

SISTEMA DE SEGUIMIENTO PARA EL MONITOREO AMBULATORIO DE LA VOZ EN PACIENTES CON HIPERFUNCION VOCAL

Andrés Llico¹, Matias Zañartu¹ y Agustín González¹

¹Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso, Chile
andres.llico@alumnos.usm.cl, {matias.zanartu, agustin.gonzalez}@usm.cl

Palabras Claves: Monitoreo ambulatorio. Cuerdas vocales. Voz humana. Otorrinolaringología.

1 INTRODUCCIÓN

Muchos trastornos comunes de la voz resultan de patrones abusivos o inapropiados, los cuales generalmente producen lesiones en las cuerdas vocales y resultan en una disfonía funcional y fatiga vocal [1]. Este tipo de comportamientos se conocen como *hiperfunción vocal*, y son difíciles de diagnosticar en un ambiente clínico, sin embargo, podrían ser mejor caracterizados mediante un monitoreo ambulatorio de larga duración mientras el paciente realiza sus actividades diarias [2]. Para ello es necesario contar con un sistema que: (a) sea discreto, cómodo, y privado (confidencial), (b) permita extraer parámetros de la voz clínicamente relevantes, y (c) tenga la capacidad de almacenar datos continuamente durante un día. Esfuerzos previos han posibilitado este tipo de monitoreo mediante la medición de la aceleración de la piel del cuello [3,4], sin embargo se han visto limitados en el almacenamiento de las señales completas y en ofrecer mayores prestaciones [2]. Una nueva versión de este sistema que utiliza un Smartphone se encuentra en etapa de desarrollo [5], aumentando significativamente las posibilidades de procesamiento local y remoto.

El presente trabajo tiene como objetivo explorar la conectividad del Smartphone y su impacto en el consumo de batería, con el fin de habilitar las capacidades remotas de seguimiento de la adquisición de señales, biofeedback, y respaldo de datos.

2 MÉTODOS

El dispositivo actual, el cual cuenta con un acelerómetro fijado al cuello del paciente, se muestra en Fig. 1. En una primera etapa se evaluará un sistema de seguimiento que permita verificar remotamente si el sistema de adquisición se encuentra operando correctamente. Para ello se requiere detectar que el sensor se encuentre fijado correctamente al paciente y el sistema de adquisición se encuentre operativo, información que debe ser transmitida al servidor de forma periódica. Además, se espera reportar indicadores adicionales concernientes al estado de las cuerdas vocales mediante la ejecución local del algoritmo IBIF [6,7]. Con este fin, se realizaron pruebas de transferencia de datos por el canal 3G (EDGE, HSDPA) para determinar si las velocidades ofrecidas cumplen con los requerimientos necesarios y el consumo de potencia asociado a la plataforma.

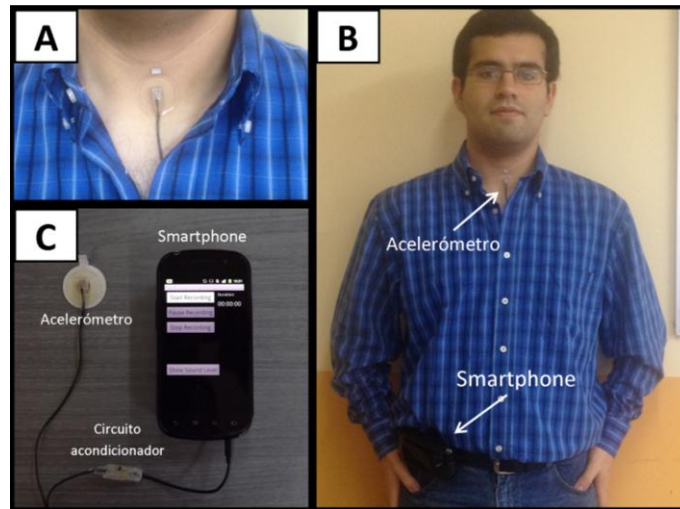


Fig. 1: Sistema de monitoreo de voz. (A) Imagen ampliada del sensor colocado sobre el cuello, (B) persona utilizando el sistema de monitoreo de voz con el cableado oculto bajo la ropa y el smartphone en el cinturón, (C) Smartphone modificado para aceptar la entrada del sensor de aceleración con un circuito acondicionador en línea.

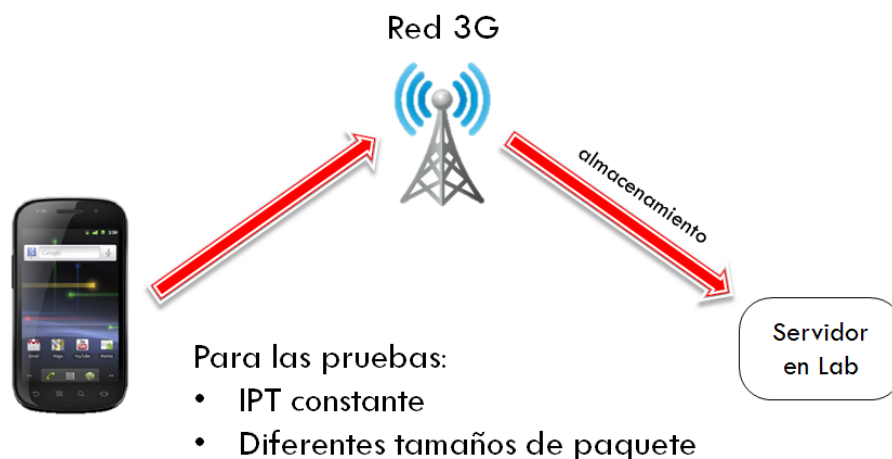


Fig. 2: Escenario experimental. Cada prueba es realizada con un IPT constante (del inglés InterPacket Time), variando el tamaño de los paquetes enviados.

El escenario de pruebas se ilustra en la Fig. 2. Se llevaron a cabo 3 pruebas con tiempos entre envíos de: (a) 25 [ms], (b) 50 [ms] y (c) 125 [ms], para evaluar la capacidad del canal y el impacto de la tasa de envío en el consumo energético. Además, se realizaron mediciones del consumo de batería durante el envío continuo de datos por periodos de entre 1 a 2 horas.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de las pruebas de la tasa de transferencia entregadas por un operador local (Entel S.A.) se presentan en las Fig. 3 y 4, donde se observa que el canal de subida varía según la tecnología de conexión, mostrando límites de saturación de 80 Kbps y 100 Kbps para EDGE y HSDPA respectivamente. Estos límites permiten la transmisión de la señal del acelerómetro (estimada en 60 Kbps) y además cubren ampliamente las necesidades de la señal de seguimiento (estimada en 1 Kbps).

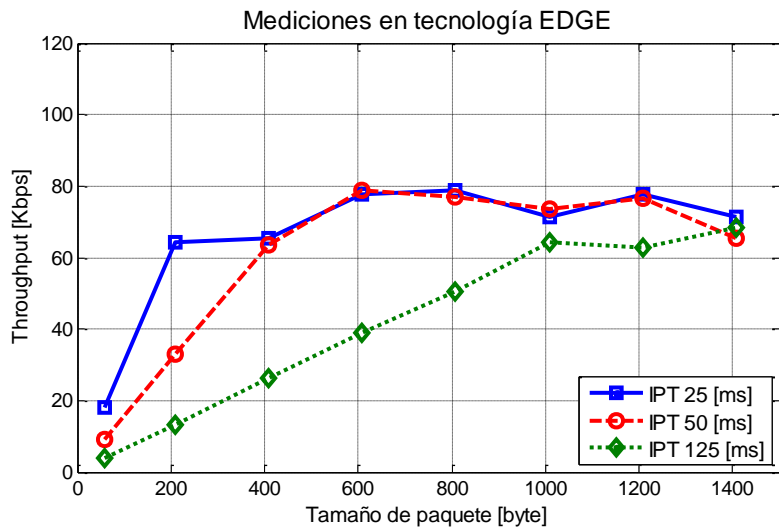


Fig. 3: Tasa máxima de transferencia de datos usando tecnología EDGE

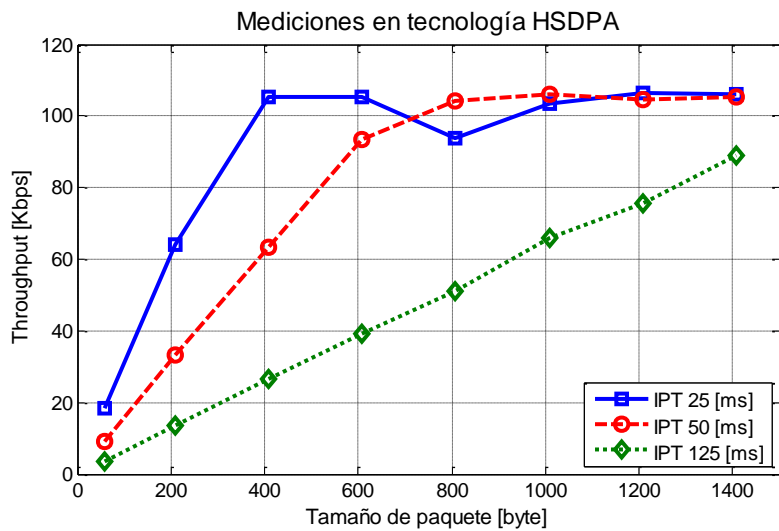


Fig. 4: Tasa máxima de transferencia usando tecnología HSDPA

El consumo de batería en EDGE junto con la tasa de recepción de datos se ilustra en la Fig. 5, donde se observa una descarga lineal de un 10% por hora en presencia de una alta demanda de transmisión constante. En estas condiciones, el sistema entrega alrededor de 10 horas de operación continua, y se espera un mejor rendimiento para la tasa requerida por el sistema de seguimiento.

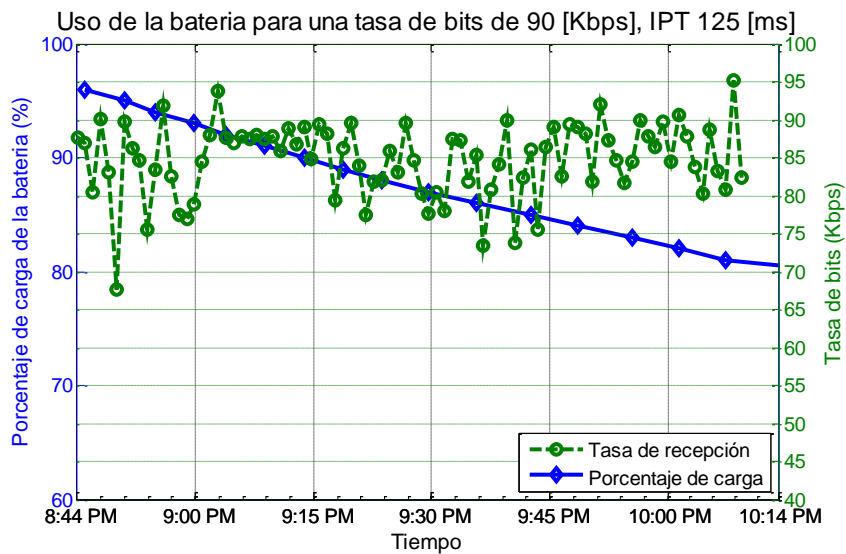


Fig. 5: Consumo de batería durante transmisión de datos. En verde, se muestra el porcentaje de carga de la batería, mientras que en azul se ilustra la tasa de datos medida.

4 CONCLUSIONES

Este trabajo propone un sistema de seguimiento utilizando el canal 3G para un equipo de monitoreo ambulatorio de voz. Los resultados indican que es factible utilizar este canal para el seguimiento de la adquisición local de señales, dada las tasas de transmisión y consumo de batería de la plataforma Smartphone. Nuestros esfuerzos actuales están dedicados al desarrollo de algoritmos para estimar parámetros clínicos de la voz que se considerarán en el sistema de seguimiento.

5 AGRADECIMIENTOS

Este proyecto cuenta con aportes de fondos UTFSM 231234, CONICYT FONDECYT 11110147, MIT-Chile MISTI 2745333 y NIH R21/R33-DC011588. Los autores agradecen especialmente a Robert E. Hillman y Daryush D. Mehta por el apoyo en este proyecto.

REFERENCIAS

- [1] 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.*, vol. 32, no. 2, pp. 373–392, 1989.
- [2] R. E. Hillman and D. D. Mehta, "Ambulatory monitoring of disordered voices," *Perspectives on Voice and Voice Disorders*, vol. 21, no. 2, pp.56–61, 2011.
- [3] H. A. Cheyne, H. M. Hanson, R. P. Genreux, K. N. Stevens, and R. E. Hillman, "Development and testing of a portable vocal accumulator," *J. Speech. Lang. Hear. Res.*, vol. 46, no. 6, pp. 1457-1467, 2003.
- [4] P. S. Popolo, J. G. Svec, and I. R. Titze, "Adaptation of a Pocket PC for use as a wearable voice dosimeter," *J. Speech. Lang. Hear. Res.*, vol. 48, no. 4, pp. 780–791, 2005.
- [5] 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", En revision, 2012.
- [6] M. Zañartu, G. R. Wodicka, J. C. Ho, R. E. Hillman, and D. D. Mehta, "Estimation of glottal aerodynamics using an impedance-based inverse filtering of neck surface acceleration," U.S. Patent, Application Number 61444199, Filed on February 18, 2012.
- [7] M. Zañartu, J. C. Ho, D. D. Mehta, R. E. Hillman, and G. R. Wodicka, "Subglottal impedance-based inverse filtering of speech sounds using neck surface acceleration", En revisión.