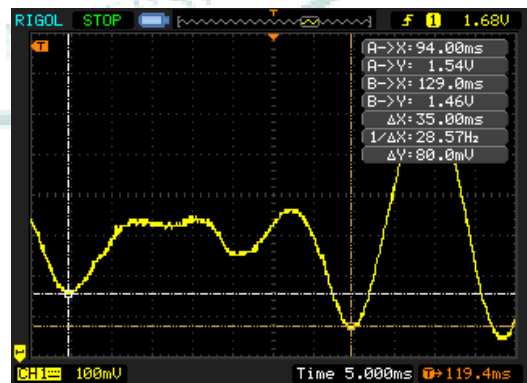
a)



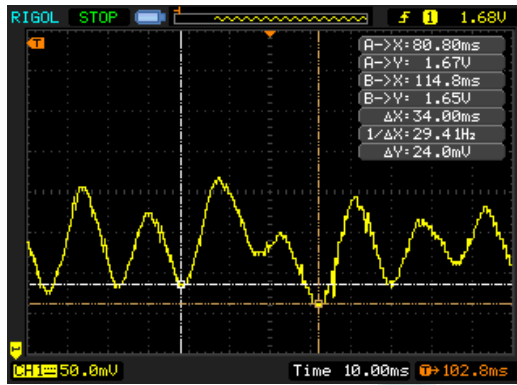
b)



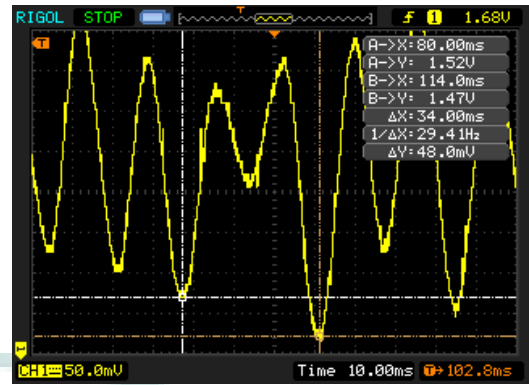
c)



d)



e)

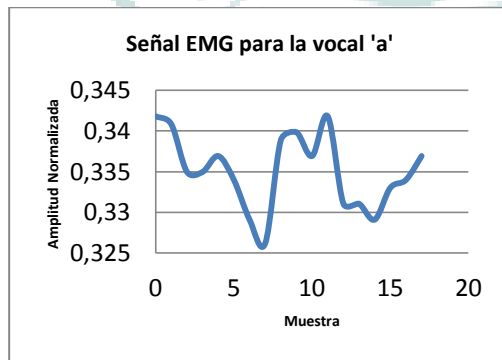


f)

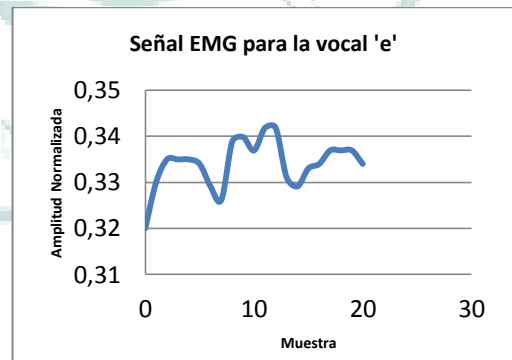
**Fig21.** Observación del funcionamiento del sensor SEN0213 en el osciloscopio. a) Ubicación de los electrodos sobre el voluntario y medición sobre el osciloscopio. b) señal EMG al pronunciar la vocal 'a'. c) señal EMG al pronunciar la vocal 'e'. d) señal EMG al pronunciar la vocal 'i', e) señal EMG al pronunciar la vocal 'o'. f) señal EMG al pronunciar la vocal 'u'

Posteriormente, se utilizó el módulo de conversión Análogo-Digital de un microcontrolador para digitalizar las señales entregadas por el sensor SEN0213 y mediante el modulo serial del mismo dispositivo, enviar los datos que componen la onda a una computadora con el programa desarrollado en Python. Dicho programa monitorea, recorta y almacena el conjunto de datos que conforman cada señal electromiográfica y que se asocia una vocal pronunciada por el voluntario.

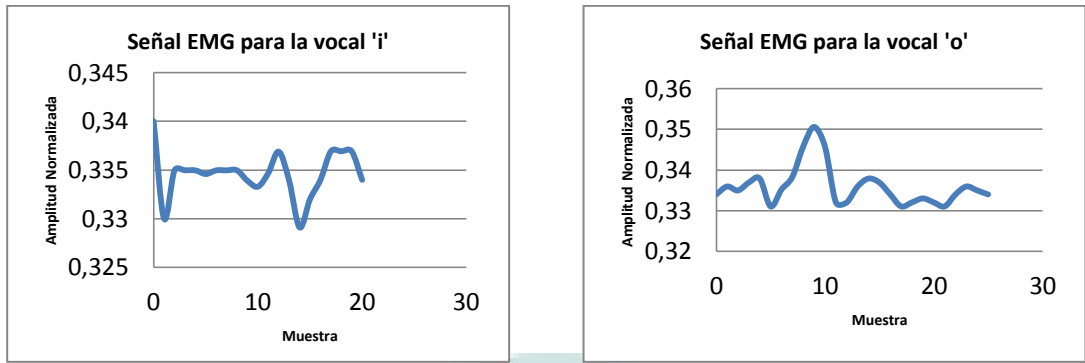
Después de obtener múltiples señales para cada una de las vocales con la metodología propuesta en el apartado anterior, los datos se organizaron para un análisis estadístico con ayuda del software *libreoffice cálculo* y del software *SciDAVis*. gráficamente las señales digitalizadas más relevantes pueden ser observadas a en la figura 22.



a)

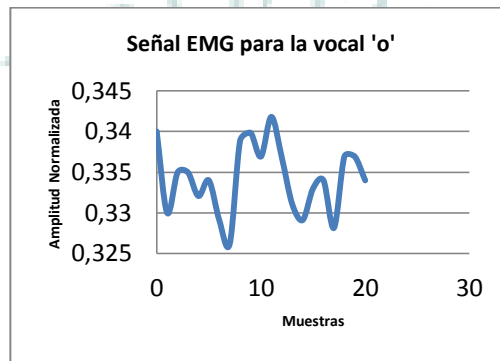


b)



c)

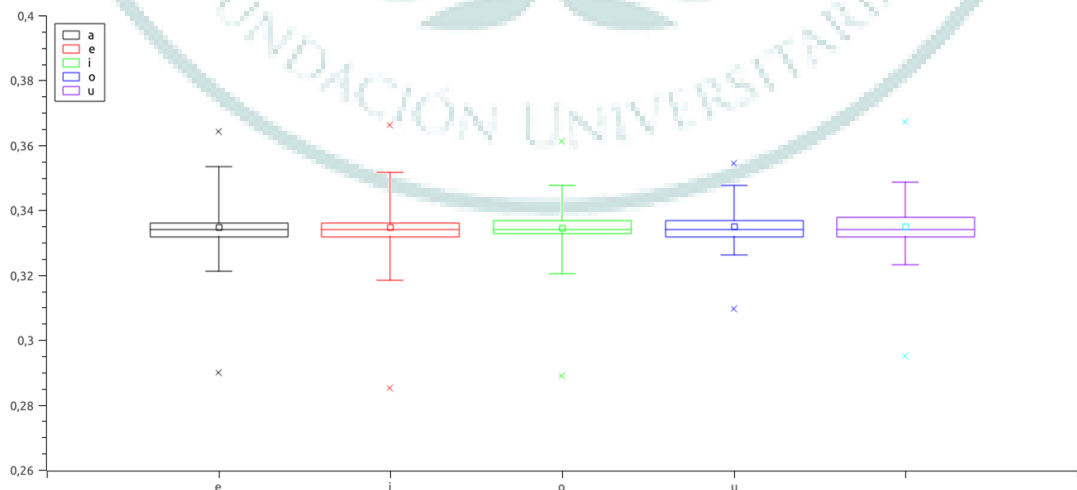
d)



e)

**Fig22.** Señales electromiográficas digitalizadas. a) EMG de la vocal 'a'. b) EMG de la vocal 'e'. c) EMG de la vocal 'i'. d) EMG de la vocal 'o', e) EMG de la vocal 'u'

Para el análisis, el voluntario pronuncio 25 veces cada vocal; inicialmente se propone estudiar el comportamiento estadístico a grandes rasgos de las señales discretas asociadas a cada fonema; Por eso en la figura 23 se observan los diagramas de cajas para cada letra, Cabe resaltar que las señales discretas están normalizadas, es decir que la amplitud máxima es 1.



**Fig23.** Diagrama de cajas para cada una de las vocales, fonéticamente pronunciadas en español

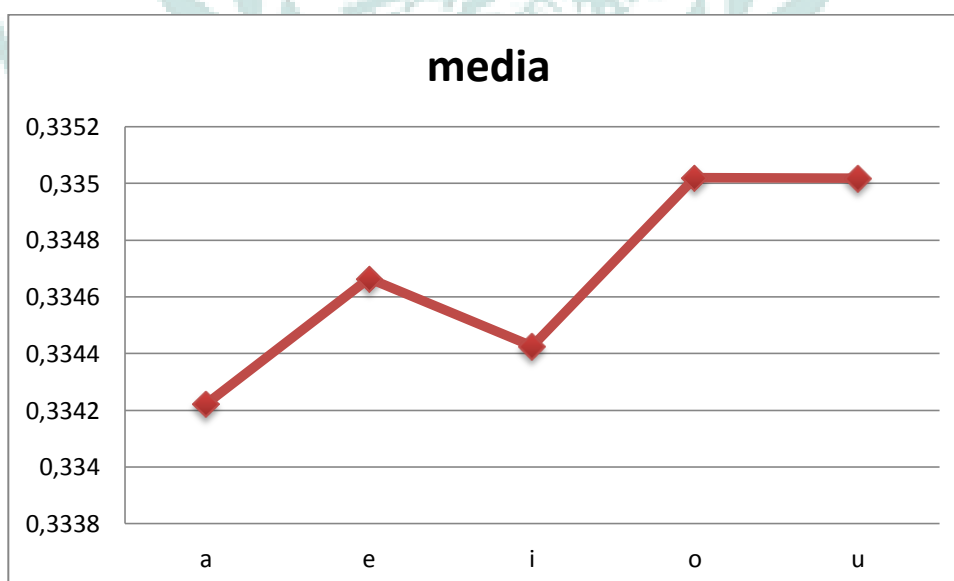


Partiendo de esta gráfica, se puede observar que el rango de operación de las señales electromiograficas laríngeas es bastante pequeño y todas tienden a comportarse de manera similar. Los cuartiles Q1 (25%) y Q3 (75%) de todas las vocales varían entre 0,33 y 0,34. Debido a esto y con el fin de ampliar la perspectiva se decide estudiar otras variables estadísticas como la media, desviación estándar y varianza.

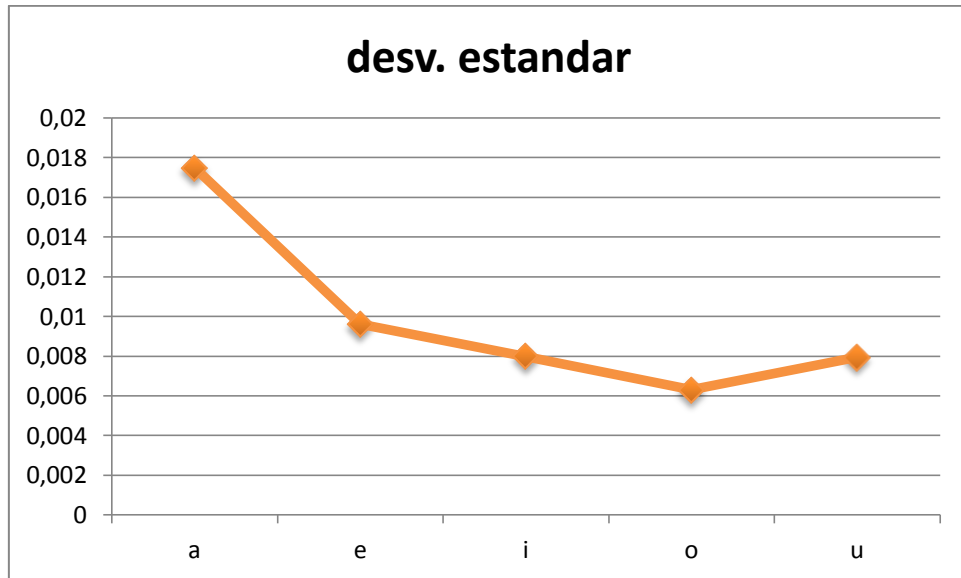
vocal	media	desv. Estándar	Varianza
a	0,33422218	0,017480103	0,00030555
e	0,33466406	0,009601796	9,22E-05
i	0,33442578	0,007981168	6,37E-05
o	0,33501953	0,00630528	3,98E-05
u	0,33501758	0,007942217	6,31E-05

**Tabla1.** Datos estadísticos asociados a cada fonema.

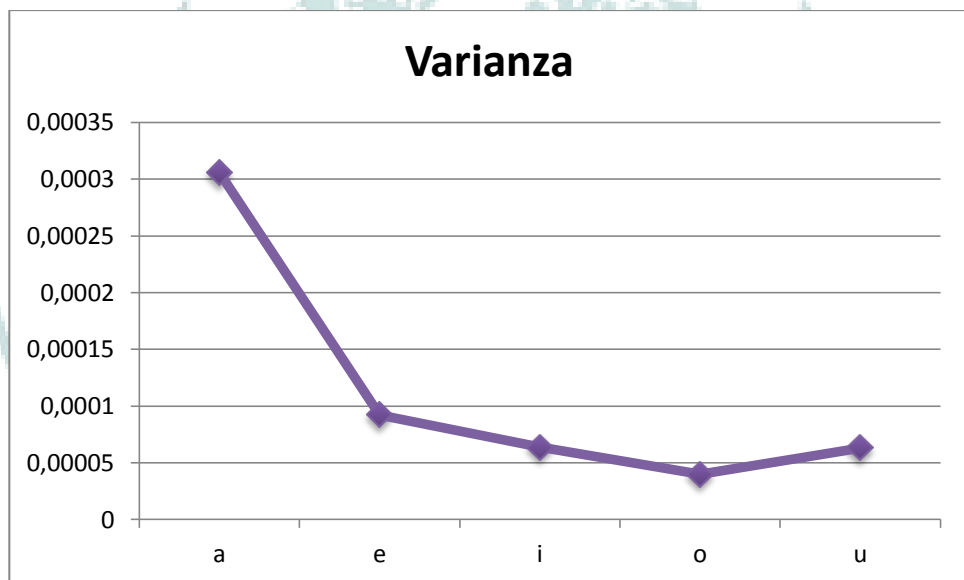
En este punto la cantidad decimales dan demasiada importancia a las medidas para lograr una clasificación. Cabe recordar que la media es conocida también como el promedio y se obtiene de la suma de todos los valores de una distribución dividido de en la cantidad de lo mismos. La desviación estándar es la medida de dispersión que indica cuanto pueden alejarse los valores de la media; y la varianza, es una medida vinculada a la dispersión de los datos. Gráficamente, estas variables se pueden observar en la figuras 24, 25 y 26.



**Fig24.** Vocal Vs Media



**Fig25.** Vocal Vs Desviación estándar



**Fig26.** Vocal Vs Varianza

Para la caracterización de los fonemas sub-vocales del español basados en electromiografía laríngea experimental, la media, la desviación estándar y la varianza sirven como herramienta para encontrar patrones que permiten clasificar las vocales. De menor a mayor la media de las señales para las vocales empieza por la 'a', seguido de la 'i', la 'e', la 'o' y la 'u'; Aunque la media de las ondas EMG de 'o' y 'u' son iguales, la desviación estándar y la varianza para esta letra no lo son, lo cual permite diferenciarlas.

Debido a que la electromiografía Laríngea entrega datos de manera dinámica y no se adquiere de manera precisa siempre la misma señal, el sistema debe contar con un margen de error, es decir un rango de valores en cual se pueda oscilar. En la tabla 2, se observan estos rangos, que se adquirieron con la desviación estándar sobre los datos experimentales.

Vocal	Media min	Media Max	Var. Min	Var. Max
<b>a</b>	0,31674208	0,351702283	0,000300555	0,000300555
<b>e</b>	0,32506227	0,344265859	0,0000805	0,0000998
<b>i</b>	0,32644461	0,342406949	0,0000617	0,0000654
<b>o</b>	0,32871425	0,341324812	0,0000318	0,0000421
<b>u</b>	0,32707536	0,342959795	0,0000605	0,0000688

**Tabla2.** Valores Máximos y mínimos de las variables estadísticas para cada vocal

## CONCLUSIONES

La electromiografía laríngea es ampliamente estudiada en el área de la medicina para detectar anomalías y problemas con la voz; esto se logra observando el comportamiento y la fatiga de los músculos asociados a la laringe. Experimentalmente son pocos los autores que han dado importancia y estudio a la identificación, caracterización, clasificación y aplicación de este tipo de señales.

Las personas que abordan este tema, dedican bastante tiempo para estudiar el comportamiento de las señales, la mayoría proponen nuevos y diferentes métodos para lograrlo; A medida que se obtienen resultados, avanzan las propuestas y se apoyan de los mismos resultados para fundamentar sus trabajos futuros. Dentro de los métodos propuestos se encuentra el uso de la transformada de Wavelet, análisis en frecuencia con la transformada rápida de Fourier (FFT), implementación de redes neuronales multicapa.

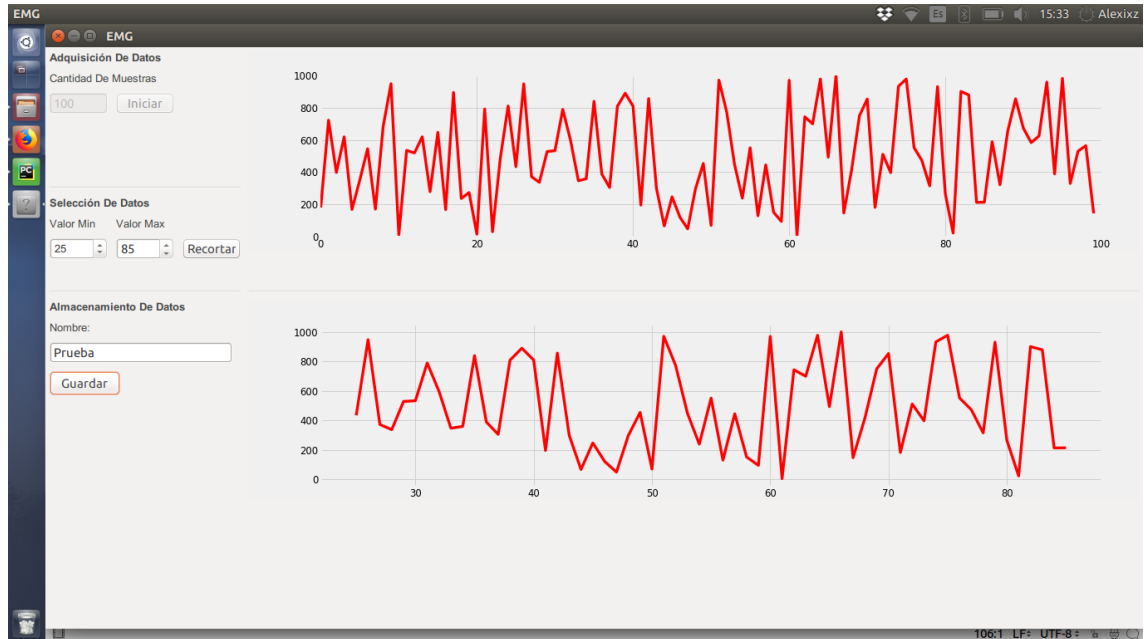
Para esta investigación se utilizaron medidas estadísticas para encontrar los patrones y así caracterizar los fonemas de acuerdo a las mismas; se determinó que con la media, la desviación estándar y la varianza, es posible diferenciar y clasificar las vocales sobre los datos de las señales electromiograficas adquiridas experimentalmente.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Karlsson, J. Y. J. Yu, and M. Akay, "Spectral analysis of myoelectric signals by wavelet methods," *Proc. 2nd Int. Conf. Bioelectromagn. (Cat. No.98TH8269)*, no. February, pp. 33–34, 1998.
- [2] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 670–684, 1999.
- [3] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 2, pp. 228–238, 2000.
- [4] G. Durandau, D. Farina, and M. Sartori, "Real-time musculoskeletal modeling driven by electromyograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9294, no. c, 2017.
- [5] J. A. Mendes, R. R. Robson, S. Labidi, and A. K. Barros, "Subvocal Speech Recognition Based on EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP," *2008 Congr. Image Signal Process.*, pp. 221–224, 2008.
- [6] B. Champaty, B. K. Biswal, K. Pal, and D. N. Tibarewala, "Random forests based sub-vocal electromyogram signal acquisition and classification for rehabilitative applications," *1st Int. Conf. Autom. Control. Energy Syst. - 2014, ACES 2014*, 2014.
- [7] R. Gupta and A. Kulshreshtha, "Analysis of dual-channel surface electromyogram using second-order and higher-order spectral features," *2nd Int. Conf. Commun. Control Intell. Syst. CCIS 2016*, pp. 49–53, 2017.
- [8] Dra. Begoña Torres and Ferran Gimeno Perez, "Anatomía funcional de la voz ", ISBN9788480191364, pp- 1-238, 2008
- [9] O. Rangel "Algoritmo de identificación de patrones del idioma español, através de señales de habla sub-vocal utilizando Wavelet e inteligencia artificial", Universidad militar de Colombia, pp 1-46, 2015
- [10] J. I. Ibarra Lúzar, E. Pérez Zorrilla, and C. Fernández García, "Electromiografía clínica," *Rehabilitación*, vol. 39, no. 6, pp. 265–276, 2005.
- [11] J. F. Eufracio Tellez and S. A. Vistrain Díaz, "La Neurona, los Músculos y la Unidad Motora," *Omcetrap*, 2005.
- [12] Cocero Oviedo E, Recuero Fernández E. Introducción a la electromiografía y a la conducción eléctrica del nervio periférico. (N): Madrid: Graphia Eds. 1971. p. 14-86.

## ANEXOS

### Interfaz Gráfica Desarrollada En Python



### Código De La Forma EMG, Desarrollado En Python

```
import wx
import wx.xrc

class EMG ( wx.Frame ):

    def __init__( self, parent ):
        wx.Frame.__init__( self, parent, id = wx.ID_ANY, title = u"EMG", pos =
wx.DefaultPosition, size = wx.Size( 1384,800 ), style =
wx.DEFAULT_FRAME_STYLE|wx.TAB_TRAVERSAL )

        self.SetSizeHintsSz( wx.Size( 1000,700 ), wx.Size( 1500,700 ) )

        fgSizer5 = wx.FlexGridSizer( 2, 2, 0, 0 )
        fgSizer5.SetFlexibleDirection( wx.BOTH )
        fgSizer5.SetNonFlexibleGrowMode( wx.FLEX_GROWMODE_SPECIFIED )

        fgSizer5.SetMinSize( wx.Size( 1000,800 ) )
        bSizer9 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

        bSizer3 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

        self.m_staticText3 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Adquisición De Datos",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
        self.m_staticText3.Wrap( -1 )
```

```

self.m_staticText3.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 92, False, "Arial" ) )

bSizer3.Add( self.m_staticText3, 0, wx.ALL, 5 )

self.m_staticText5 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Cantidad De Muestras",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText5.Wrap( -1 )
self.m_staticText5.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 90, False, "Arial" ) )

bSizer3.Add( self.m_staticText5, 0, wx.ALL, 5 )

fgSizer3 = wx.FlexGridSizer( 0, 2, 0, 0 )
fgSizer3.SetFlexibleDirection( wx.BOTH )
fgSizer3.SetNonFlexibleGrowMode( wx.FLEX_GROWMODE_SPECIFIED )

fgSizer3.SetMinSize( wx.Size( 150,50 ) )
self.m_textCtrl5 = wx.TextCtrl( self, wx.ID_ANY, u"10", wx.DefaultPosition,
wx.Size( 70,25 ), 0 )
self.m_textCtrl5.SetMinSize( wx.Size( 70,25 ) )
self.m_textCtrl5.SetMaxSize( wx.Size( 70,25 ) )

fgSizer3.Add( self.m_textCtrl5, 0, wx.ALL, 5 )

self.start = wx.Button( self, wx.ID_ANY, u"Iniciar", wx.DefaultPosition, wx.Size(
70,25 ), 0 )
self.start.SetMinSize( wx.Size( 70,25 ) )
self.start.SetMaxSize( wx.Size( 70,25 ) )

fgSizer3.Add( self.start, 0, wx.ALL, 5 )

bSizer3.Add( fgSizer3, 1, wx.EXPAND, 5 )

self.m_staticline1 = wx.StaticLine( self, wx.ID_ANY, wx.DefaultPosition,
wx.DefaultSize, wx.LI_HORIZONTAL )
bSizer3.Add( self.m_staticline1, 0, wx.EXPAND |wx.ALL, 5 )

bSizer4 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

fgSizer31 = wx.FlexGridSizer( 0, 2, 0, 0 )
fgSizer31.SetFlexibleDirection( wx.BOTH )
fgSizer31.SetNonFlexibleGrowMode( wx.FLEX_GROWMODE_SPECIFIED )

bSizer5 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

self.m_staticText6 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Selección De Datos",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText6.Wrap( -1 )
self.m_staticText6.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 92, False, "Arial" ) )

```

```

bSizer5.Add( self.m_staticText6, 0, wx.ALL, 5 )

fgSizer4 = wx.FlexGridSizer( 0, 3, 0, 0 )
fgSizer4.SetFlexibleDirection( wx.BOTH )
fgSizer4.SetNonFlexibleGrowMode( wx.FLEX_GROWMODE_SPECIFIED )

self.m_staticText11 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Valor Min",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText11.Wrap( -1 )
self.m_staticText11.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 90, False, "Arial" ) )

fgSizer4.Add( self.m_staticText11, 0, wx.ALL, 5 )

self.m_staticText12 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Valor Max",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText12.Wrap( -1 )
self.m_staticText12.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 90, False, "Arial" ) )

fgSizer4.Add( self.m_staticText12, 0, wx.ALL, 5 )

fgSizer4.AddSpacer( ( 0, 0 ), 1, wx.EXPAND, 5 )

self.minimo = wx.SpinCtrl( self, wx.ID_ANY, wx.EmptyString,
wx.DefaultPosition, wx.Size( 70,25 ), wx.SP_ARROW_KEYS, 0, 10, 0 )
self.minimo.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 90, False, "Arial" ) )
self.minimo.Enable( False )
self.minimo.SetMinSize( wx.Size( 70,25 ) )
self.minimo.SetMaxSize( wx.Size( 70,25 ) )

fgSizer4.Add( self.minimo, 0, wx.ALL, 5 )

self.maximo = wx.SpinCtrl( self, wx.ID_ANY, wx.EmptyString,
wx.DefaultPosition, wx.Size( 70,25 ), wx.SP_ARROW_KEYS, 0, 10, 0 )
self.maximo.Enable( False )
self.maximo.SetMinSize( wx.Size( 70,25 ) )
self.maximo.SetMaxSize( wx.Size( 70,25 ) )

fgSizer4.Add( self.maximo, 0, wx.ALL, 5 )

self.cortar = wx.Button( self, wx.ID_ANY, u"Recortar", wx.Point( 70,25 ),
wx.Size( 70,25 ), 0 )
self.cortar.Enable( False )
self.cortar.SetMinSize( wx.Size( 70,25 ) )
self.cortar.SetMaxSize( wx.Size( 70,25 ) )

fgSizer4.Add( self.cortar, 0, wx.ALL, 5 )

bSizer5.Add( fgSizer4, 1, wx.EXPAND, 5 )

```

```

fgSizer31.Add( bSizer5, 1, wx.EXPAND, 5 )

bSizer4.Add( fgSizer31, 1, wx.EXPAND, 5 )

bSizer3.Add( bSizer4, 1, wx.EXPAND, 5 )

self.m_staticline4 = wx.StaticLine( self, wx.ID_ANY, wx.DefaultPosition,
wx.DefaultSize, wx.LI_HORIZONTAL )
bSizer3.Add( self.m_staticline4, 0, wx.EXPAND |wx.ALL, 5 )

bSizer9.Add( bSizer3, 1, wx.EXPAND, 5 )

fgSizer5.Add( bSizer9, 1, wx.EXPAND, 5 )

bSizer11 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

bSizer11.SetMinSize( wx.Size( 700,300 ) )
self.graph1 = wx.Panel( self, wx.ID_ANY, wx.DefaultPosition, wx.Size( 1100,200
), wx.TAB_TRAVERSAL )
self.graph1.SetMinSize( wx.Size( 1100,200 ) )
self.graph1.SetMaxSize( wx.Size( 1100,300 ) )

bSizer11.Add( self.graph1, 1, wx.EXPAND |wx.ALL, 5 )

self.m_staticline3 = wx.StaticLine( self, wx.ID_ANY, wx.DefaultPosition,
wx.DefaultSize, wx.LI_HORIZONTAL )
bSizer11.Add( self.m_staticline3, 0, wx.EXPAND |wx.ALL, 5 )

fgSizer5.Add( bSizer11, 1, wx.EXPAND, 5 )

bSizer23 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

self.m_staticText21 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Almacenamiento De
Datos", wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText21.Wrap( -1 )
self.m_staticText21.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 92, False, "Arial" ) )

bSizer23.Add( self.m_staticText21, 0, wx.ALL, 5 )

self.m_staticText7 = wx.StaticText( self, wx.ID_ANY, u"Nombre:",
wx.DefaultPosition, wx.DefaultSize, 0 )
self.m_staticText7.Wrap( -1 )
self.m_staticText7.SetFont( wx.Font( 10, 70, 90, 90, False, "Arial" ) )

```



```

bSizer23.Add( self.m_staticText7, 0, wx.ALL, 5 )

self.nombreArchivo = wx.TextCtrl( self, wx.ID_ANY, wx.EmptyString,
wx.DefaultPosition, wx.Size( 220,25 ), 0 )
self.nombreArchivo.Enable( False )
self.nombreArchivo.SetMinSize( wx.Size( 220,25 ) )
self.nombreArchivo.SetMaxSize( wx.Size( 220,25 ) )

bSizer23.Add( self.nombreArchivo, 0, wx.ALL, 5 )

self.save = wx.Button( self, wx.ID_ANY, u"Guardar", wx.DefaultPosition,
wx.DefaultSize, 0 )
self.save.Enable( False )

bSizer23.Add( self.save, 0, wx.ALL, 5 )

fgSizer5.Add( bSizer23, 1, wx.EXPAND, 5 )

bSizer24 = wx.BoxSizer( wx.VERTICAL )

self.graph2 = wx.Panel( self, wx.ID_ANY, wx.DefaultPosition, wx.Size( 1100,200
), wx.TAB_TRAVERSAL )
self.graph2.SetMinSize( wx.Size( 1100,300 ) )
self.graph2.SetMaxSize( wx.Size( 1100,300 ) )

bSizer24.Add( self.graph2, 1, wx.EXPAND |wx.ALL, 5 )

fgSizer5.Add( bSizer24, 1, wx.EXPAND, 5 )

self.SetSizer( fgSizer5 )
self.Layout()

self.Centre( wx.BOTH )

# Connect Events
self.start.Bind( wx.EVT_BUTTON, self.clickButton )
self.cortar.Bind( wx.EVT_BUTTON, self.cutButton )
self.save.Bind( wx.EVT_BUTTON, self.GuardarButton )

def __del__( self ):
    pass

# Virtual event handlers, override them in your derived class
def clickButton( self, event ):
    event.Skip()

```

```
def cutButton( self, event ):
    event.Skip()
```

```
def GuardarButton( self, event ):
    event.Skip()
```

## Código funcional de la interfaz gráfica Desarrollado en Python

```
import random
import csv
import wx
import serial, time
import numpy as np
import matplotlib.animation as animation
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib import style
from matplotlib.backends.backend_wxagg \
import FigureCanvasWxAgg as FigCanvas, \
NavigationToolbar2WxAgg as NavigationToolbar
import EMG

global xdata,ydata
xar2,yar2= [],[]

class CalcFrame(EMG.EMG):

    def __init__(self, parent):
        style.use('fivethirtyeight')
        EMG.EMG.__init__(self, parent)

    def clickButton( self, event ): // Función para iniciar la recepción de datos a un click
        ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', baudrate=9600)
        globals().update(xdata=[],ydata=[])
        self.cortar.Enable(True)
        self.maximo.Enable(True)
        self.minimo.Enable(True)
        cantdatos=self.m_textCtrl5.GetValue()
        cantdatos = int(cantdatos)
        self.maximo.SetRange(1,cantdatos-1)
        self.minimo.SetRange(0,cantdatos-2)
        self.fig, ax = plt.subplots(figsize=(18, 4), dpi=60)
        ln, = plt.plot(xdata, ydata, 'r', animated=True)
        self.canvas = FigCanvas(self.graph1, wx.ID_ANY, self.fig)

    def init(): // inicialización de la grafica
        ax.set_xlim(0, cantdatos)
        ax.set_ylim(-0.1, 0.5)
```

```

return In,

def update(frame):// función para actualizar la grafica
    ser.writelines('A') // envia el carácter 'A' al microcontrolador para solicitar dato de ADC
    rawString = ser.readline()
    dato = float(rawString)/1024
    print("recibo: ",dato)
    xdata.append(frame)//actualize frame, grafica dinamica
    ydata.append(dato)
    In.set_data(xdata, ydata)
    return In,

ani = animation.FuncAnimation(self.fig, update, frames=cantdatos, init_func=init,
    blit=True, repeat=False)
plt.show() // comando para iniciar grafica con los datos recibidos

def cutButton( self, event ): // function para recortar la señal electromiográfica recibida
    self.nombreArchivo.Enable(True)
    self.save.Enable(True)
    self.m_textCtrl5.Enable(False)
    self.start.Enable(False)

    maxi = self.maximo.GetValue()
    maxi= int(maxi)
    mini=self.minimo.GetValue()
    mini=int(mini)
    valores=np.arange(mini,maxi+1)
    if maxi<mini:
        self.Mensaje('Ingrese Limites Validos', 'Error De Limites', wx.OK | wx.ICON_ERROR)
    else:
        xar2 = xdata[mini:maxi+1]
        yar2 = ydata[mini:maxi+1]
        self.fig2 = plt.figure(figsize=(18, 4), dpi=60)
        self.ax2 = self.fig2.add_subplot(1, 1, 1)
        self.ax2.plot(xar2,yar2 , 'r')
        self.canvas = FigCanvas(self.graph2, wx.ID_ANY, self.fig2)
        plt.close()

def GuardarButton( self, event ):// función para almacenar los datos de la señal
    archivo=self.nombreArchivo.GetValue()
    save='./DataSave/'+archivo
    self.minimo.Enable(False)
    self.maximo.Enable(False)
    self.cortar.Enable(False)
    self.nombreArchivo.Enable(False)
    self.save.Enable(False)
    ofile = open(save, 'wb');
    writer = csv.writer(ofile, delimiter=',', quotechar=' ', quoting=csv.QUOTE_ALL)

```

```

maxi = self.maximo.GetValue()
maxi = int(maxi)
mini = self.minimo.GetValue()
mini = int(mini)
xar2 = xdata[mini:maxi + 1]
yar2 = ydata[mini:maxi + 1]
for c in range(len(xar2)):
    writer.writerow([c, yar2[c]])
if c==max(range(len(xar2))):
    self.minimo.Enable(True)
    self.maximo.Enable(True)
    self.cortar.Enable(True)
    self.nombreArchivo.Enable(True)
    self.save.Enable(True)
    self.start.Enable(True)
    self.m_textCtrl5.Enable(True)

# put a blank string in text when 'Clear' is clicked
def clearFunc(self, event):
    self.text.SetValue(str(""))

def Mensaje(self, msg, title, style):
    dlg = wx.MessageDialog(parent=None, message=msg,caption=title, style=style)
    dlg.ShowModal()
    dlg.Destroy()

def OnCalculate(self, event):
    print "%s" % self.m_value1.GetValue()
    return

//commandos para iniiar la interfaz grafica
app = wx.App(False)
frame = CalcFrame(None)
frame.Show(True)
app.MainLoop()

```

### Código Implementado En El microcontrolador

```

const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is attached to
void setup() {
    // inicializa la comunicación serial a 9600 bps
    Serial.begin(9600);
}

void loop() {

```

```
// si el buffer de la transmisión serial se encuentra vacío, lee en dato de entrada
if (Serial.available()) {
char inByte = Serial.read();
if (inByte=='A'){// si en dato de entrada es el carácter 'A'
    int sensorValue = analogRead(analogInPin);// realiza la lectura del valor analógico sobre el
pin A0
    Serial.println(sensorValue);//envía el dato por el puerto serial
}
}
}
```

