

Medidas aerodinámicas de la fonación

Bases teóricas y clínicas

Aerodynamic measurements of phonation: Theoretical and clinical basis



Marco Guzmán
Carlos Alberto Calvache Mora



VOCOLGYCENTER
todo comunica

ART Volumen 18 #2S julio - diciembre

Revista
ARETÉ
ISSN-I: 1657-2513 | e-ISSN: 2463-2252 *Fonoaudiología*

ID:**1657-2513.art.182S01

Title: Aerodynamic measurements of phonation

Subtitle: Theoretical and clinical basis

Título: Medidas aerodinámicas de la fonación

Subtítulo: Bases teóricas y clínicas

Alt Title / Título alternativo:

[en]: Aerodynamic measurements of phonation: Theoretical and clinical basis

[es]: Medidas aerodinámicas de la fonación: Bases teóricas y clínicas

Author (s) / Autor (es):

Guzmán & Calvache Mora

Keywords / Palabras Clave:

[en]: aerodynamic measures, subglottic pressure, transglottic flow, gottal resistance.

[es]: Medidas aerodinámicas, presión subglótica, flujo transglótico, resistencia glótica

Submitted:**2018-08-03

Accepted:**2018-11-21

Resumen

El presente artículo da cuenta de un método clínico de evaluación objetiva, funcional y no invasiva para obtener información acerca de la función vocal: las medidas aerodinámicas de la fonación. Estudio bibliográfico retrospectivo y observacional, se tuvieron en cuenta investigaciones, publicaciones de libros, tesis y monografías en inglés; fueron consultadas las bases de datos PubMed, Web of Sciences y Scopus, además de revistas especializadas de Voz, Fonoaudiología, Logopedia, Foniatría y Patología de Habla y Lenguaje. El análisis de la información se realizó bajo tres constructos semánticos: a) bases físicas de las medidas aerodinámicas; b) Medidas aerodinámicas de la fonación: flujo, presión y resistencia; y c) aplicaciones clínicas de las medidas aerodinámicas. Cada constructo presenta los aspectos relevantes de la búsqueda realizada, resaltando autores y gráficas explicativas que demuestran las bases teóricas y aplicaciones clínicas de las medidas aerodinámicas de la fonación. El conocimiento de estas medidas permite un entendimiento más profundo de aspectos fisiológicos y fisiopatológicos relacionados con la voz humana; la presión, el flujo y la resistencia se constituyen en medidas objetivas para valorarla.

Abstract

The present work aimed to provide knowledge about an objective clinical method for voice assessment to obtain information about vocal function: aerodynamic measurement of phonation. This is a retrospective-observational bibliographic study that included research articles, books, thesis, and dissertations in English. PubMed, Web of Sciences y Scopus databases were explored. Scientific journals related to speech-language pathology and phoniatrics were consulted. Analysis of information was carried out based on three semantic constructs: a) Physical basis; b) Aerodynamic measurements of phonation; and c) clinical applications of aerodynamic measures. Relevant aspects are presented for each semantic construct, highlighting authors and explanatory figures to demonstrate clinical applications of aerodynamic measures of phonation. The knowledge of these objective measurements allows a better and deeper understanding of physiologic and physiopathologic aspects related to the human voice; pressure, flow, and resistance constitute objective measures for voice assessment.

Citar como:

Guzmán , M. Calvache, C. A.,2018). Medidas aerodinámicas de la fonación: Bases teóricas y clínicas. Areté issn-l:1657-2513, 18 (2S), 1S - 10S. Obtenido de: <https://revistas.iberamericana.edu.co/index.php/arete/article/view/1427>

Marco **Guzmán**

Source | Filiación:

Universidad de los Andes de Chile, Fonoaudiólogo del Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Las Condes

BIO:

Docto en Vocología, University of Tampere, Finlandia, Especialista en vocología, University of Iowa y National Center for Voice and Speech, EEUU, Fonoaudiólogo, Universidad de Chile

City | Ciudad:

Chile[CI]

e-mail:

guzmann.marcoa@gmail.com

Carlos Alberto **Calvache Mora**

Source | Filiación:

Corporación Universitaria Iberoamericana, Vocology Center

BIO:

Magistes en Comunicación - Educacion, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; Vocologo, Universidad de Chile; Fonoaudiólogo, Corporación Universitaria Iberoamericana

City | Ciudad:

Bogotá (CO)

e-mail:

carlos.calvache@ibero.edu.co

Medidas aerodinámicas de la fonación

Bases teóricas y clínicas

Aerodynamic measurements of phonation: Theoretical and clinical basis

Marco **Guzmán**
Carlos Alberto **Calvache Mora**

Introducción

Conjuntamente con el análisis acústico de la voz y la electroglotografía, las medidas aerodinámicas de la fonación constituyen un método clínico de evaluación objetiva, funcional y no invasiva para obtener información acerca de la función vocal. El procedimiento de obtención de esas medidas, al igual que los dos exámenes señalados, es normalmente realizado en la clínica por los fonoaudiólogos, logopedas o foniatras. Las principales medidas aerodinámicas de la fonación son: presión, flujo y resistencia.

El conocimiento teórico y la aplicación clínica de las medidas aerodinámicas de la fonación son de relevancia para poder entender con mayor profundidad los fenómenos fisiológicos y fisiopatológicos que ocurren en la producción de la voz humana. De esta manera poder incluir estos elementos en la planificación terapéutica o intervención médica en sujetos con alteraciones de la voz.

El propósito del presente artículo es mostrar la información disponible en la literatura en relación a las bases teóricas y aplicación clínica de las medidas aerodinámicas de la fonación. Se excluye del presente artículo información vinculada con el uso de estas medidas en la investigación. Esto último será abordado en un artículo posterior.

Medidas aerodinámicas de la fonación

Bases teóricas y clínicas

Método

Se realizó una búsqueda de datos bibliográficos de investigaciones, publicaciones de libros, tesis y monografías en inglés; fueron consultadas las bases de datos PubMed, Web of Sciences y Scopus, además de revistas especializadas de Voz, Fonoaudiología, Logopedia, Foniatría y Patología de Habla y Lenguaje. Se tuvo en cuenta una ventana temporal de análisis entre 2005 y 2017 y libros especializados en el área-objeto del presente artículo de conceptualización. Las palabras clave utilizadas en la documentación y búsqueda fueron “medidas aerodinámicas”, “presión subglótica”, “flujo transglótico”, “resistencia glótica”.

El análisis de la información se realizó bajo tres constructos semánticos: a) bases físicas de las medidas aerodinámicas; b) Medidas aerodinámicas de la fonación: flujo, presión y resistencia; y c) aplicaciones clínicas de las medidas aerodinámicas. Cada constructo presenta los aspectos relevantes de la búsqueda realizada, resaltando autores, y gráficas explicativas, que demuestran las bases teóricas y aplicaciones clínicas de las medidas aerodinámicas de la fonación.

Resultados

La revisión de la literatura entrega la pesquisa realizada de los tres constructos semánticos indagados y presentados en la metodología. También se entrega información relacionada con los procedimientos prácticos necesarios, para la toma de las muestras de voz. Finalmente, se plantean aplicaciones clínicas de las medidas aerodinámicas de la fonación y unas conclusiones que sintetizan la perspectiva de los autores frente al tema presentado.

Flujo

La medida de flujo de aire considera, a su vez, dos parámetros: el volumen de flujo y el promedio de velocidad de flujo. El volumen de flujo es la cantidad total de aire utilizada durante una tarea de habla y es medido en litros (lt) o mililitros (ml). Cuando el volumen es medido durante la producción de una fonación sostenida al máximo de tiempo posible, es llamado volumen fonatorio. En adultos, el volumen fonatorio normal es de 1500-4000 ml, dependiendo del género y talla del paciente (Stemple, 2015; Colton, Casper & Leonard, 2005). Para medir el volumen fonatorio, el paciente debe tomar la inspiración más profunda posible y luego sostener lo más establemente posible una vocal.

El segundo parámetro relacionado con el flujo es el promedio de la velocidad de flujo, el cual se define como la velocidad con que el aire pasa entre los pliegues vocales durante la fonación y es medido en litros por segundo (l/seg) o mililitros por segundo (ml/seg). El promedio normal para este parámetro se encuentra entre 80 y 200 ml/seg en los adultos (Stemple, 2015; Colton, Casper & Leonard, 2005). El promedio de velocidad de flujo tiene mayor relevancia clínica y fisiológica que el volumen de flujo ya está íntimamente relacionado con las características de válvula de la laringe, y por lo tanto con el grado de aducción de los pliegues vocales.

El instrumento utilizado para medir la velocidad de flujo de aire durante la fonación es el neumotacómetro (medidor de velocidad de aire). La toma de muestras es realizada con una máscara puesta sobre la cara del paciente (Figura 1).

Figura 1: Equipos para la realización del examen de las medidas aerodinámicas de la fonación



Esta máscara debe cubrir la boca y la nariz y además debe estar totalmente sellada para evitar el escape de aire y posibles errores en la obtención de datos. El paciente debe ser instruido en la producción de una voz natural y cómoda durante la realización de la maniobra para evitar que el efecto sonoro de la máscara produzca cambios en las características de la voz durante el examen (Smitheran & Hixon, 1981; Behrman, 2013).

Los pacientes con incompetencia glótica (hipoaducción) pueden presentar valores muy altos de promedio de velocidad de flujo (400-600 ml/seg). Los pacientes con hiperfunción glótica severa (hiperaducción) o fonación con *vocal fry* pueden presentar promedios de velocidad de flujo muy bajos (10-15 ml/seg) (2).

Pacientes con alteraciones de origen neurológico pueden mostrar un flujo irregular e inestable (Stemple, 2015; Colton, Casper & Leonard, 2005). Los valores de flujo también suelen cambiar al comparar condiciones pre y post terapia vocal (Figura 3).

Figura 2: Este gráfico muestra como el flujo de aire transglótico (línea roja) aumenta desde una fonación apretada (izquierda), pasando por una fonación normal (tercio medio) y llegando a una fonación soplada (tercio derecho). A medida que disminuye la resistencia (aducción) de los pliegues vocales, el flujo de aire incrementa entre ellos.

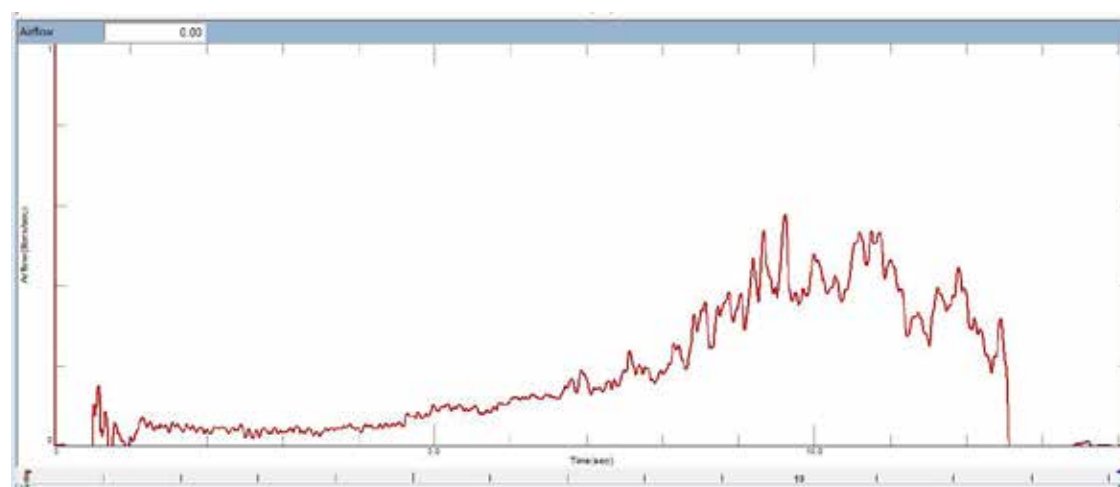
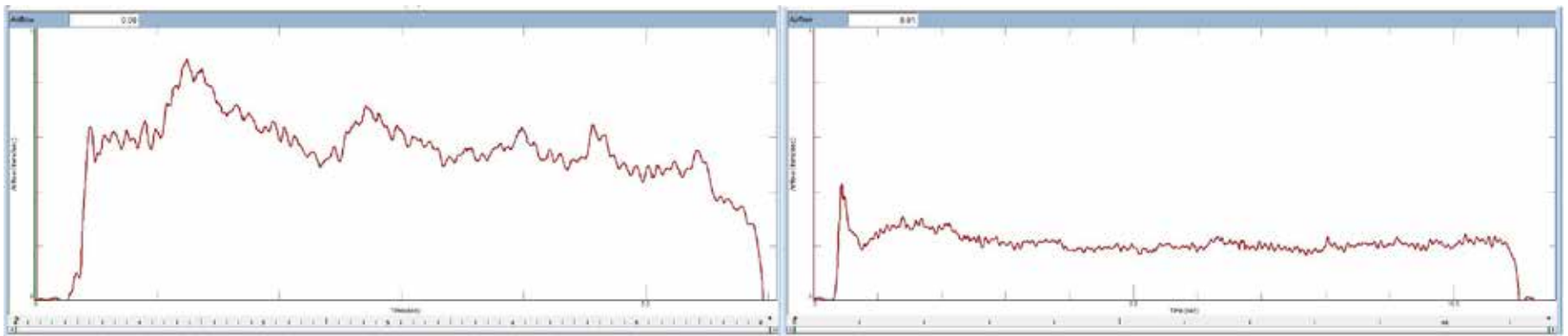


Figura 3: Gráficos representativos de la disminución de la velocidad de flujo después de la terapia vocal.

A la izquierda (pre-terapia) se ve un mayor flujo que en el gráfico de la derecha (post-terapia).

Obtención del flujo

Los valores promedios de velocidad de flujo transglótico pueden ser obtenidos durante un tiempo determinado de fonación. Las tareas fonatorias comúnmente utilizadas son: vocal mantenida por algunos segundos, leer un texto, hablar, o cantar una canción. Como se señaló anteriormente, una muestra de flujo transglótico se obtiene cubriendo la boca del paciente con una máscara, la cual recibe el flujo de aire (Figura 1).

Este flujo de aire es captado finalmente por un transductor que convierte la energía aerodinámica del flujo en un voltaje eléctrico.

Presión

Presión subglótica

Desde el punto de vista físico, la presión es definida como la fuerza por unidad de área, actuando perpendicularmente en esta área. En el caso de la fonación, la presión subglótica actúa como una fuerza debajo de los pliegues vocales, subiendo hasta que supera la resistencia que éstos oponen y dando comienzo así a la oscilación (Titze, 2010). La presión subglótica es medida en cm de H₂O. La presión subglótica necesaria para una fonación a intensidad conversacional es entre 5 y 10 cm de H₂O en voces normales (Stemple, Roy & Klaben, 2013; Alison, 2013; Titze, 2010; Hixon, Weismer & Hoit, 2008).

Umbral de presión de la fonación

Una medida de gran importancia clínica es el umbral de presión de la fonación. Este parámetro es definido como la presión subglótica mínima requerida para que los pliegues vocales inicien o mantengan la fonación (sin producir una voz susurrada) (Titze, 1992; Fisher & Swank, 1997). El umbral de presión de la fonación es una medida objetiva de la sensación de esfuerzo fonatorio. Un paciente que refiere un alto grado de esfuerzo fonatorio, presenta normalmente un alto valor de umbral de presión de la fonación, es decir, que para iniciar o mantener la fonación es necesaria mayor presión subglótica. En sujetos portadores de voces normales se espera que el umbral se encuentre entre 3 y 5 cm de H₂O (Titze, 1992; Fisher & Swank, 1997; Chang & Karnell, 2004; Titze, 2010; Stemple, Roy & Klaben, 2013).

El umbral de presión de la fonación depende de las características viscoelásticas de los pliegues vocales, de la configuración de la glotis (ancho glótico prefonatorio), grosor del borde libre de los pliegues vocales, cantidad de amortiguación de los tejidos (pérdida gradual de la oscilación) y la velocidad de la onda mucosa. Cuando la amplitud glótica prefonatoria es pequeña, la viscosidad de los pliegues vocales es baja y sus bordes vibratorios están flexibles y relajados, la

amortiguación es mínima (la flexibilidad es grande), y la velocidad de la onda mucosa es baja, entonces el umbral de presión de la fonación es bajo, y por ende no se debería sentir esfuerzo fonatorio (Titze, 2010). Por esta razón, el umbral de presión de la fonación es de vital importancia como predictor de la estructura y de las capacidades vibratorias de los pliegues vocales.

Algunos elementos que afectan el valor del umbral de presión de la fonación, además de los ya mencionados, son el grado de hidratación de los pliegues vocales, la frecuencia fundamental y la presencia o no de fatiga vocal. Pliegues vocales bien hidratados, vibrando a una frecuencia fundamental adecuada y en ausencia de fatiga vocal, deberían presentar un bajo umbral de presión de la fonación y baja sensación de esfuerzo al fonar (Verdolini-Marston, Titze & Druker, 1990). Por el contrario, un valor de umbral de presión de la fonación alto es esperable en pacientes con alguna alteración funcional u orgánica de los pliegues vocales, ya que para poder iniciar o mantener la fonación necesitará mayor cantidad de presión subglótica comparado con una persona con pliegues vocales sanos. A modo de ejemplo, un paciente con nódulos, normalmente no es capaz de producir fonación a intensidades muy bajas (baja presión subglótica), ya que solo se escuchará un escape de aire. Para poder realmente iniciar una fonación, se necesita una presión subglótica mayor y por ende el umbral de presión de la fonación estará aumentado en comparación con una persona con laringe normal.

Otras medidas de presión

Además de la presión subglótica, existen otras medidas de presión involucradas en la fonación: presión supraglótica o intraoral, presión transglótica y presión intraglótica. La presión intraoral es la presión de aire que se encuentra en la cavidad oral y faríngea (cavidad delimitada por los pliegues bucales y los labios), la presión intraglótica es la presión de aire entre los pliegues vocales y la presión transglótica se define como la diferencia entre la presión subglótica y la presión supraglótica. La presión transglótica es crucial en la producción de la voz (Mehta & Hillman, 2008). Si esta presión fuese igual a cero, es decir que las presiones subglótica e intraoral fuesen iguales, no existiría flujo de aire entre los pliegues vocales desde la subglotis hacia la supraglotis y por lo tanto no se produciría oscilación de éstos. La ausencia de oscilación determinaría también una ausencia de sonido y por lo tanto de voz.

Obtención de las medidas de presión

Actualmente, en la clínica e investigación, la medición de la presión subglótica se realiza de manera indirecta (no invasiva), a través de la estimación de ésta desde la presión intraoral durante la producción de la secuencia silábica papapa (Mehta & Hillman, 2008). En estricto rigor, la presión subglótica puede ser medida directamente, solo a través de

Medidas aerodinámicas de la fonación

Bases teóricas y clínicas

un procedimiento invasivo que requiere una punción con una aguja en la tráquea, directamente debajo de los pliegues vocales. La aguja es conectada a un catéter y este a su vez a un transductor de presión, el cual capta las variaciones de presión debajo de la glotis. Este método no es clínicamente utilizado debido a que es un procedimiento invasivo (Smitheran & Hixon, 1981).

El procedimiento para la obtención de la presión subglótica de manera indirecta y no invasiva consiste en poner un tubo plástico delgado dentro de la boca, el cual está conectado a un transductor de presión, que convierte la señal de presión de aire en señal eléctrica (Smitheran & Hixon, 1981; Baken & Orlikoff, 2000). Mientras el tubo se encuentra en la boca, se le solicita al paciente que produzca la secuencia /papapa/, la cual está compuesta de dos elementos claves para el cálculo de las presiones. La consonante áfona /p/ y la vocal sonora /a/.

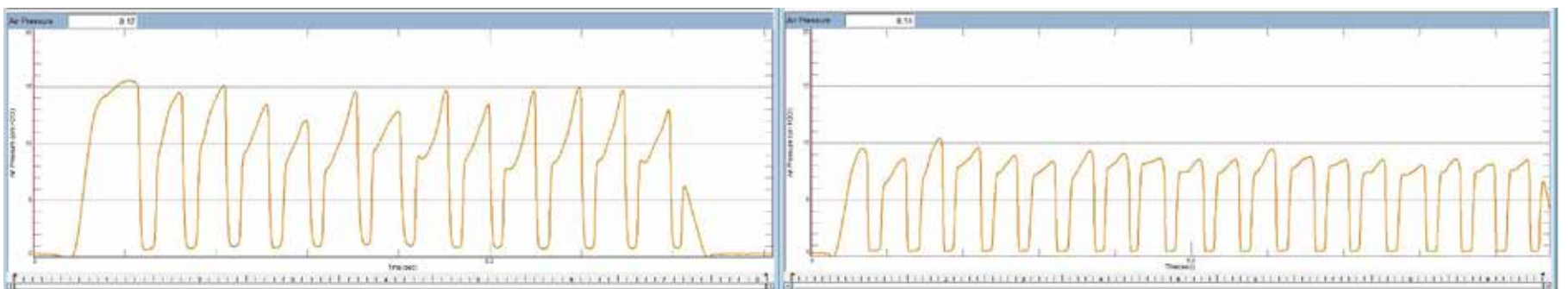
Durante la producción de la secuencia papapa, específicamente durante la consonante áfona /p/, la presión de la cavidad oral (presión intraoral) es igual a la presión de la subglotis (presión subglótica), debido a que los pliegues vocales están completamente abducidos (abiertos) y por lo tanto ambas cavidades están conectadas. Entonces, al medir

la presión intraoral con el tubo introducido dentro de la boca durante la consonante /p/ se está midiendo también la presión subglótica por el hecho de que ambas cavidades están conectadas (Figuras 4 y 5)

Figura 4: Tubo introducido dentro de la cavidad oral para estimar indirectamente la presión subglótica desde la presión intraoral.



Figura 5: Gráficos representativos de la disminución de la presión subglótica después de la terapia vocal.



A la izquierda (pre-terapia) se ve una mayor presión subglótica que en el gráfico de la derecha (post-terapia). Ambos gráficos muestran los picos de presión producidos por la consonante P durante la secuencia silábica papapa y por ende tienes la misma presión (Smitheran & Hixon, 1981; Baken & Orlikoff, 2000; Hixon, Weismer & Hoit, 2008; Behrman, 2013). A este procedimiento se le denomina estimación de la presión subglótica desde la presión intraoral. Adicionalmente, durante la producción de la consonante /p/ las válvulas velofaríngeas y oral están cerradas, hecho que también contribuye a la medición de la presión subglótica estimada desde la presión intraoral.

Por otro lado, la presión intraoral también se puede medir durante la producción de la vocal /a/, durante la repetición de la secuencia papapa. Este valor de presión intraoral ahora determina solo el valor de esta presión y no es una estimación de la presión subglótica ya que las cavidades sub y supraglótica ya no están conectadas por el hecho de que durante la producción de la vocal /a/, al igual que todas las otras vocales y consonantes sonoras, los pliegues vocales se encuentran cerrados.

Una vez teniendo los valores de presión subglótica e intraoral, se puede calcular la presión transglótica a través de una simple sustracción matemática.

Resistencia

En términos generales, la resistencia glótica es la resistencia que oponen los pliegues vocales al paso del flujo desde la subglotis hacia la supraglotis. La resistencia glótica no puede ser medida directamente, sino que se calcula dividiendo la presión subglótica por el promedio

de velocidad de flujo (Stemple, 2014). Pacientes con voz apretada, perceptualmente hablando (hiperabducción de los pliegues vocales), presentan normalmente un alto valor de resistencia glótica. Por el contrario, un paciente con características de hipoaducción (cualidad de voz soplada), presenta una resistencia glótica disminuida (Smitheran & Hixon, 1981; Hixon, Weismer & Hoit, 2008; Stemple, 2014).

Los parámetros aerodinámicos de la fonación son normalmente afectados por variables como la frecuencia fundamental, intensidad de la voz, registro vocal utilizado y modo de fonación. Por ejemplo, la presión subglótica está positivamente relacionada con la intensidad de la voz. Siempre que existe un aumento sustancial de la intensidad vocal, también existe un incremento de la presión subglótica (Titze, 1992; Titze & Sundberg, 1992). Por su parte, normalmente cuando se incrementa la frecuencia fundamental manteniendo un mismo registro (Ej. registro modal), también existe un incremento de la resistencia glótica.

Bases físicas de las medidas aerodinámicas de la fonación.

La ley de Ohm es la ley que explica en términos físicos el comportamiento e interacción de los elementos aerodinámicos que interactúan en el proceso de producción de la voz. Esta ley fue creada originalmente para el campo de la electricidad, no la voz. Sin embargo, las variables son las mismas conceptualmente hablando (presión, flujo y resistencia) (Stemple, 2014).

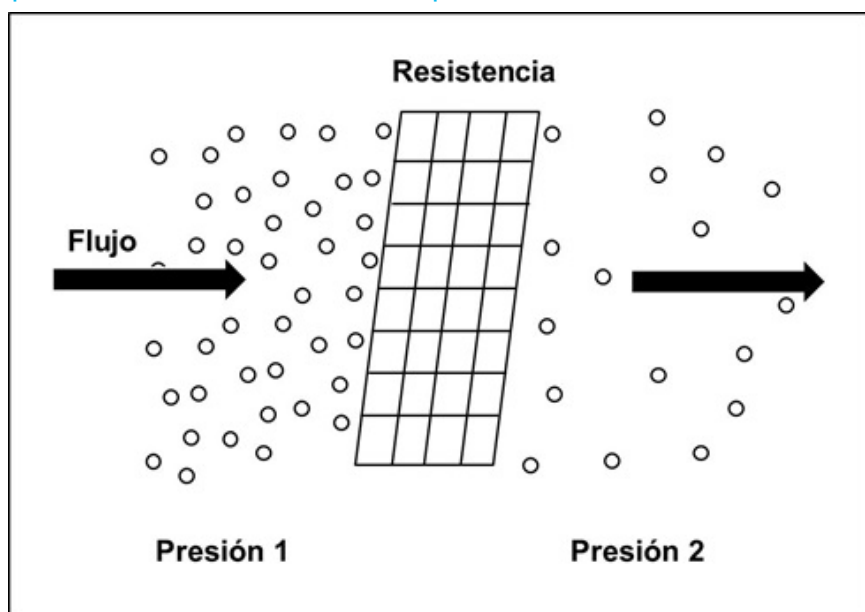
La fórmula que define la ley de Ohm matemáticamente y desde el punto de vista eléctrico es:

Voltaje = Corriente x Resistencia

Donde el voltaje es la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos del circuito, corriente es el movimiento (flujo) de electrones debido al gradiente o potencial eléctrico y la resistencia es el dispositivo que opone dificultad a este flujo de electrones.

Esta ley se aplica también a un sistema compuesto por elementos de flujo, presión y resistencia, como es el caso del sistema fonatorio. Cuando la concentración de partículas es mayor a un lado de la resistencia que en el otro, estas partículas se desplazarán desde la región de mayor a la de menor concentración o densidad. Esta diferencia de densidad determina la existencia de un gradiente de presión o potencial entre ambas regiones, lo cual a su vez produce el flujo de partículas (Stemple, 2014). La dificultad o impedimento al flujo está determinada por el elemento de la resistencia. Para que ocurra flujo en este sistema, se deben cumplir dos condiciones: existencia de una asimetría en la concentración de partículas (gradiente o potencial) y cuando la resistencia permite, en mayor o menor medida, el paso de estas partículas de una región a la otra (Figura 6).

Figura 6: Esquema compuesto por una resistencia, flujo y dos presiones o concentraciones de partículas diferentes



En el proceso de fonación, el gradiente de presión está determinado por la diferencia que existe entre la presión subglótica y la supraglótica (definida anteriormente como la presión transglótica). Como fue señalado, la presión transglótica es la responsable del flujo transglótico y por lo tanto de la oscilación de los pliegues vocales (Stemple, 2014; Baken & Orlikoff, 2000)

La aplicación de la Ley de Ohm en la fonación es definida por la siguiente formula:

Diferencial de presión = Flujo x Resistencia

Donde el diferencial de presión es la diferencia entre la presión subglótica y la presión supraglótica (intraoral), la variable flujo define al flujo de aire transglótico y la resistencia está determinada por la oposición que oponen los pliegues vocales al flujo de aire, la cual es determinada a su vez, entre otros elementos, por el grado de aducción.

Cuando la fonación está asociada a un tracto vocal abierto (como ocurre en el habla normal), la presión supraglótica (intraoral) es igual a la presión atmosférica, la cual es considerada en términos relativos igual a cero. Por lo tanto, basado en la fórmula, presión subglótica menos cero, tendrá como resultado únicamente la presión subglótica.

En este caso, la formula final aplicada a la fonación es:

- Presión subglótica = flujo transglótico x resistencia glótica

Despejando aritmeticamente esta fórmula se obtiene que:

- $\text{Flujo transglótico} = \text{presión subglótica} / \text{resistencia glótica}$
- $\text{Resistencia glótica} = \text{presión subglótica} / \text{flujo transglótico}$

Filtro Inverso

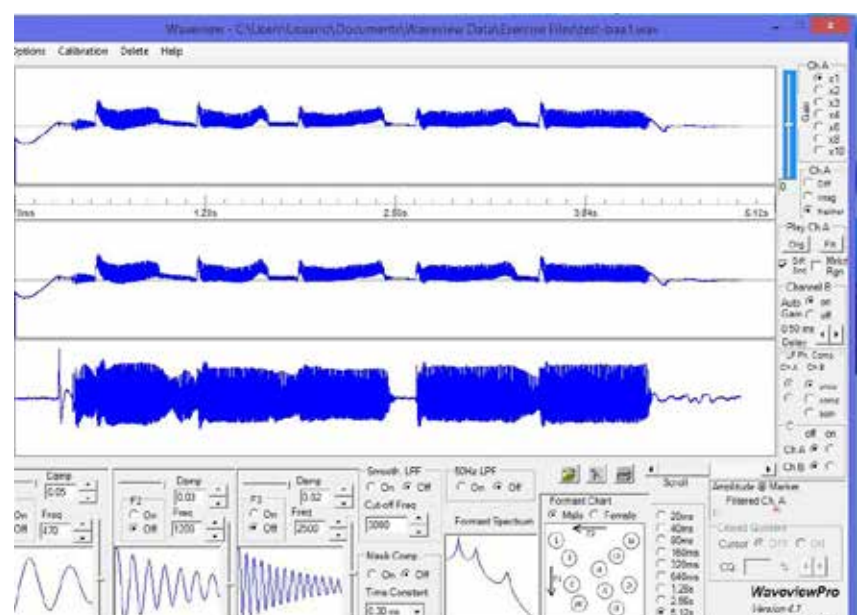
Como fue ya señalado anteriormente, los parámetros aerodinámicos de la fonación pueden ser medidos de dos formas: conociendo las variaciones de ellos dependiendo de la fase del ciclo vibratorio (fase abierta, fase de cierre o fase de apertura), u obteniendo un promedio de ellos durante un periodo de tiempo determinado de fonación.

Estudiar el poder aerodinámico generado por la glotis, dependiendo de la etapa del ciclo vibratorio, requiere la utilización de la técnica denominada filtro inverso.

La voz que escuchamos desde la boca de una persona está afectada por tres instancias acústico-fisiológicas. La primera de ellas la constituyen las resonancias de los pliegues vocales (también llamados armónicos), las que están determinadas por los diferentes modos de vibración de ambos pliegues vocales. La segunda instancia está determinada por las resonancias del tracto vocal (llamados formantes), producidos por los modos de vibración del aire contenido en el tracto vocal. Finalmente, la última etapa que modifica la señal original producida en la glotis, está determinada por las características de radiación que toman lugar cuando el sonido filtrado por el tracto vocal abandona la cavidad oral y se propaga hacia la atmósfera (Baken & Orlikoff, 2000)

La técnica de filtro inverso aplica una serie de filtros con la finalidad de eliminar el efecto de filtro del tracto vocal en la fuente la señal producida por la fuente glótica, para que ésta pueda ser estudiada aisladamente desde el punto de vista aerodinámico (Figura 7).

Figura 7: Software para la realización del filtro inverso. A través de los diferentes comandos que se observan se realiza el proceso de filtraie inverso.



Una vez obtenida la señal filtrada es posible calcular una serie de cocientes que entregan valiosa información relacionada con el comportamiento vibratorio de los pliegues vocales, a través de las variaciones de flujo durante las fases del ciclo glótico. Los dos cocientes

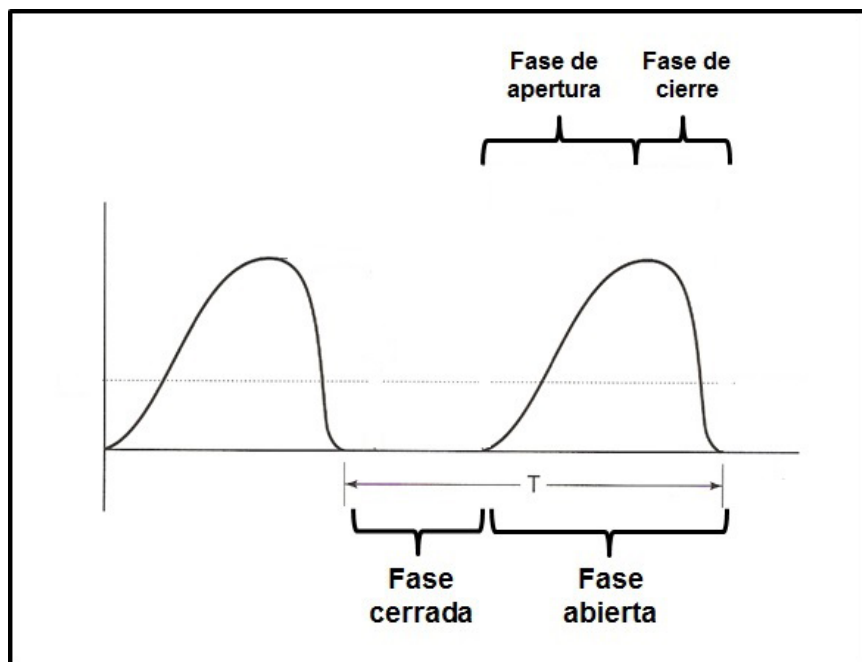
Medidas aerodinámicas de la fonación

Bases teóricas y clínicas

más utilizados en investigación y en la clínica son el cociente de cierre y el cociente de inclinación.

El cálculo de estos cocientes está basado en la duración de las diferentes etapas que componen el ciclo vibratorio y que se representan en el glotograma de flujo o forma de onda glótica, el cual es un gráfico que refleja la velocidad del volumen de flujo glótico. El tiempo es graficado en el eje horizontal y el aumento de velocidad del volumen de flujo es graficado en ascendente en el eje vertical (Baken & Orlikoff, 2000). Cada ciclo de velocidad de volumen de flujo glótico corresponde a una apertura y un cierre en la vibración. La parte horizontal plana debajo de la forma de onda, representa la pérdida de flujo glótico. En otras palabras, los pliegues vocales están aducidos y la glotis está cerrada completamente. Cuando el gráfico se muestra en ascenso representa un aumento del flujo a medida que los pliegues vocales se están abriendo, y el descenso representa una disminución del flujo glótico a medida que los pliegues vocales se están cerrando. Los picos de la forma de onda (puntos más altos) representan la máxima velocidad de volumen de flujo glótico y corresponde a la máxima apertura de los pliegues vocales en el ciclo vibratorio (Baken & Orlikoff, 2000). Ver Figura 8.

Figura 8: Glotograma de flujo.



Se muestran las diferentes etapas de un ciclo. En base a estas etapas es posible calcular los cocientes de inclinación y cociente de cierre.

El cociente de cierre es definido como la duración de la etapa de cierre de los pliegues vocales (cuando los pliegues vocales se encuentran cerrados), dividida por el periodo glótico (duración de un ciclo completo) (Baken & Orlikoff, 2000; Titze, 2010).

El cociente de inclinación se define como la duración de la fase de apertura (cuando los pliegues vocales se van abriendo) dividida por la duración de la fase de cierre (cuando los pliegues vocales se van cerrando). Ambos cocientes afectan las características timbrísticas de la voz, específicamente aquellas relacionadas con el grado de brillo percibido auditivamente. Una voz brillante normalmente es causada por un mayor tiempo de contacto de los pliegues vocales y una gran inclinación de la onda de flujo glótico, lo cual, a su vez, refleja un rápido corte del flujo transglótico. En términos prácticos, esto implica respectivamente que los pliegues vocales permanecen más tiempo cerrados que abiertos y que el tiempo la cesación del flujo transglótico ocurre rápidamente (Baken & Orlikoff, 2000; Titze, 2010). Desde el punto de vista acústico, este comportamiento fisiológico, produce mayor excitación de los componentes armónicos altos del espectro vocal y por lo tanto la voz es percibida más brillante y sonora.

Ejemplos Clínicos Aplicados

A continuación, se presentan algunos ejemplos aplicados a la clínica. Las voces sopladadas o aéreas (perceptualmente hablando) presentan normalmente un gran promedio de velocidad de flujo transglótico. Tres posibles causas podrían explicar este aumento: 1) una disminución de la resistencia glótica (disminución de la aducción de los pliegues vocales), manteniendo la presión subglótica constante; 2) un aumento de la presión subglótica, manteniendo la resistencia constante; o 3) ambos eventos al mismo tiempo, es decir, una disminución de la resistencia glótica y un aumento de la presión subglótica. La fórmula (basada en la Ley de Ohm) explica claramente estos posibles comportamientos en las voces sopladadas.

$$\text{Flujo} = \text{Presión} / \text{Resistencia}$$

Si el flujo está aumentado, como ocurre en las voces sopladadas, es debido a una disminución del denominador de la división (resistencia) y/o un aumento del numerador (presión) o ambos juntos.

Un patrón fonatorio hiperfuncional (opuesto al caso anterior), en donde existe una hiperaducción, se caracterizará desde el punto de vista aerodinámico por una disminución del promedio de velocidad de flujo transglótico comparado con una fonación normal. Esta disminución puede ser explicada por dos posibles causas: 1) un aumento de la resistencia glótica (mayor valor en el denominador de la fórmula), o 2) una disminución de la presión subglótica (numerador). Sin embargo, en la clínica, lo que se ve normalmente en los pacientes con voces hiperfuncionales es un aumento de ambos parámetros paralelamente. Es decir, ocurre un incremento de la aducción glótica (lo que provoca una disminución del flujo) y además por compensación, la presión subglótica también sube con el propósito de vencer la mayor resistencia impuesta los pliegues vocales y de esa forma poder inicial o mantener la oscilación.

Conclusiones

Las medidas aerodinámicas de la fonación constituyen una forma objetiva de valorar la voz. Las tres medidas principales son el flujo, la presión y la resistencia. Cada una de estas variables, a su vez, está compuesta por sub-variables, teniendo cada una de ellas una implicancia clínica y fisiológica. Es importante también destacar que las tres medidas aerodinámicas principales interactúan de manera dinámica entre ellas afectado cada una de ellas a la dos restantes durante el proceso de producción de la voz. El conocimiento de estas medidas permite un entendimiento más profundo de aspectos fisiológicos y fisiopatológicos relacionados con la voz humana.

El procedimiento es efectivo siempre que se desarrolle la técnica que arroje valores que puedan complementarse con otro tipo de estudios para la voz, como la electroglotografía, el análisis acústico y valoración perceptual. Es importante mencionar que la objetividad de estas medidas, depende en gran medida del análisis cualitativo y cuantitativo que realice el profesional frente a la situación particular de cada paciente; la obtención de estas medidas enriquece la evaluación vocal, sin embargo, es indispensable la interpretación de los resultados particulares y el análisis profesional al momento de emitir un diagnóstico, de ello dependerá la objetividad de un tratamiento

terapéutico.

Es importante integrar en la investigación de la voz instrumentos de este nivel, que garanticen evidencia científica con mediciones precisas y estadísticamente significativas, lo que permite eficacia de técnicas, tratamientos y procedimientos en el área, así como el reconocimiento de los comportamientos fisiológicos en diferentes patologías.

Referencias

Alison, B. (2013). *Speech and Voice Science*. San Diego : Plural Publishing.

Baken, R. J. & Orlikoff, R. F. (2000). *Clinical measurement of speech and voice*. Clifton Park NY:: Thomson Delmar Learning.

Chang, A. & Karnell, M. P. (2004). Perceived phonatory effort and phonation threshold pressure across a prolonged voice loading task: a study of vocal fatigue. *Journal of voice*, 18, 454–466. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2004.01.004>

Colton, R. H., Casper, J. K. & Leonard, R. (2005). *Understanding Voice Problems: A Physiological Perspective for Diagnosis and Treatment*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Daryush, Mehta, Robert & Hillman. (2008). Use of aerodynamic measures in

clinical voice assessment,” *Perspectives on Voice and Voice Disorders. American speech-language-hearing association*, 17, 14-18. Retrieved from https://scholar.harvard.edu/files/dmehta/files/mehta_and_hillman_asha_perspectives_-_use_of_aerodynamic_measures_in_clinical_voice_assessment.pdf

Fisher & Swank. (1997). Estimating phonation threshold pressure. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 40, 1122-1129.

Hixon, T. J., Weismer, G. & Hoit, J. D. (2008). *Preclinical Speech Science*. San Diego : Plural Publishing.

Smitheran & Hixon. (1982). A clinical method for estimating laryngeal airway resistance during vowel production. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 46, 138-146.

Stemple, J. C., Roy, N. & Klaben, B. K. (2013). *Clinical Voice Pathology: Theory and Management*. San Diego, CA: Plural Publishing.

Titze. (1992). Phonation threshold pressure: a missing link in glottal aerodynamics. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2926-2935.

Titze. (2010). *Principles of Voice Production*. Published in paperback by the National Center for Voice and Speech.

Titze & Sundberg. (1992). Vocal intensity in speakers and singers. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 2936-2946.

Verdolini-Marston, K., Titze, I. & Druker, D. (1990). Changes in phonation threshold pressure with induced conditions of hydration. *Journal of voice*, 4, 142–151.

Con el acompañamiento de:



Asofono
Asociación Colombiana de Fonoaudiología

 asofono
  @asofono_col
  asofono

 www.asofono.co
 (+571)2185109
  asofono@gmail.com

**Calle 79 # 18-18 of. 206
Bogotá**



**Colegio
Colombiano de
Fonoaudiólogos**

 (1) 4577185

 Cra 13A # 89-38 Oficina 606 Bogotá

 ccfonoaudiologos@ccfonoaudiologos.co

