

2021



IBEROAMERICANA
CORPORACIÓN UNIVERSITARIA

**VALIDACIÓN DE UN MODELO MATEMÁTICO DE PRODUCCIÓN VOCAL
A TRAVÉS DE MEDIDAS FISIOPATOLÓGICAS AERODINÁMICAS,
BIOMECÁNICAS Y ACÚSTICAS ASOCIADAS A CARGA VOCAL**

Autor:

Carlos Alberto Calvache Mora

Facultad:

Ciencias de la Salud

Programa:

Fonoaudiología

Grupo de investigación:

Desarrollo y discapacidad de la
comunicación interpersonal -estudio y
abordaje



IBEROAMERICANA
CORPORACIÓN UNIVERSITARIA

VALIDACIÓN DE UN MODELO MATEMÁTICO DE PRODUCCIÓN VOCAL A
TRAVÉS DE MEDIDAS FISIOPATOLÓGICAS AERODINÁMICAS,
BIOMECÁNICAS Y ACÚSTICAS ASOCIADAS A CARGA VOCAL

VALIDATION OF A MATHEMATICAL MODEL OF VOCAL PRODUCTION
THROUGH AERODYNAMIC, BIOMECHANICAL, AND ACOUSTIC
MEASURES ASSOCIATED WITH VOCAL LOAD

Carlos Alberto Calvache Mora Flgo, MSc
Corporación Universitaria Iberoamericana

Diciembre de 2021

Resumen

El presente informe de investigación presenta la afinación paramétrica del modelo matemático de producción vocal referenciado en este trabajo de investigación. Se realiza a través de métodos metaheurísticos comprensivos, teniendo en cuenta la reconstrucción física del comportamiento de los pliegues vocales, para estimar el estrés de impacto durante la fonación. El desarrollo de esta investigación contribuye no sólo a la comprensión de la biomecánica y la fisiología involucrada con la producción de la voz, sino también, a la definición de parámetros para la caracterización de un fonotrauma y los mecanismos fisiopatológicos asociados a la carga vocal, lo cual abre un camino a futuro para la construcción de dispositivos desde la ingeniería que permitan establecer medidas objetivas relevantes para el diagnóstico de personas con alteraciones de la voz, proceso que contempla una fase posterior a este proyecto. Este informe únicamente contempla el reporte de afinación paramétrica, la descripción del modelo y su validación serán presentadas en un artículo de investigación producto de este proyecto.

Palabras Clave:

Modelo Biomecánico; Voz; Producción vocal; Parámetros; Carga Vocal

Abstract

The present research report presents the parametric tuning of the mathematical model of vocal production referenced in this research work. It is performed through comprehensive metaheuristic methods, taking into account the physical reconstruction of the behavior of the vocal folds, to estimate the impact stress during phonation. The development of this research contributes not only to the understanding of the biomechanics and physiology involved in voice production, but also to the definition of parameters for the characterization of phonotrauma and the pathophysiological mechanisms associated with vocal load, which opens a future path for the construction of devices from engineering that allow

establishing relevant objective measures for the diagnosis of people with voice alterations, a process that contemplates a later phase of this project. This report only contemplates the parametric tuning report, the description of the model and its validation will be presented in a research article resulting from this project.

Key Words:

Biomechanical model; Voice; Voice Production; Parameters; Vocal Load

Índice

Introducción	6
Capítulo I - Fundamentos Teóricos	9
Capítulo II- Aplicación y Desarrollo	12
<i>Modelo para representar el estrés de impacto en los pliegues vocales</i>	12
<i>Método de síntesis paramétrica</i>	15
Capítulo III- Resultados	17
Capítulo III- Discusión	20
Referencias	21

Introducción

En la literatura existen diferentes modelos matemáticos para representar y simular el movimiento de los pliegues vocales, así como las formas de onda resultantes de su oscilación al momento de producir sonido. La mayoría de los modelos diseñados son evaluados mediante simulaciones y su similitud con la realidad de las características clínicas de un paciente, sin embargo, no todos los modelos han sido evaluados y comparados clínicamente, de ahí la importancia del presente proyecto.

El objetivo final del modelado en la producción vocal ha sido no sólo comprender el comportamiento cinemático de las cuerdas vocales. A través del reconocimiento de los parámetros relacionados con los desplazamientos y la geometría de las cuerdas vocales, en relación con el comportamiento aerodinámico, se han podido establecer elementos sustanciales para el diagnóstico clínico de las patologías vocales. Algunos parámetros que son difíciles o actualmente imposibles de medir clínicamente, pueden ser estimados a través de modelos numéricos que proporcionan una serie de señales y datos sincrónicos (Hadwin et al., 2016), por ejemplo la estimación de las fuerzas de impacto durante la colisión de las cuerdas vocales al llegar a la línea media, y el cálculo de la presión intraglótica. Otros modelos de elementos fijos también ayudan actualmente a caracterizar los comportamientos hiperfuncionales en el uso de la voz y a clasificarlos en fonotraumáticos y no fonotraumáticos (Hillman et al., 2020), contemplando parámetros a partir del uso de métodos complementarios y de estimación a través de señales recogidas por acelerómetros correlacionados con transductores de presión, transductores de flujo de aire, micrófonos y/electrodos de superficie del cuello (Cortés et al., 2018; Espinoza et al., 2020; Fryd et al., 2016; Mehta et al., 2012, 2015; Van Stan et al., 2015).

Existe una brecha en la conceptualización biomecánica de la producción de la voz y la comprensión de las manifestaciones clínicas de los pacientes, aspecto que repercute en los procesos de rehabilitación de la voz por parte de un profesional de la salud. En este campo se ha tratado

de explicar la física de la voz durante mucho tiempo al intentar replicar los procesos implicados en la producción de la voz. Este proceso se llama modelado. Los hallazgos de esta rama de investigación no siempre son familiares para muchos grupos profesionales que tienen que ver con la voz, como los Fonoaudiólogos y los médicos otorrinolaringólogos. La razón radica en el hecho de que algunos de ellos contienen descripciones matemáticas y físicas muy complejas que no siempre se pueden entender rápidamente (Schwarz et al., 2016).

Ahora bien, teniendo en cuenta que el presente informe de investigación, presenta la afinación paramétrica de un modelo, es importante mencionar que, en el marco de la investigación aplicada a los modelos vocales, se han encontrado muy pocas contribuciones. En la literatura, se evidencian algunos trabajos de estimación paramétrica, como el propuesto por Zhang et al., 2020, donde se presenta un método de optimización matemática para ajustar los parámetros de un modelo vocal tridimensional para reproducir la dinámica de las cuerdas vocales mediante la evaluación de los parámetros biomecánicos (presión, tensión y masas). Por otro lado, Lee et al., 2018, presenta una estimación computacional de los parámetros de forma del tracto vocal utilizando el análisis de síntesis con datos acústicos como entrada para optimizar iterativamente los parámetros de forma.

Es importante mencionar que, a la fecha de este estudio, no se han encontrado en la revisión aplicaciones de este tipo hacia la comprensión de los procesos aerodinámicos involucrados con la producción vocal. Una forma de afinar las salidas de un modelo es mediante la creación de algoritmos que permitan la convergencia de valores que resulten en la estabilidad del modelo. Nuestro método de optimización se basa en métodos metaheurísticos para el ajuste paramétrico de un modelo de producción vocal. El presente trabajo pretende mostrar una síntesis paramétrica de un modelo de producción vocal de tipo masa-resorte en interacción con la presión subglótica. Este ajuste paramétrico se realiza sobre señales construidas a partir de datos reales identificados. Nos basamos específicamente en un modelo biomecánico para representar la

tensión de impacto durante la colisión de las cuerdas vocales durante la fonación; este modelo se basa en la propuesta conceptual para la medición de dichas fuerzas de impacto bajo un modelo Hertz publicado por (J Horáček et al., 2005).

Objetivo:

Realizar un ajuste paramétrico a un modelo de producción vocal, a través de métodos metahurísticos exhaustivos, con el fin de reconstruir el comportamiento físico de las cuerdas vocales, para estimar la tensión de impacto durante la fonación.

1. Capítulo I - Fundamentos Teóricos

La biomecánica es un área de conocimiento interdisciplinaria que estudia los fenómenos naturales del cuerpo humano, como consecuencia de sufrir la aplicación de fuerzas de diverso origen (Galindo et al., 2017). Uno de estos enfoques es el uso de modelos de elementos agrupados que pueden imitar y predecir fenómenos físicos complejos. El modelado biomecánico ofrece la capacidad de obtener información en fenómenos físicos que no se pueden observar directamente. Desde un punto de vista físico, la voz es el resultado de una interacción compleja entre flujo de aire, oscilación de las cuerdas vocales y la producción de ondas acústica (Link et al., 2009). La suposición actual es que la señal acústica del sonido resulta de una combinación de 3 componentes principales, que pueden variar en su porcentaje del sonido total y tener su intensidad máxima en los rangos de frecuencia típicos (Alipour et al., 2011): (1) El componente de sonido relacionado con el flujo de aire; (2) el componente de sonido inducido por el vórtice; y (3) el componente de sonido inducido por vibración.

En el estudio científico de la voz, se han reportado múltiples modelos numéricos para representar y simular la producción vocal desde los tres componentes mencionados anteriormente: modelos creados para caracterizar la respuesta modal de los pliegues vocales (D A Berry et al., 1994); modelos donde se identifica las interacciones no lineales entre fluido-tejido-sonido (Erath et al., 2011; Titze, 2008; Zanartu et al., 2007); modelos creados para explicar la colisión entre los pliegues vocales durante su oscilación (David A. Berry et al., 2006; Gunter, 2004; J Horáček et al., 2005; Story & Titze, 1995; Tao & Jiang, 2007); modelo numérico tridimensional, prueba que las diferencias entre los hablantes masculinos y femeninos en la estructura y función laríngeas contribuyen a la mayor incidencia de nódulos vocales en los hablantes femeninos (Dejonckere & Kob, 2009); modelos de elementos de bajo agrupamiento de las cuerdas vocales para evaluar las suposiciones prevalecientes sobre los mecanismos físicos que subyacen al papel de la Voz Hiperfuncional

compensatoria en los trastornos de la voz fonotraumática (Galindo et al., 2017)

El estudio de la producción fisiológica de la voz ha sido un punto de atención importante para clínicos y para ingenieros de diferentes áreas, desde el estudio de los fenómenos físicos involucrados, teniendo en cuenta la prevalencia de alteraciones vocales que comúnmente padecen los denominados profesionales de la voz (Vilkman, 2004). Las alteraciones de la voz habitualmente producen lesiones estructurales en los pliegues vocales como nódulos, pólipos, quistes, como consecuencia de los cambios en la biomecánica fonatoria y en general de toda la fisiología vocal, suponiendo como principal causa el abuso y mal uso de la voz que llevan a la hiperfunción (Mehta et al., 2015).

En la literatura se pueden encontrar diferentes técnicas de optimización, entre las que destacan las siguientes (1) Optimización no restringida, que consiste en un enfoque analítico y un enfoque algorítmico (Hastie et al., 2009a; Osman y Kelly, 1996; Rothlauf, 2011); (2) Optimización restringida - caso lineal que consiste en modelos de programación lineal y modelos de programación entera y binaria (Belacelet et al., 2014; Foroozandeh et al., 2020; Mc Garvey et al., 2016); (3) Optimización restringida - caso no lineal que consiste en condiciones de Karush-Khun-Tucker, máquinas de vectores de soporte, condiciones KKT, hiperplanos de clasificación relajados (suaves), transformaciones polinómicas en la máquina de vectores de soporte (Ghosh et al., 2019; Kronqvist et al., 2018; Rahman et al., 2021; Wang et al., 2020); y optimización combinatoria metaheurística (Rayward-Smith et al., 1996; Rothlauf, 2011), que consisten en problemas de optimización combinatoria, análisis de la complejidad de los algoritmos, análisis cluster (Algoritmos combinatorios) y metaheurísticas (Temple simulado, búsqueda tabú y algoritmos genéticos) (Garey y Johnson, 1990; Hastie et al., 2009b; Reeves, 1993).

Uno de los algoritmos más utilizados para afinar la respuesta de un modelo es la implementación de modelos basados en la sintonía mediante algoritmos combinatorios (de Castro y Juan Saldarriaga,2005), que forman parte de los algoritmos metaheurísticos (Bernstein, 2005; Mohammad et al., 2006; Morton y Mareels, 2000). Estos algoritmos suelen ser algo triviales, pero se utilizan con frecuencia, y consisten en enumerar sistemáticamente todos los posibles candidatos a la solución de un problema, para comprobar si ese candidato satisface la solución del problema. Este algoritmo se suele utilizar cuando el número de soluciones candidatas no es grande, o cuando se puede reducir previamente utilizando algún otro método heurístico (Radhika y Chaparala, 2018; Rao, 2019).

Capítulo II- Aplicación y Desarrollo

Para obtener buenas soluciones, cualquier algoritmo de búsqueda debe establecer un equilibrio adecuado entre dos características del proceso. En primer lugar, está la intensificación, que es la cantidad de esfuerzo gastado en la búsqueda en la región definida (explotación del espacio). Luego está la diversificación, que se refiere a la cantidad de esfuerzo gastado en la búsqueda en regiones distantes del espacio (exploración) (Blum y Roli, 2003; Johnson, 2008).

El equilibrio entre la intensificación y la diversificación es necesario para identificar regiones del espacio con soluciones de buena calidad y no consumir demasiado tiempo en regiones del espacio poco prometedoras o ya exploradas. Por ello, la metaheurística aplica diferentes estrategias para obtener un buen equilibrio entre intensificación y diversificación (Johnson, 2008; Lin et al., 2012). Las heurísticas constructivas son más rápidas, pero dan soluciones de peor calidad que la búsqueda basada en trayectorias (Abedinnia et al., 2016; Bräselet et al., 1993). Ambos son procesos de búsqueda realizados sobre un espacio de soluciones al problema. En los métodos constructivos, el espacio es de soluciones parciales, mientras que en la búsqueda de trayectorias y poblaciones es de soluciones completas (candidatas). En este último caso, el espacio de búsqueda suele ser de tamaño exponencial con respecto al tamaño del problema (Gendreau y Potvin, 2010).

Modelo para representar el estrés de impacto en los pliegues vocales

Se toma como base el modelo de auto-oscilación de las cuerdas vocales presentado por (Jaromír Horáček et al., 2007; Jaromith Horáček et al., 2005). Se trata de un modelo informático aeroelástico bidimensional desarrollado con el modelo de Hertz de fuerzas de impacto para colisiones de cuerdas vocales (Horacek et al., 2009), para estudiar las magnitudes máximas de estrés de impacto (IS) durante un periodo de

vibración de las cuerdas vocales. Este modelo representa una sola cuerda vocal, asumiendo la simetría de la glotis, teniendo en cuenta que el objetivo es modelar las propiedades de una laringe normal y sana. El modelo ha sido probado y se ha comprobado que los valores se corresponden bien con los obtenidos con sujetos vivos y con laringes extirpadas (Jaromír Horáček et al., 2007; Jaromith Horáček et al., 2005).

La figura 1 muestra un esquema del modelo, representado como un sistema dinámico de dos grados de libertad, con tres masas equivalentes que vibran sobre dos muelles y amortiguadores para las fases de apertura y cierre de la glotis.

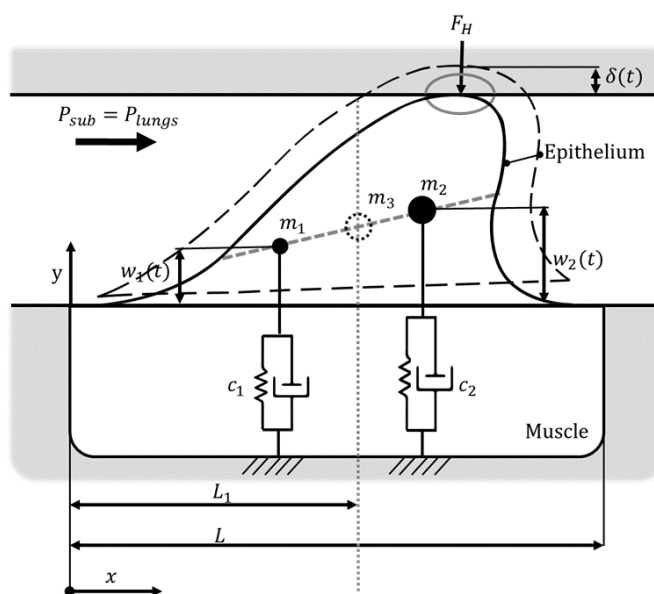


Figura 1. Movimiento del pliegue vocal representado por los desplazamientos de las masas y aparición de fuerzas de impacto (FH)

El movimiento se representa mediante la rotación y la traslación de elementos agrupados en forma de pliegue vocal. A continuación, se ofrece una breve descripción del modelo. El modelo no considera ninguna interacción con el tracto vocal. Las auto-oscilaciones son excitadas por fuerzas aerodinámicas no lineales y fuerzas de colisión superpuestas a la carga de presión pulmonar estática (Plung) cuando la glotis está cerrada. Una función de forma parabólica $a(x)$ aproxima la geometría de las

cuerdas vocales y define el abombamiento y la curvatura de las superficies de impacto en el punto de contacto. En el modelo de impacto de Hertz, se consideró el módulo de Young, $E=8\text{kPa}$ y la relación de Poisson, $\nu= 0,4$ para el tejido de las cuerdas vocales. La ecuación de movimiento para el modelo de cuerdas vocales de dos grados de libertad puede escribirse como:

$$M\ddot{V} + B\dot{V} + KV + F = 0$$

Donde se introdujeron los siguientes vectores de fuerza de excitación y desplazamiento:

$$V = \begin{bmatrix} V_1(t) \\ V_2(t) \end{bmatrix}, F = \begin{bmatrix} F_1(t) \\ F_2(t) \end{bmatrix}$$

Y donde M; B; K son las matrices de una estructura de masa, muelle y amortiguador:

$$M = \begin{bmatrix} -lm_1 & m_1 + \frac{m_3}{2} \\ lm_2 & m_2 + \frac{m_3}{2} \end{bmatrix},$$

$$B = \epsilon_1 M + \epsilon_2 K,$$

$$K = \begin{bmatrix} -c_1 l & c_1 \\ c_2 l & c_2 \end{bmatrix}$$

La matriz de amortiguación B representa un modelo de amortiguación estructural proporcional; ϵ_1 y ϵ_2 son constantes ajustadas según las relaciones de amortiguación deseadas para los dos modos naturales de vibración del sistema. La estructura de las matrices M y K representan un acoplamiento de masas causado por la masa m_3 , que generalmente está en el sistema, aunque $F= 0$. La velocidad del flujo de aire entrante U_0 y la presión subglótica (P_{sub}) a la entrada de la región glótica ($x = 0$) están relacionadas con la presión pulmonar (P_{lung}). El factor $g(t)$ es la anchura glótica variable en el tiempo. Se considera un fluido incompresible no

viscoso con la densidad del aire. Las tres masas equivalentes m_1 , m_2 y m_3 se han calculado a partir de las propiedades del tejido de las cuerdas vocales (densidad $\rho = 1,2 \text{ kg/m}^3$, espesor $L = 6,8 \text{ mm}$, longitud $h = 10 \text{ mm}$) y de la geometría de las cuerdas vocales dada por la función $a(x) = 1,858x - 159,86x^2$ [m]. La anchura glótica prefonatoria ($g_0 = g(0)$) se varió en un rango de 0,2-0,5 mm.

Método de síntesis paramétrica

Los parámetros a los que se aplica el algoritmo de ajuste son los coeficientes de elasticidad c_1 y c_2 , y los coeficientes de amortiguación 1 y 2. Estos parámetros correlacionan directamente las matrices del modelo masa-mecánico del pliegue vocal y nos permiten modular la composición de los pliegues a un comportamiento deseado. El comportamiento obtenido del sistema vocal para cada ciclo de simulación se compara con un comportamiento deseado previamente definido en condiciones normales. Se calculan algunas características de la señal como el periodo T , la amplitud del pico positivo $A_{\text{max-p}}$, la amplitud del pico negativo $A_{\text{max-n}}$, el área de la sección positiva $A_{\text{r-p}}$ y el área de la sección negativa $A_{\text{r-n}}$.

El algoritmo determina en qué punto se detiene la simulación evaluando los errores entre las características anteriores de las señales obtenidas y las deseadas. Hemos definido un margen de error de al menos el 10% sobre el cual, el algoritmo decidirá si detener la búsqueda metaheurística o actualizar los datos a nuevas combinaciones y reiniciar la simulación de nuevo. El diagrama del sistema de ajuste paramétrico propuesto se muestra en la Figura 2

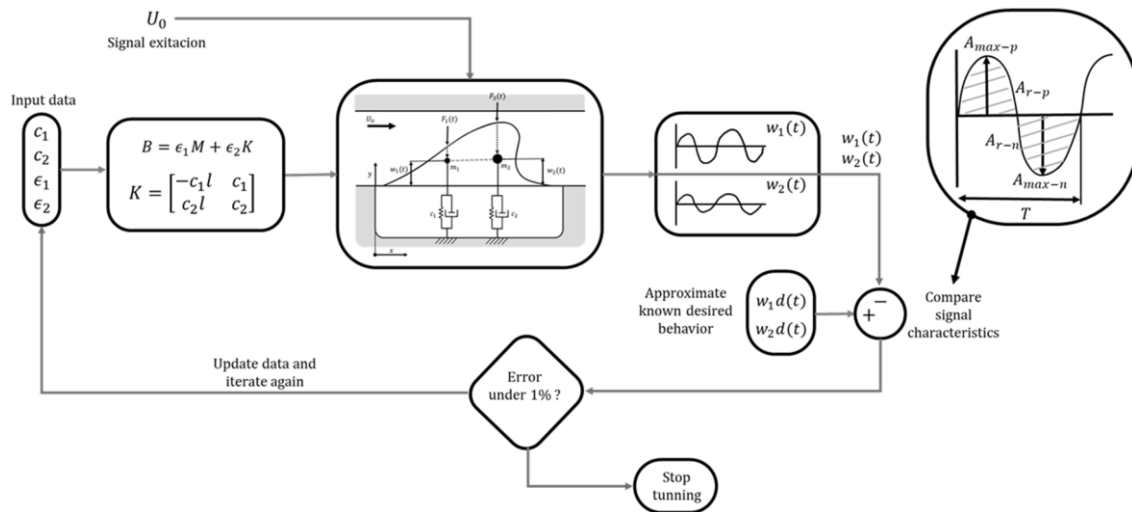


Figura 2. Proceso de sintonización del modelo

Capítulo III- Resultados

Al ejecutar el algoritmo de ajuste paramétrico, éste se detuvo después de aproximadamente 360000 iteraciones de combinaciones posibles para los coeficientes del modelo mecanicista vocal. En la figura 3 el resultado de este ajuste es evidente en los desplazamientos verticales de las masas equivalentes m_1 y m_2 del modelo vocal, al comparar las señales obtenidas W_1 y W_2 frente a las señales deseadas W_{1D} y W_{2D} . También se puede observar que entre las muestras 340000 360000 se aprecia un comportamiento similar entre las señales obtenidas (amarillo) y las señales deseadas (azul).

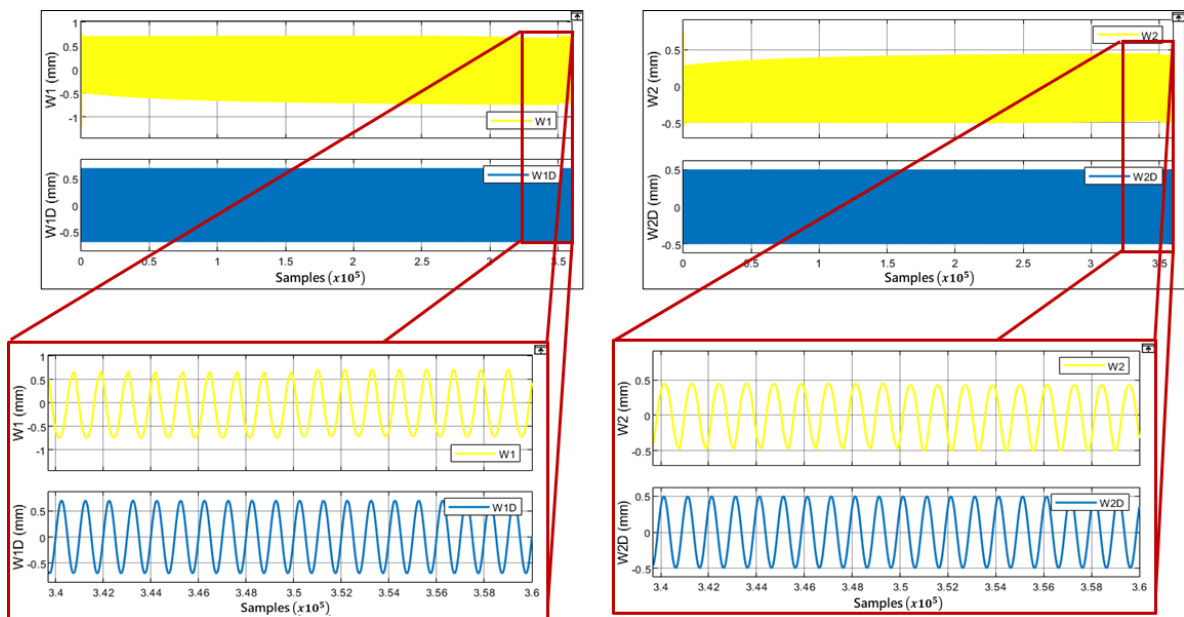


Figura 3. Procedimiento de ajuste de los desplazamientos verticales de las masas equivalentes m_1 y m_2 del modelo vocal mediante la comparación de las señales obtenidas W_1 y W_2 Vs. las señales deseadas W_{1D} y W_{2D}

El algoritmo detuvo las iteraciones cuando encontró que los errores de las características evaluadas en las señales eran menores o iguales al 10%. La Tabla I muestra los cambios paramétricos que sufrieron las variables de entrada durante la simulación. Es evidente que el parámetro e_1 no sufrió cambios a lo largo de la sintonía, ya que, por la naturaleza del

modelo mecánico, la dinámica se centra en las fuerzas producidas por los componentes viscosos y no tanto en la masa del pliegue.

samples	c1	c2	e1	e2
0	1,92E+13	4,50E+10	0,00	1,00E-04
100000	5,05E+12	1,18E+10	0,00	3,80E-04
200000	2,21E+12	5,18E+09	0,00	8,70E-04
300000	1,23E+12	2,89E+09	0,00	1,56E-03
310000	1,17E+12	2,75E+09	0,00	1,64E-03
320000	1,11E+12	2,62E+09	0,00	1,72E-03
330000	1,06E+12	2,49E+09	0,00	1,81E-03
340000	1,01E+12	2,38E+09	0,00	1,89E-03
350000	9,70E+11	2,27E+09	0,00	1,98E-03
360000	1,93E+12	4,54E+09	0,00	3,31E-04

a

b

la 1. Ajuste de los parámetros del modelo mecánico de las cuerdas vocales

Asimismo, en la figura 4 se muestra el comportamiento de los errores a lo largo de la simulación, se puede observar que la simulación se detuvo cuando los errores alcanzaron el umbral permitido para detener la simulación. Es importante aclarar que, en el tiempo de procesamiento de la simulación, el ajuste fino tomó aproximadamente de 3.6 min a 5 min, esto se debe a que se utilizó un factor de paso de simulación fijo de 0.00001, considerando que las oscilaciones varían típicamente entre 100 Hz y 200Hz. Esto dependerá del tipo de voz: un análisis de las oscilaciones con frecuencias tan altas requiere una alta resolución de muestreo. De lo contrario, se perdería la calidad de las señales y no se podrían extraer las características, lo que haría que el algoritmo se ejecutara indefinidamente.

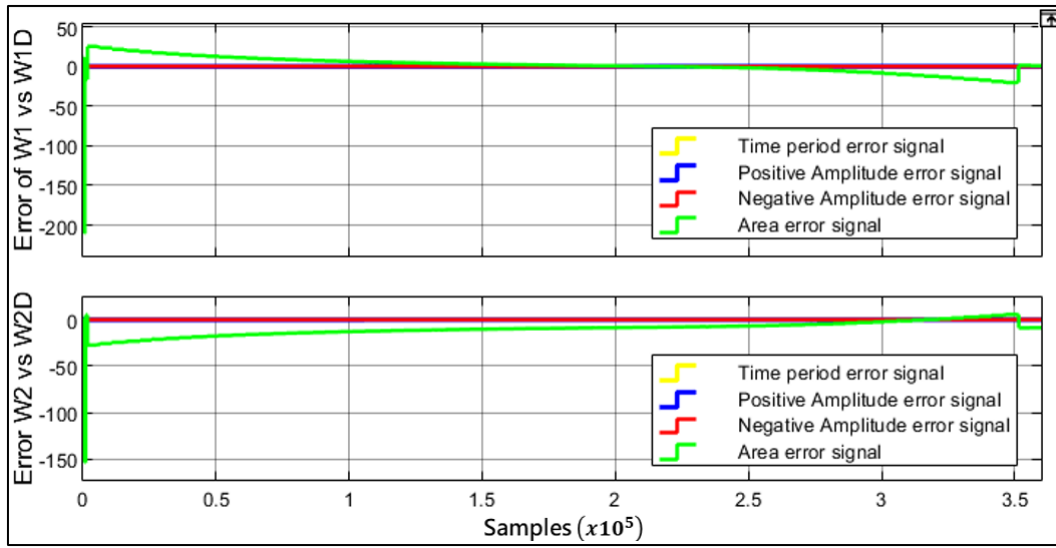


Figura 4. Señales de error de las características extraídas de las señales deseadas WD Vs. señales obtenidas W

Capítulo IV – Conclusiones

El rendimiento de la sintonización por métodos metaheurísticos fue adecuado para obtener el comportamiento deseado, los resultados son consistentes, pero consideramos que las condiciones de sintonización pueden ser mejoradas utilizando como referencia mediciones clínicas que tengan más peso para que el algoritmo pueda lograr un comportamiento del sistema vocal más similar a uno natural o clínicamente conocido. Como lo plantea (Dogninet al., 2000), la sintonización depende directamente de la complejidad del modelo, además, una sintonización óptima depende de las actuaciones de los hablantes masculinos y femeninos ya que se obtienen diferentes variaciones de los parámetros del modelo. Nuestros resultados se probaron con los parámetros de entrada de un hablante masculino, sin embargo, como se ha dicho, la sintonía difiere según el género porque son frecuencias diferentes.

En este trabajo se realizó una sintonía paramétrica de un modelo de producción vocal utilizando métodos metaheurísticos exhaustivos. La sintonía paramétrica permitió obtener una reconstrucción del comportamiento físico aproximado de las cuerdas vocales para estimar la tensión de impacto producida por las fuerzas de interacción entre las cuerdas vocales. Como parámetros de ajuste se utilizaron los coeficientes de amortiguación y de resorte.

Se utilizaron algunos criterios de detención del rendimiento en los que se compararon algunas características de error entre las señales deseadas y las obtenidas con un margen de error de al menos el 10%. Esta técnica explora secuencialmente los posibles valores para obtener los mejores resultados, y recorre adecuadamente el espacio de búsqueda para resolver problemas difíciles como la sintonización de un modelo de producción vocal. Los resultados obtenidos con esta técnica son adecuados, pero pueden mejorarse utilizando mediciones clínicas como referencia, ya que las condiciones deseadas se tomaron en su mayoría de la bibliografía.

Referencias

Agostini-Zampieron, Marcela, Consuelo Barlatey-Frontera, María Florencia Barlatey-Frontera, and Adriana Arca-Fabre. 2013. "Prevalencia de Disfonías Funcionales En Docentes Argentinos." *Atención Familiar* 20(3):81–85.

Alipour, Fariborz, Christoph Brücker, Douglas D. Cook, Andreas Gömmel, Manfred Kaltenbacher, Willy Mattheus, Luc Mongeau, Eric Nauman, Rüdiger Schwarze, Isao Tokuda, and Stefan Zörner. 2011. "Mathematical Models and Numerical Schemes for the Simulation of Human Phonation." 43(0):323–43.

Alipour, Fariborz, and Ronald C. Scherer. 2000. "Vocal Fold Bulging Effects on Phonation Using a Biophysical Computer Model." *Journal of Voice* 14(4):470–83.

Berry, D. A., H. Herzel, I. R. Titze, and K. Krischer. 1994. "Interpretation of Biomechanical Simulations of Normal and Chaotic Vocal Fold Oscillations with Empirical Eigenfunctions." *The Journal of the Acoustical Society of America* 95(6):3595–3604.

Calvache-Mora CA, Carlos Alberto. 2016. "Efectividad del calentamiento vocal fisiológico para cantantes." *Ciencias de la Salud* 14(3):367–79.

Calvache-Mora, Carlos A., and Marco Guzmán-Noriega. 2018. "Systematic Literature Review on Aerodynamic Measures of the Phonation." *Revista de Logopedia, Foniatria y Audiología*.

Calvache-Mora, Carlos A., and María A. Ríos-Ramírez. 2018a. "Bibliometric Analysis of the Scientific Production Found in Scopus and Web of Science about Physiological Vocal Rehabilitation." *Revista de Logopedia, Foniatria y Audiología*.

Calvache-Mora, Carlos A., and María A. Ríos-Ramírez. 2018b. "Bibliometric Analysis of the Scientific Production Found in Scopus and

Web of Science about Physiological Vocal Rehabilitation.” *Revista de Logopedia, Foniatria y Audiología*.

Calvache, Carlos, Marco Guzman, Marcelo Bobadilla, and Cori Bortnem. 2020. “Variation on Vocal Economy After Different Semiocluded Vocal Tract Exercises in Subjects with Normal Voice and Dysphonia.” *Journal of Voice* 34(4):582–89.

Castillo, Adrián, César Casanova, Daniel Valenzuela, and Sebastián Castañón. 2015. “Prevalencia de Disfonía En Profesores de Colegios de La Comuna de Santiago y Factores de Riesgo Asociados.” *Ciencia & Trabajo* 17(52):15–21.

Dejonckere, Philippe H., and Malte Kob. 2009. “Pathogenesis of Vocal Fold Nodules: New Insights from a Modelling Approach.” *Folia Phoniatica et Logopaedica* 61(3):171–79.

Döllinger, M., S. Kniesburges, M. Kaltenbacher, and M. Echternach. 2016. “Aktuelle Methoden Zur Modellierung Des Stimmgebungsprozesses.” *Hno* 64(2):82–90.

Erath, Byron D., Matias Zanartu, Sean D. Peterson, and Michael W. Plesniak. 2011. “Nonlinear Vocal Fold Dynamics Resulting from Asymmetric Fluid Loading on a Two-Mass Model of Speech.” *Chaos (Woodbury, N.Y.)* 21(3):33113.

Galindo, Gabriel E., Sean D. Peterson, Byron D. Erath, Christian Castro, Robert E. Hillman, and Matías Zañartu. 2017a. “Modeling the Pathophysiology of Phonotraumatic Vocal Hyperfunction with a Triangular Glottal Model of the Vocal Folds.” *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 60(9):2452–71.

Galindo, Gabriel E., Sean D. Peterson, Byron D. Erath, Christian Castro, Robert E. Hillman, and Matías Zañartu. 2017b. “Modeling the Pathophysiology of Phonotraumatic Vocal Hyperfunction with a Triangular Glottal Model of the Vocal Folds.” *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 60(9):2452–71.

Gunter, Heather E. 2003. "A Mechanical Model of Vocal-Fold Collision with High Spatial and Temporal Resolution." *The Journal of the Acoustical Society of America* 113(2):994–1000.

Guzman, Marco, Carlos Calvache, Fernanda Pacheco, Nicole Ugalde, Vasti Ortiz, Juan Del Lago, and Marcelo Bobadilla. 2020. "A Voice Rehabilitation Protocol with the Semioccluded Ventilation Mask in Subjects With Symptoms of Vocal Fatigue and Phonatory Effort." *Journal of Voice*.

Guzman, Marco, Carlos Calvache, Luis Romero, Daniel Muñoz, Christian Olavarria, Sofia Madrid, Miguel Leiva, and Cori Bortnem. 2015. "Do Different Semi-Occluded Voice Exercises Affect Vocal Fold Adduction Differently in Subjects Diagnosed with Hyperfunctional Dysphonia?" *Folia Phoniatica et Logopaedica* 67(2):68–75.

Guzman, Marco, and Carlos Alberto Calvache Mora. 2018. "Medidas Aerodinámicas de La Fonación: Bases Teóricas y Clínicas." *Areté* 18(2 Sup):1–10.

Guzman, Marco, Anne Maria Laukkanen, Petr Krupa, Jaromir Horáček, Jan G. Švec, and Ahmed Geneid. 2013. "Vocal Tract and Glottal Function during and after Vocal Exercising with Resonance Tube and Straw." *Journal of Voice* 27(4): 523.e19-523.e34.

Guzman, Marco, Patricio Saldivar, Rodrigo Pérez, and Daniel Muñoz. 2018. "Aerodynamic, Electrolottographic, and Acoustic Outcomes after Tube Phonation in Water in Elderly Subjects." *Folia Phoniatica et Logopaedica* 70(3–4):149–55.

Hillman, R. E., E. B. Holmberg, J. S. Perkell, M. Walsh, and C. Vaughan. 1989. "Objective Assessment of Vocal Hyperfunction: An Experimental Framework and Initial Results." *Journal of Speech and Hearing Research* 32(2):373–92.

Horáček, J., P. Šidlof, and J. G. Švec. 2005. "Numerical Simulation of Self-Oscillations of Human Vocal Folds with Hertz Model of Impact Forces." *Journal of Fluids and Structures* 20(6):853–69.

Hunter, Eric J., Ingo R. Titze, and Fariborz Alipour. 2004. "A Three-Dimensional Model of Vocal Fold Abduction/Adduction." *The Journal of the Acoustical Society of America* 115(4):1747–59.

Ishizaka, K., and J. L. Flanagan. 1972. "Synthesis of Voiced Sounds from a Two-Mass Model of the Vocal Cords." *Bell System Technical Journal* 51(6):1233–68.

Link, G., M. Kaltenbacher, M. Breuer, and M. Döllinger. 2009. "A 2D Finite-Element Scheme for Fluid-Solid-Acoustic Interactions and Its Application to Human Phonation." *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 198(41–44):3321–34.

Mehta, Daryush D., Jarrad H. Van Stan, Matías Zañartu, Marzyeh Ghassemi, John V Guttag, Víctor M. Espinoza, Juan P. Cortés, Harold A. Cheyne, and Robert E. Hillman. 2015. "Using Ambulatory Voice Monitoring to Investigate Common Voice Disorders: Research Update." *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 3(OCT):155.

Mokhtari, Parham, Brad Story, Paavo Alku, and Hiroshi Ando. 2018. "Estimation of the Glottal Flow from Speech Pressure Signals: Evaluation of Three Variants of Iterative Adaptive Inverse Filtering Using Computational Physical Modelling of Voice Production." *SPEECH COMMUNICATION* 104:24–38.

Preciado, J., C. Pérez, M. Calzada, and P. Preciado. 2005. "Frecuencia y Factores de Riesgo de Los Trastornos de La Voz En El Personal Docente de La Rioja. Estudio Transversal de 527 Docentes: Cuestionario, Examen de La Función Vocal, Análisis Acústico y Videolaringoestrosocopia." *Acta Otorrinolaringológica Española* 56(4):161–70.

Sadeghi, Hossein, Stefan Kniesburges, Manfred Kaltenbacher, Anne Schützenberger, and Michael Döllinger. 2019. "Computational Models of

Laryngeal Aerodynamics: Potentials and Numerical Costs.” *Journal of Voice* 33(4):385–400.

Samlan, Robin A., Brad H. Story, and Kate Bunton. 2013. “Relation of Perceived Breathiness to Laryngeal Kinematics and Acoustic Measures Based on Computational Modeling.” *Journal of Speech, Language, and Hearing Research: JSLHR* 56(4):1209–23.

Sánchez Galindo, Lida Cristina, and Claudia Patricia Ricaurte Rubio. 2009. “Prevalencia de Síntomas de La Voz y Factores Asociados En Trabajadores de La Central de Llamadas Fonosanitas.” [Http://Repository.Urosario.Edu.Co](http://Repository.Urosario.Edu.Co) 30.

de Souza, Carla Lima, Fernando Martins Carvalho, Tânia Maria de Araújo, Eduardo José Farias Borges dos Reis, Verônica Maria Cadena Lima, and Lauro Antonio Porto. 2011. “Factors Associated with Vocal Fold Pathologies in Teachers.” *Revista de Saude Publica* 45(5):914–21.

Van Stan, Jarrad H., Daryush D. Mehta, Steven M. Zeitels, James A. Burns, Anca M. Barbu, and Robert E. Hillman. 2015. “Average Ambulatory Measures of Sound Pressure Level, Fundamental Frequency, and Vocal Dose Do Not Differ between Adult Females with Phonotraumatic Lesions and Matched Control Subjects.” *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology* 124(11):864–74.

Tao, Chao, and Jack J. Jiang. 2007. “Mechanical Stress during Phonation in a Self-Oscillating Finite-Element Vocal Fold Model.” *Journal of Biomechanics* 40(10):2191–98.

Tao, Chao, Jack J. Jiang, and Yu Zhang. 2006. “Simulation of Vocal Fold Impact Pressures with a Self-Oscillating Finite-Element Model.” *The Journal of the Acoustical Society of America* 119(6):3987–94.

Titze, Ingo R. 1992. “Phonation Threshold Pressure: A Missing Link in Glottal Aerodynamics.” *Journal of the Acoustical Society of America* 91(5):2926–35.

Titze, Ingo R. 2008. "Nonlinear Source–Filter Coupling in Phonation: Theory." *The Journal of the Acoustical Society of America* 123(5):2733–49.

Trujillo Jaramillo, Lena Elizabeth. 2016. "Prevalencia y Caracterización de La Disfonía, En Operadores de Un Call Center En Bogotá Colombia."

Vilkman, Erkki. 2004. "Occupational Safety and Health Aspects of Voice and Speech Professions." *Folia Phoniatica et Logopaedica : Official Organ of the International Association of Logopedics and Phoniatics (IALP)* 56(4):220–53.

Zanartu, Matias, Luc Mongeau, and George R. Wodicka. 2007. "Influence of Acoustic Loading on an Effective Single Mass Model of the Vocal Folds." *The Journal of the Acoustical Society of America* 121(2):1119–29.