

Estudio Dinámico de Parámetros de Filtrado Inverso para el Seguimiento Ambulatorio de la Función Vocal

V. Espinoza^{a,b} & M. Zañartu^a

^a *Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Avenida España 1680, Valparaíso, Chile, vespinozac@gmail.com*

^b *Departamento de Música y Sonología, Facultad de Artes, Universidad de Chile, Compañía 1264 Santiago, Chile.*

RESUMEN: El monitoreo ambulatorio de voz es una de las nuevas herramientas en desarrollo que tiene el potencial de mejorar el diagnóstico, seguimiento y tratamiento de patologías en las cuerdas vocales. En este contexto, un dispositivo prototipo llamado Voice Health Monitor (VHM), el cual consiste en un acelerómetro adosado a la piel del cuello y un teléfono móvil tipo smartphone, permite almacenar la señal de aceleración durante múltiples jornadas de uso vocal. Un algoritmo de procesamiento digital de señales llamado “Impedance Based Inverse Filtering” (IBIF), permite estimar el flujo de aire en la glotis a partir de la señal de aceleración del cuello usando parámetros específicos para cada paciente. La eficacia de IBIF a sido demostrada con vocales sostenidas, monotónicas y niveles de presión moderados, lo que constituye un escenario de prueba estático. En el contexto de seguimiento ambulatorio, la voz es dinámica, producto de una constante articulación y uso normal. Hasta la fecha no existe una validación de los parámetros IBIF para este tipo de escenarios. Como primer acercamiento al problema, se diseña un experimento consistente en la grabación de vocales sostenidas y lectura de párrafos fonéticamente balanceados para varios sujetos en diferentes esfuerzos vocales. Se analiza el comportamiento de los parámetros IBIF junto a parámetros vocales objetivos (AC flow, MFDR, entre otros), presentando análisis estadísticos, y comparando los escenarios estáticos y dinámicos. Los resultados muestran un importante grado de variabilidad en los parámetros IBIF, los cuales sugieren un estudio más detallado del comportamiento del modelo IBIF.

KEYWORDS: Voz, ambulatorio, filtrado inverso, patologías.

1. INTRODUCCIÓN

Las patologías vocales son un problema de salud de creciente interés en nuestra sociedad. En USA afecta a cerca del 6.6% de la población activa y en Chile se han realizados estudios sobre grupos específicos de población (profesores) con mas de un 50% de prevalencia de patologías vocales [1]. Una de las razones que provocan patologías vocales, es el mal uso de la voz desde un punto de vista funcional, es decir, el funcionamiento normal y equilibrado de la voz de una persona se ve alterado provocando esfuerzos que afectan principalmente los pliegues vocales. Esta alteración al estado de la voz, es conocida como *hiperfuncionalidad* [2] y esta asociada a una serie de patologías recurrentes en pacientes con diagnóstico patológico positivo. Uno de los posibles caminos para abordar esta problemática es a través del estudio fisico-acústico de la voz, por medio de mediciones con biosensores. [3]. En la actualidad, es posible determinar el flujo glotal partir de la interacción entre modelos vibroacústicos de la piel, traquea, pulmones y tracto vocal mediante métodos de filtrado inverso que permiten estimar este flujo glotal para cada paciente. Este enfoque permite determinar parámetros objetivos de la función vocal a través de mediciones vibro-acústicas y protocolos de evaluación clínica. Estos parámetros son de uso común en la evaluación clínica de la voz como MFDR, AC-flow, H1H2, HRF, OQ, SQ, CP, CPP [2] entre otros, que son determinados en la examinación clínica de la voz de un paciente. Estos métodos solo han sido validados en un escenario de uso vocal estático, es decir, a través de pruebas con vocales sostenidas y monótonas. En contraste, el uso normal de voz se entiende como la fonación continua, dinámica y articulada de fonemas en un contexto de comunicación verbal propio de cada individuo, muy conectado a las actividades diarias de cada sujeto, como por ejemplo las llevadas a cabo durante la jornada laboral. Este último escenario es el más representativo para determinar condiciones de uso de la voz: misma condición, que en general, determina la causa de varias patologías (como pólipos o nódulos) asociadas al uso inadecuado de la voz que provoca la mencionada *hiperfuncionalidad* vocal. En las siguientes secciones se explicarán los aspectos básicos del monitoreo ambulatorio, filtrado inverso, experimentos y métodos empleados, y resultados y conclusiones de este trabajo preliminar.

2. MONITOREO AMBULATORIO DE VOZ

Uno de los problemas con mejorar la condición vocal de los pacientes es la imposibilidad practica de llevar a cabo un seguimiento diario de la función vocal (por ejemplo, dentro de la jornada de trabajo de un profesor). El monitoreo ambulatorio es una tecnología de seguimiento de signos vitales mediante biosensores para pacientes que necesitan una evaluación sintomática durante su jornada de actividades, que permita extraer información de relevancia clínica con el objetivo de contribuir a un mayor grado de certeza en la evaluación de la condición de salud del paciente tratado. Un dispositivo prototipo reciente, llamado *Voice Health Monitor* (VHM) [4] (mostrado en la figura 1), presenta ventajas comparativamente superiores a los esfuerzos anteriores [4]. Este consiste de un acelerómetro adosado a la piel del cuello y un teléfono móvil tipo *smartphone*, en conjunto con un software dedicado en sistema operativo Android que permite almacenar, transmitir y procesar datos durante múltiples jornadas de uso vocal de un paciente, con la posibilidad de monitorear en tiempo real el comportamiento vocal y proveer de *bio-feedback* que permita al paciente modificar su comportamiento vocal con el fin de reducir el impacto de daño en las cuerdas vocales. La actual etapa de desarrollo de este dispositivo se encuentra en la implementación de un

algoritmo de estimación del flujo glotal con la aceleración de la piel de cuello sobre la clavícula por medio de filtrado inverso sub-glotal el cual es calibrado con una estimación oral del mismo usando un dispositivo conocido como máscara de *Rothenberg* (ver detalles en sección 3).

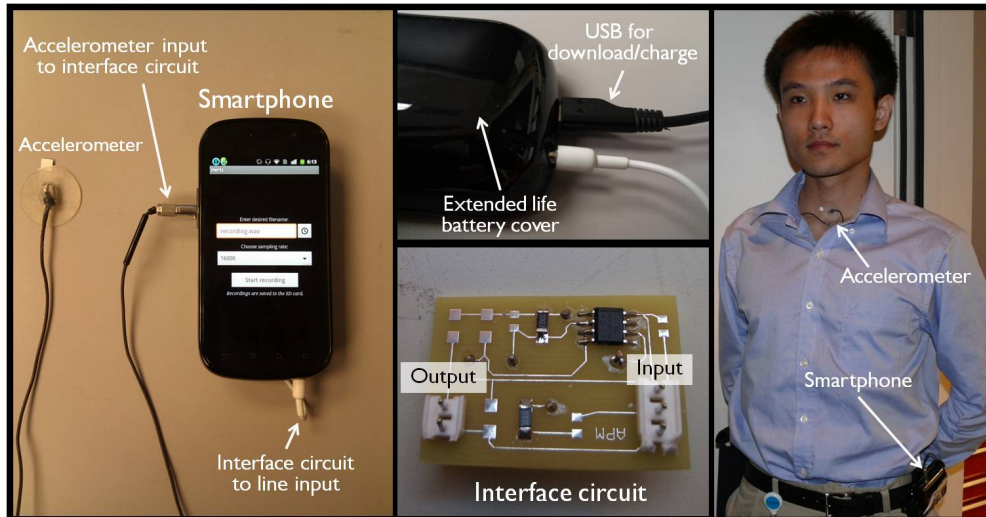


Figura 1: *Voice Health Monitor (VHM)*

3. FILTRADO INVERSO

3.1 Filtrado Supra-glotal: Tracto Vocal

El flujo glotal es el flujo producido por la interacción del flujo estático proveniente de los pulmones, la interacción mecánica de los pliegues vocales con este y la presión acústica entre pliegues, provocando una oscilación auto-sostenida [5] de las cuerdas vocales. La forma más eficiente de medir el flujo glotal es a través de la medición de flujo oral usando un sensor de flujo aerodinámico por medio de la máscara de *Rothenberg* [6] (dispositivo sostenido por una persona en la figura 2).

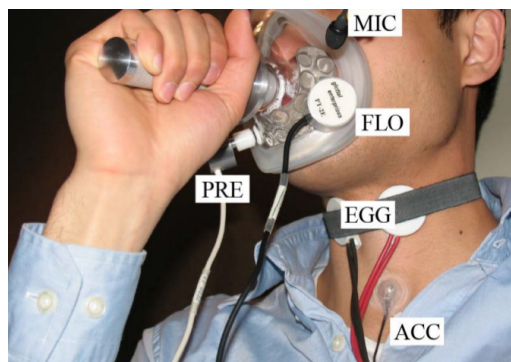


Figura 2: *Ubicación de sensores. Usados en este trabajo son: FLO (flujo oral), EGG y ACC.*

Para contrarrestar los efectos del tracto vocal se estima un filtro inverso de polos conjugados [14] basado en una serie de tubos concatenados de sección variable con un extremo cerrado (en la glotis) y el otro abierto (boca) [7], como es ilustrado en la figura 3.

El ajuste de la frecuencia central del filtro se realiza usando un criterio de mínimo ripple en la forma de onda glotal. Con miras a automatizar el proceso de filtrado para la condición de mínimo ripple se propone la minimización de la ecuación

$$e_i = \sum_{n=|i-1|}^{i\hat{N}-1} |\Delta^2 x_n|$$

donde $\Delta^2 x_n = x_{n+2} - 2x_{n+1} + x_n$ es la diferencia de segundo orden hacia adelante de la secuencia de flujo glotal ya filtrada x_n , y i y \hat{N} son el índice muestral y la longitud del cuadro. Una ilustración del resultado del método es mostrado en la figura 4.

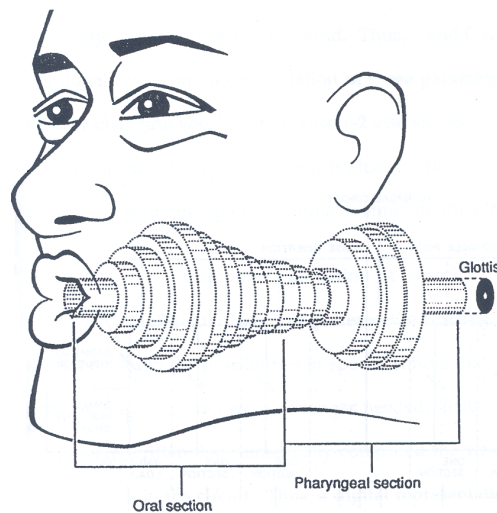


Figura 3: Representación de tubos concatenados Titze, 1994

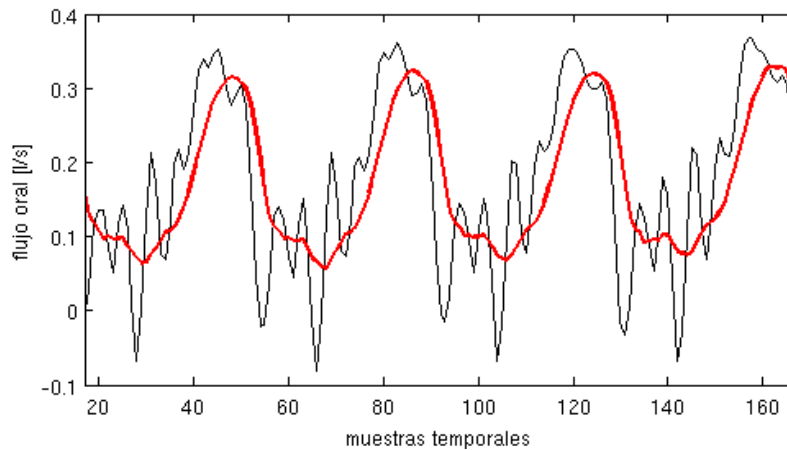


Figura 4: Estimación flujo glotal

3.2 Filtrado Sub-glotal: Tracto Traqueo-bronquial

El filtrado inverso sub-glotal considera un modelo de sistemas acústicos y mecánicos interconectados, el cual se ilustra en la figura 5a. Un algoritmo de procesamiento digital de señales llamado *Impedance-based inverse filtering* (IBIF) [9] es empleado y descrito como un circuito eléctrico equivalente interconectado entre los sistemas acústicos sub1 y sub2

(ubicados por encima y por debajo de la localización del acelerómetro en la traquea) y el sistema mecánico representado por la impedancia de carga de la piel del cuello Z_{skin} , que incluyen la carga del acelerómetro Z_{rad} .

Para el sistema sub2 se emplea un modelo físico-acústico del tracto traqueo-bronquial [8], para el sistema sub1 un modelo de línea transmisión [9] y para la impedancia de carga de la piel un modelo equivalente mecánico LCR, los cuales se resumen en la siguiente ecuación,

$$\hat{u}_g(t) = F^{-1} \left(-\dot{U}_{skin} \frac{Z_{sub2}(\omega) + Z_{skin}(\omega)}{j\omega \cdot H_{sub1}(\omega) \cdot Z_{sub2}(\omega)} \right) \quad (7)$$

donde

$$H_{sub1}(\omega) = U_{sub1} / U_{sub}$$

y

$$Z_{skin}(\omega) = R_m + j \left(\omega M_m - \frac{K_m}{\omega} \right) + \frac{j\omega M_{acc}}{A_{acc}}$$

$F^{-1}(\dots)$ representa la transformada inversa de Fourier, $\hat{u}_g(t)$ la estimación del flujo glotal por medio de la aceleración sobre el cuello $\dot{U}_{skin}(\omega)$, H_{sub1} la transferencia para sub1, y $R_m, M_m, K_m, M_{acc}, A_{acc}$ la resistencia, masa, rigidez mecánica, masa del sensor y área de contacto del sensor. El término que acompaña $\dot{U}_{skin}(\omega)$ es el filtro inverso IBIF.

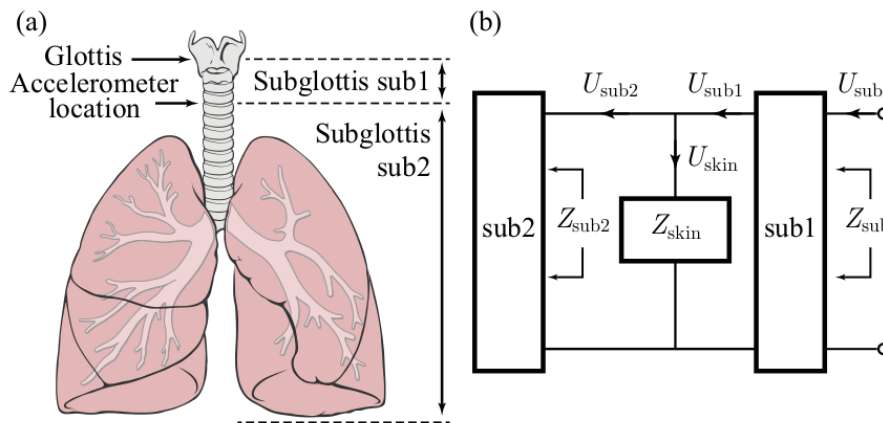


Figura 5: Representación del sistema sub-glotal: (a) posición del acelerómetro y los subsistemas sub1 y sub2. (b) Analogía mecano-acústica del sistema sub-glotal incluyendo la impedancia de carga de la piel.

Se debe determinar entonces los parámetros del modelo IBIF, por medio de factores de escala Q1, Q2 y Q3, los cuales se indican en la ecuaciones:

$$R_m = 2320 \cdot Q_1 \quad [g \cdot s^{-1} \cdot cm^{-2}]$$

$$M_m = 2.4 \cdot Q_2 \quad [g \cdot cm^{-2}]$$

$$K_m = 491000 \cdot Q_3 \quad [dyn \cdot cm^{-3}]$$

donde los valores numéricos son valores medios de cada parámetro. Los parámetros Q son específicos de cada paciente y son previamente calibrados y determinados en laboratorio.

El método de búsqueda de estos factores es por medio del algoritmo *Particle Swarm Optimization* (PSO) [10], el cual tiene como funcional de error

$$MSE = (\tilde{u}_g - \hat{u}_g)^2$$

donde \tilde{u}_g es el flujo estimado a partir del flujo oral con la máscara de *Rothenberg*, usando la técnica de filtrado inverso descrito en la sección 3.1. Para los resultados presentados en las secciones siguientes, se limita el rango de búsqueda de los parámetros Q al intervalo [0.1, 10].

4. PARÁMETROS

Del impulso glotal estimado, dos parámetros de relevancia clínica son obtenidos. El AC-flow es la parte modulada del flujo glotal que refleja indirectamente la amplitud de la vibración de las cuerdas vocales. El MFDR (*maximum flow declination rate*), se obtiene a partir del pico negativo de la primera derivada de la onda glotal. Esta medida se considera una estimación indirecta de la máxima velocidad de cierre de las cuerdas vocales relacionado a su vez con las fuerzas de colisión entre cuerdas vocales.

En la figura 6 se ilustran las medidas asociadas a los parámetros: AC flow (1), MFDR (2). Las unidades físicas de AC-flow y MFDR son [litros/s] y [litro/ s²], respectivamente.

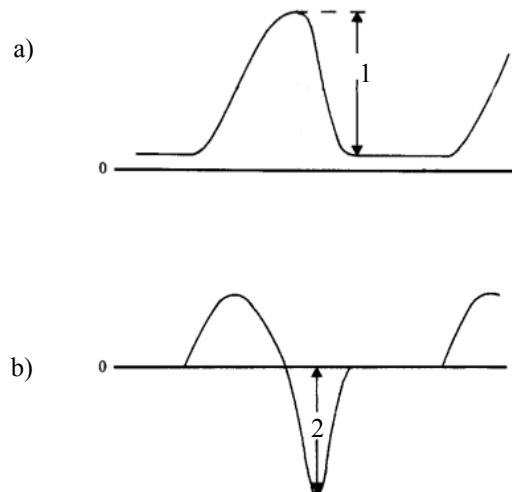


Figura 6: a) impulso glotal mostrando el parámetro AC-flow. b) primera derivada del impulso glotal mostrando el parámetro MFDR.

5. EXPERIMENTOS Y MÉTODOS

La toma de muestras fue realizada en el *Kenneth N. Stevens Voice Processing Laboratory* de la Universidad Técnica Federico Santa María. El equipamiento utilizado consiste en un a máscara neumatográfica circunferencialmente ventilada modelo MA-1L y un sensor de flujo oral, junto con el electroglotógrafo modelo EL-2 con su correspondiente unidad pre-amplificadora modelo MS-100A2, de la empresa Glottal Enterprise. La señal de aceleración fue capturada mediante un acelerómetro Knowles modelo BU-7135, conectado a un circuito pre-amplificador. Las tres señales, flujo oral, EGG y aceleración son grabadas simultáneamente mediante una adquisidora de datos National Instruments con software LabView. Grabadas las señales, se procede a un proceso de calibración, sincronización y edición separando las señales de interés para posterior procesamiento y análisis. Para los experimentos, se ejecutan vocales sostenidas /a/, /i/, /u/ representando los extremos del triángulo vocálico, a diferentes esfuerzos fonatorios (suave, normal, y fuerte) y un párrafo fonéticamente balanceado, para tres voces femeninas normales. Para cada gesto y sonoridad usada se determina el filtro inverso oral (vistos en sección 3.1) y los parámetros IBIF (vistos en sección 3.2). El análisis es realizado en cuadros de 512 muestras no traslapadas con ventana cuadrada, considerando la porción media para la extracción de los parámetros, para así evitar problemas producidos por discontinuidades en los extremos del cuadro, a una frecuencia de muestreo de 8 kHz y 24 bits. Un análisis básico de la variación de IBIF es también presentado con el fin de determinar la sensibilidad de los parámetros Q, y se verifica que los valores MFDR y AC-flow estén dentro de los rangos de otros estudios.

6. RESULTADOS

Inherente a la automatización en la medición de parámetros, errores en la estimación pueden ocurrir. Considerando que el flujo oral está correctamente realizado, hemos descartado los datos referente a los parámetros Q que presentan un error normalizado mayor al 10% respecto al MFDR del flujo. Suponemos que los errores mayores a 10% son producto de un inadecuado filtrado inverso de IBIF (PSO no alcanza a estimar dentro del número de iteraciones predefinida), la minimización del ripple no es robusta o posiblemente la señal intra-cuadro es poco estacionaria para el análisis.

A modo de verificación en la calidad de los parámetro medidos, se presentan en la tabla 2, los valores medios y desviación standard para AC-flow y MFDR extraídos de los párrafos fonéticamente balanceados con ambas técnicas de filtrado inverso: oral(flujo) e IBIF(acelerómetro). Comparado con datos publicados en [9] y [11] para esfuerzo normal en vocal /a/, los presentados aquí se encuentran en rangos similares, tanto para la media como para la desviación standard.

Tabla 2: Estadísticas parámetros vocales de párrafo

| Id Sujeto | 1 | | 2 | | 3 | |
|--------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | media | s.d. | media | s.d. | media | s.d. |
| AC flow acc [l/s] | 0.128 | 0.055 | 0.163 | 0.051 | 0.154 | 0.057 |
| AC flow flujo [l/s] | 0.180 | 0.061 | 0.152 | 0.064 | 0.171 | 0.066 |
| MFDR acc [l/s ²] | 128 | 56 | 172 | 67 | 172 | 72 |
| MFDR flujo [l/s ²] | 142 | 50 | 196 | 72 | 169 | 70 |

65.1 Sensibilidad parámetros Q.

Es de interés analizar la variación de los parámetros Q versus IBIF, para obtener una idea de esta. Se implementa el modelo IBIF y se calcula la desviación standard máxima sobre un set de curvas de la respuesta de frecuencia de IBIF en dB, para ± 1 orden de magnitud (de 0.1 a 10) de los valores Q y frecuencias entre 0.1 a 1kHz, en incrementos de 0.33. La desviación para Q1 es de ± 3.6 dB, para Q2 de ± 3.9 dB y Q3 de ± 1.3 dB. Este resultado nos indica que errores en la estimación de Q1 y Q2 son más sensibles que Q3, sin embargo, precaución se debe tener con estas variaciones debido a la complejidad de la impedancia sub-glotal [6].

6.2 Análisis estático

Para vocales sostenidas los resultados de los parámetros Q se muestran en la Tabla 3. Los valores no presentes en algunas celdas de la tabla fueron descartados por presentar un error normalizado mayor al 10% como fue mencionado. Los datos indican que: 1) Para distintos esfuerzos vocales los valores Q para la misma persona varían: misma observación para distintas vocales. 2) La vocal /a/ presenta mayor robustez como señal de referencia para la extracción de parámetros vocales: fue menos descartada que las otras vocales. Sin embargo es posible obtener algunos resultados para otras vocales, pero las variaciones entre esfuerzos son mayores que para la vocal /a/. 3) No es posible determinar una tendencia clara en la relación vocal-esfuerzo-Q. Esto se puede fundamentar en el hecho que el esfuerzo vocal no está relacionado linealmente con la energía involucrada en la fonación.

Tabla 3: Parámetros Q para distintas vocales, sujetos y esfuerzos.

| Id Sujeto | 1 | | | | | | | | | 2 | | | | | | | | | 3 | | | | | | | | |
|--|-------|-------|-------|-----|-----|-----|------|-------|------|-------|------|-----|------|-------|-------|-----|-----|------|-------|-------|------|-----|-----|----|-------|-----|-----|
| | /a/ | | | /i/ | | | /u/ | | | /a/ | | | /i/ | | | /u/ | | | /a/ | | | /i/ | | | /u/ | | |
| | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 | Q1 | Q2 | Q3 |
| suave | 1.3 | 0.9 | 12.4 | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | 0.3 | 13.7 | - | - | - | 2.4 | 1.9 | 6.3 | 0.8 | 1.1 | - | - | - | - |
| normal | 1.2 | 1.2 | 14.0 | - | - | - | 1.9 | 0.6 | 6.2 | 1.0 | 1.1 | 5.7 | 0.3 | 0.7 | 17.6 | - | - | - | 2.0 | 1.6 | 3.5 | - | - | - | 1.6 | 1.7 | - |
| fuerte | 0.8 | 1.1 | 12.4 | 1.8 | 1.1 | 6.9 | 2.1 | 1.3 | 10.0 | 0.8 | 1.2 | 5.9 | 0.5 | 0.3 | - | 0.7 | 0.4 | 17.8 | 1.5 | 1.1 | 3.5 | 0.2 | 1.7 | - | 0.8 | 1.8 | 3.5 |
| variación porcentual respecto a normal | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| suave | 4.6 | -28.3 | -11.2 | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | -59.7 | -22.4 | - | - | - | 24.0 | 14.5 | 79.3 | - | - | - | - | - | - |
| fuerte | -36.8 | -12.5 | -11.6 | - | - | - | 12.5 | 140.6 | 60.9 | -23.3 | 12.3 | 3.6 | 85.3 | -49.9 | - | - | - | - | -22.5 | -33.3 | -1.1 | - | - | - | -50.3 | 2.3 | - |

6.3 Análisis dinámico

Para el análisis dinámico, los parámetros Q se relacionan con los parámetros vocales AC-flow y MFDR. Para observar tendencia en la nube de datos, se estima un regresión lineal robusta [12], la cual es menos sensible a *outliers* o eventos esporádicos de la muestra, y ha sido usada en un contexto similar en [13]. En la figura 7, es interesante notar que los parámetros Q son dependientes de la intensidad de cada parámetro, debido a que algunos presentan pendientes positivas o negativas, o dicho de otra forma, no son constantes. Otra observación es que para los parámetros Q1 y Q2 los datos son menos dispersos que para Q3, el cual guarda relación con el análisis teórico realizado en la sección 5.1. Los parámetros AC-flow y MFDR presentan tendencias similares para los sets de parámetros Q, indicando algún grado de correlación entre ambos debido a que la primera derivada contiene la amplitud de la señal también, la cual está directamente relacionada con AC-flow. Los valores medios y desviación standard para cada sujeto son presentados en la tabla 4. Comparados con los valores para la vocal /a/ en la tabla 3, presentan algunas diferencias a estudiar con más detalle.

Tabla 4: Parámetros Q para cada sujeto en párrafo.

| Id Sujeto | Q1 | | Q2 | | Q3 | |
|-----------|-------|-----|-------|-----|-------|-----|
| | media | std | media | std | media | std |
| 1 | 1.4 | 0.3 | 0.6 | 0.3 | 7.7 | 1.7 |
| 2 | 1.1 | 0.5 | 0.8 | 0.3 | 1.2 | 1.1 |
| 3 | 1.5 | 0.8 | 1.0 | 0.4 | 1.7 | 1.1 |

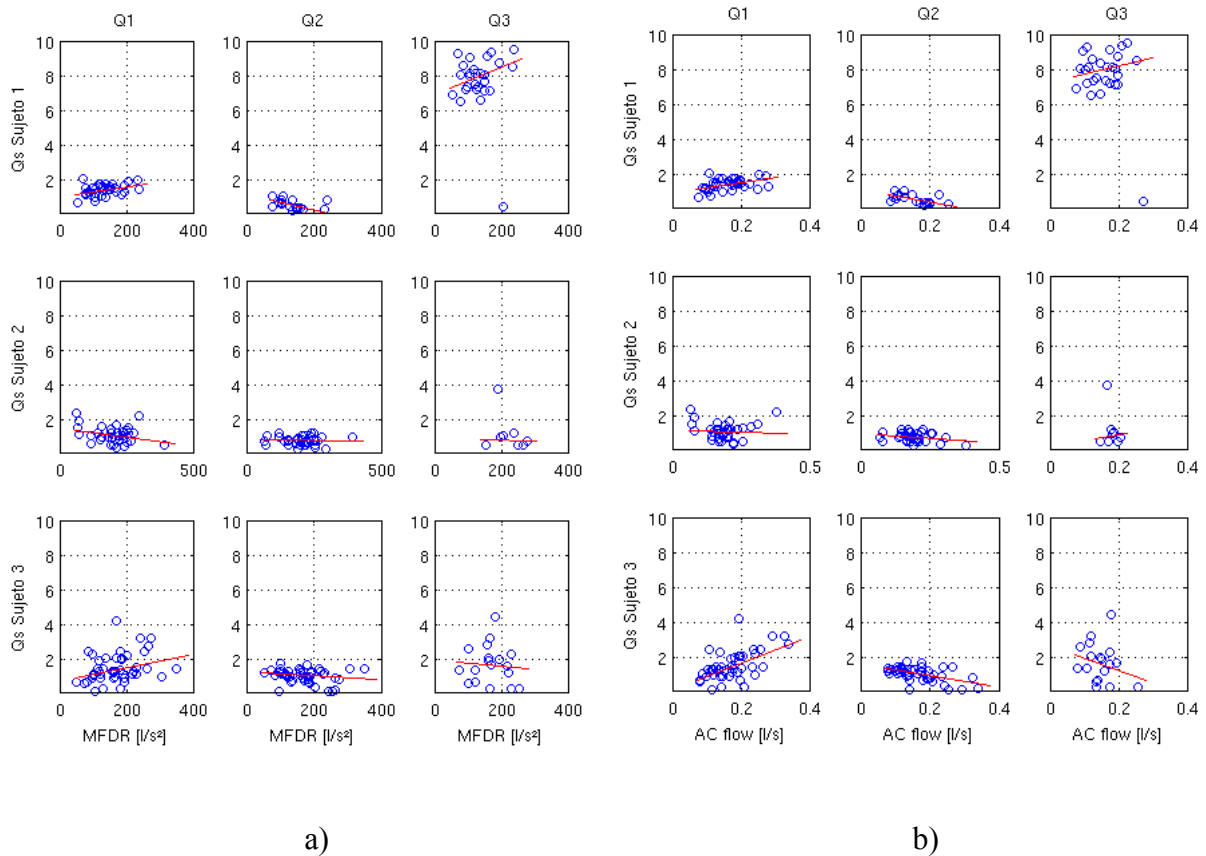


Figura 7: a) Parámetros Q para MFDR por sujeto. b) Parámetros Q para AC-flow por sujeto.

7. CONCLUSIONES

Se ha presentado un estudio preliminar del modelo IBIF a diferentes esfuerzos vocales. Los datos entregan indicios que estos parámetros son variables con la señal de excitación. Esto es debido en parte a que cuando utilizamos nuestra voz, la posición de la laringe, las propiedades bio-mecánicas de la piel del cuello, la co-articulación, la configuración de las cuerdas vocales, entre otros factores, afecta a todo el sistema fonatorio cercano. También se presenta evidencia que es posible modelar el comportamiento dinámico con un modelo lineal robusto, con miras a implementarse en el sistema VHM en tiempo real, a un bajo costo computacional, que permitiría incorporar *bio-feedback*, con el costo a pagar de menor precisión en la estimación de parámetros a través del acelerómetro. Esta problemática ya es objeto de estudio por parte de los autores.

8. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo es financiado parcialmente por CONICYT-Chile, bajo la subvención FONDECYT 11110147. VE agradece el soporte dado por CONICYT-Chile, Universidad Técnica Federico Santa María y Universidad de Chile.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Claudia Morales. *¿De qué se enferman las trabajadoras chilenas?* Ciencia y Trabajo, 2007.
- [2] R. E Hillman, E. B. Holmberg, J. S. Perkell, M. Walsh, and C. Vaughan. Objective assessment of vocal hyperfunction: An experimental framework and initial results. *J. Speech Hear. Res.*, 1989.
- [3] M. Zañartu. Acoustic Coupling in Phonation and its Effect on Inverse Filtering of Oral Airflow and Neck Surface Acceleration. PhD thesis, Purdue University, West Lafayette, IN, 2010.
- [4] D. D. Mehta, M. Zañartu, S. W. Feng, H. A. Cheyne, and R. E. Hillman. Mobile voice health monitoring using a wearable accelerometer sensor and a smartphone platform. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 59(11):3090–3096, Nov 2012.
- [5] J. L. Flanagan. *Speech Analysis Synthesis and Perception*. Springer-Verlag, 1972.
- [6] M. Rothenberg. A new inverse filtering technique for deriving the glottal air flow waveform during voicing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 53(6):1632–1645, 1973.
- [7] I. R. Titze. *Principles of Voice Production*. Prentice Hall, 1994.
- [8] J. C. Ho, M. Zañartu, and G. R. Wodicka. An anatomically based, time-domain acoustic model of the subglottal system for speech production. *J. Acoust. Soc. Am.*, 129(3):1531–1547, 2011.
- [9] M. Zañartu, J.C. Ho, D.D. Mehta, R.E. Hillman, and G.R. Wodicka. Subglottal impedance-based inverse filtering of voiced sounds using neck surface acceleration. *Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on*, 21(9):1929–1939, Sept 2013.
- [10] J. Kennedy and R. Eberhart. Particle swarm optimization. In *Neural Networks, 1995. Proceedings.*, IEEE International Conference on, volume 4, pages 1942–1948 vol.4, Nov 1995.
- [11] Holmberg et al. , Relationships Between Intra-Speaker Variation in Aerodynamic Measures of Voice Production and Variation in SPL Across Repeated Recordings, *Journal of Speech and Hearing Research*, Volume 37, 484-495, June 1994.
- [12] Maronna, R. , Martin, R. , Yohai, V. , *Robust Statistics: Theory and Methods*. Wiley , 2006
- [13] Zañartu, M.; Espinoza, V.; Mehta, D.; Van Stan ,J.; Cheyne II, H.; Ghassemi, M.; Guttag, J.; and Hillman, R. (2013), "Toward an Objective Aerodynamic Assessment of Vocal Hyperfunction using a Voice Health Monitor". 8th International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications, MAVIBA 2013, December 16 - 18 2013, Firenze, Italy.
- [14] Daryush D. Mehta, Daniel Rudoy, and Patrick J. Wolfe. Kalman-based autoregressive moving average modeling and inference for formant and antiformant tracking). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(3):1732–1746, 2012.