

EL ESTESIÓMETRO Y TELÉMETRO LÁSER ENDOSCÓPICO LARINGOFARÍNGEO (LPEER)

Luis Fernando Giraldo-Cadavid¹, Eliana Isabel Morales Sánchez²

Resumen

El estesiómetro y telémetro láser endoscópico laringofaríngeo (LPEER) es un dispositivo diagnóstico para medir de forma cuantitativa los umbrales sensoriales mecánicos del tracto laringofaríngeo. La medición de estos umbrales tiene utilidad en el diagnóstico y evaluación de la respuesta al tratamiento de las enfermedades que cursan con alteraciones en la sensibilidad laringofaríngeo, ya sea por hipoestesia o por hipersensibilidad. Entre las entidades que cursan con hipoestesia cabe mencionar la disfagia orofaríngeo secundaria a enfermedad cerebrovascular, trauma craneoencefálico, posoperatorio de cirugía de corazón, diabetes y el síndrome de apnea-hipopnea obstructiva del sueño. En el otro extremo del espectro se encuentran entidades que cursan con hiperestesia laringofaríngeo, como la laringe hipersensible o irritable, que es una causa frecuente de tos crónica de difícil control. El LPEER ha superado de manera satisfactoria las fases de diseño, calibración, verificación, validación en laboratorio y validación clínica en términos de precisión y exactitud de la medición de los umbrales sensoriales (estesiometría) mecánicos del tracto laringofaríngeo y puede llegar a constituirse en una herramienta útil para el diagnóstico y seguimiento de las patologías que cursan con alteraciones sensoriales laringofaríngeas.

Palabras clave: *Broncoscopia; deglución; endoscopios; estesiómetro; láseres de fibra; laringe; mecanoreceptor; diagnóstico médico; fibras ópticas; faringe; telémetro; reflejo; fiabilidad; repetibilidad y reproducibilidad de los resultados; precisión; exactitud diagnóstica; umbrales sensoriales; telémetro.*

1 MD. Internista. Neumólogo. Doctor en Investigación Médica Aplicada. Neumología Intervencionista. Fundación Neumológica Colombiana. Departamento de Epidemiología, Universidad de La Sabana. Miembro Correspondiente de la Academia Nacional de Medicina. Bogotá, Colombia.

2 MD. Internista. Neumóloga. Servicio de Neumología, Fundación Valle del Lili. Docente Departamento de Medicina Interna, Universidad ICESI. Cali, Colombia.

THE LARYNGOPHARYNGEAL ENDOSCOPIC ESTHESIOMETER AND RANGEFINDER (LPEER)

Abstract

The laryngopharyngeal endoscopic esthesiometer and laser rangefinder (LPEER) is a diagnostic device for the quantitative measurement of the mechanical sensory thresholds of the laryngopharyngeal tract. The measurement of these thresholds is useful in the diagnosis and evaluation of the treatment of conditions coursing with alterations in laryngopharyngeal sensitivity, either hypoesthesia or hypersensitivity. Among the conditions that present with hypoesthesia, it is worth mentioning the oropharyngeal dysphagia secondary to cerebrovascular disease, brain trauma, postoperative of heart surgery, diabetes and the obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome. At the other end of the spectrum, there are conditions presenting laryngopharyngeal hypersensitivity, such as the hypersensitive or irritable larynx, which is a frequent cause of difficult to control cough. The LPEER has successfully passed the phases of design, calibration, verification, and validation in the laboratory, as well as clinical validation in terms of precision and accuracy of the measurement of the laryngopharyngeal sensory thresholds (esthesiometry) and might become a useful tool for the diagnosis and monitoring of pathologies presenting with laryngopharyngeal sensory alterations.

Key words: *Bronchoscopy; swallowing; endoscopes; esthesiometer; fiber lasers; larynx; mechanoreceptor; medical diagnosis; optical fibers; pharynx; rangefinder; reflex; reliability; repeatability and reproducibility of results; precision; diagnostic accuracy; sensory thresholds; telemeter.*

Introducción

El estesiómetro y telémetro láser endoscópico laringofaríngeo (LPEER, por sus siglas en inglés: Laryngopharyngeal Endoscopic Esthesiometer and Rangefinder) es un dispositivo médico para medir la sensibilidad mecánica del tracto laringofaríngeo, la cual está implicada en funciones tan esenciales y diversas como la permeabilidad y protección de las vías respiratorias, la deglución y la regulación de la voz. Su diseño, fabricación y validación fueron realizadas por un grupo

interdisciplinario de investigadores compuesto por Luis Fernando Giraldo Cadavid, médico, internista y neumólogo colombiano, PhD en investigación médica aplicada; Secundino Fernández, médico, otorrinolaringólogo español, PhD; Javier Burguete, físico español, PhD; Mauricio Agudelo, ingeniero colombiano, MSc, y Mario Arbulú, ingeniero peruano, MSc, PhD. El trabajo de este grupo para el diseño y fabricación de este nuevo dispositivo, cuyas publicaciones se resumen en esta revisión, se basó en detección de las fuentes de error y en el control sistemático de las mismas.

Rol de la sensibilidad en la fisiología y patología del tracto laringofaríngeo

Las funciones laringofaríngeas son ejercidas por un poco más de treinta músculos que se encargan de regular la respiración, la deglución y la fonación; de igual forma, protegen las vías respiratorias de la entrada del material nocivo y las mantienen abiertas durante el sueño para que no haya colapso y no se presenten problemas como la apnea obstructiva del sueño. Todas estas funciones, tan distintas, deben ser ejercidas por el mismo grupo de músculos coordinados por el cerebro usando la información que recibe de los mecanorreceptores del tracto laringofaríngeo y de allí la importancia de la sensibilidad mecánica (1).

Hay enfermedades que pueden cursar con pérdida de la sensibilidad laringofaríngea o hipoestesia, como la **disfagia orofaríngea**. El compromiso sensorial laringofaríngeo tiene especial relevancia en la fisiopatología de la disfagia orofaríngea y se correlaciona con la severidad de esta entidad (2-5). Más recientemente se ha descrito el compromiso sensorial mecánico laringofaríngeo en el **síndrome de apnea-hipoapnea obstructiva del sueño (SAHOS)**, en el cual se ha observado que existe un subgrupo de pacientes donde hay una relación lineal entre el grado de compromiso sensorial y la severidad del SAHOS (6). También se ha observado hipoestesia laringofaríngea en otras circunstancias como en los pacientes en el posoperatorio de cirugías de corazón abierto o de trasplante de corazón o pulmón, por la denervación que estas intervenciones producen y que llega a comprometer la sensibilidad mecánica laringofaríngea con las consiguientes alteraciones, entre ellas, la disfagia (3, 7).

En el otro extremo están aquellas enfermedades que cursan con hipersensibilidad laringofaríngea, como la **laringe irritable o hipersensible** y el **síndrome de tos por hipersensibilidad**, entidades que se han descrito

recientemente, después de la década de los noventa y que probablemente hacen parte de un grupo de entidades nosológicas que se manifiestan por tos crónica refractaria a los tratamientos convencionales para la tos, con hiperestesia e hiperalgesia laringofaríngea (8-10).

Estas entidades tienen una importancia grande en la salud de la población general porque la disfagia afecta del 8 al 10% de la población, la **apnea-hipoapnea obstructiva del sueño (SAHOS)** afecta un 5%, incluso en estudios más recientes se ha visto que puede llegar hasta el 20% de la población y la **tos crónica por hipersensibilidad** puede comprometer del 2 al 5% de la población general (11-14).

Todas estas enfermedades tienen tratamientos que se han introducido recientemente, después de haber pensado durante muchos años que las **alteraciones sensoriales laringofaríngeas** no tenían ningún tratamiento que ofrecer al paciente. La intervención terapéutica sobre la que se ha recogido más evidencia, gracias a las investigaciones sobre la rehabilitación de pacientes con enfermedad cerebrovascular y trauma craneoencefálico, es la de electroestimulación para la hipoestesia y paresia laringofaríngea. Para éstas, la **estimulación eléctrica transcutánea** logra recuperar funciones motoras o sensoriales perdidas a través de **mecanismos de neuroplasticidad**. También hay protocolos de **rehabilitación laringofaríngea** que ayudan a modular estados de hipersensibilidad, consiguiendo un adecuado control de la tos, de los síntomas de disfunción laríngea (disnea y disfonía) y de la hipertonía en los músculos laringofaríngeos (15-17).

Así pues, es claro que existe un grupo de entidades que comprometen la sensibilidad laringofaríngea y de igual manera, intervenciones que sirven para tratarlas. No obstante, no se ha contado con métodos precisos para medir esas alteraciones y para evaluar la eficacia de tales intervenciones.

La medición clínica de los umbrales sensoriales laringofaríngeos y el desarrollo del LPEER

Hubo un primer intento de un sistema cuantitativo para evaluar la sensibilidad laringofaríngea que fue diseñado por Aviv en la década de los noventas. Aviv diseñó un generador de pulsos de aire y un sistema electrónico para controlar tales pulsos, aplicándolos sobre la garganta como estímulos de intensidad precisa que permitieran medir los umbrales sensoriales en el tracto laringofaríngeo (18).

Los estudios iniciales de Aviv fueron muy prometedores, pero cuando el dispositivo empezó a usarse masivamente se encontró que el error aleatorio del mismo podía llegar a ser tan alto como del 30%, con coeficientes de correlación intraclase (estadístico que mide la concordancia entre observaciones repetidas por el mismo observador o por diferentes observadores) por debajo del 0,4 (el valor ideal es 1) y con errores sistemáticos también altos, de un 20% o más; es decir, que la prueba tenía pobre reproducibilidad y exactitud (19, 20). Estos niveles de error son demasiado altos para poder aplicar de manera extensa una prueba diagnóstica en la práctica clínica.

Por otra parte, hay pruebas con estímulos químicos para detectar pacientes con tos por hipersensibilidad; sin embargo, estos estímulos químicos lastimosamente pueden generar reacción cruzada con la hipersensibilidad que se ve en el asma y por lo tanto no permiten diferenciar entre tos crónica por hipersensibilidad exclusiva del tracto laringofaríngeo de aquella causada por el asma (14). De acuerdo con lo anterior, era necesario contar con un dispositivo que permitiera medir los umbrales sensoriales laringofaríngeos con mayor precisión y con mayor exactitud y no presentase una reacción cruzada con la hipersensibilidad del árbol bronquial y, por ello, ese fue el objetivo del desarrollo del LPEER.

La meta era tener un dispositivo para medir los umbrales sensoriales laringofaríngeos con un margen de error por debajo del 10%. El método que usamos para diseñarlo fue primero analizar de manera detallada el primer dispositivo que existía e investigar sus fuentes de error y los factores generadores de error en el método de medición de umbrales sensoriales usando tal dispositivo.

Este estesiómetro tendría que servir para medir cuantitativamente los reflejos laríngeo aductor, que consiste en el cierre de los pliegues vocales cuando se estimula la mucosa laringofaríngea, el reflejo tusígeno ante estímulos mecánicos en el tracto respiratorio y el reflejo nauseoso ante estímulos mecánicos faríngeos. Dos de estos tres reflejos, el tusígeno y el nauseoso, hasta ahora no contaban con métodos cuantitativos para medir sus umbrales.

Exploramos los factores que pudieran estar generando error en la medición de los umbrales sensoriales mecánicos incluyendo (21, 22):

- Determinación de la distancia, el ángulo y el lugar del impacto de los pulsos de aire: previamente estas determinaciones dependían de la subjetividad de cada observador y las variaciones en estos factores afectaban significativamente la intensidad de impacto del pulso de aire sobre la superficie que se disparaba.
- Presión del aire a la entrada del dispositivo, con la que se alimentan las válvulas reguladoras y la duración de los pulsos de aire: esta presión no tenía mecanismos que garantizaran su estabilidad, se generaba con un compresor de baja potencia (similar los usados para hacer micronebulizaciones en domicilios), cuyo funcionamiento podía afectarse fácilmente.
- Orden de los pulsos de aire y posible efecto de la histéresis: presiones crecientes vs. decrecientes vs. aleatorio. Si la presión de los pulsos de aire iba

umentando gradualmente, si se administraban de forma decreciente, cada vez con presiones menores, o si se hacían en forma aleatoria, por la histéresis, propia de los sistemas neumáticos, el orden de los pulsos podría generar variabilidad en la intensidad de estos. La histéresis de los sistemas neumáticos lleva a que no siempre se alcance la misma presión cuando uno administra pulsos en orden de intensidad creciente que cuando los administra en orden decreciente.

- El diámetro, longitud y material del tubo conductor de los pulsos: se encontró que había distintos tipos de fundas por las cuales se conducían los pulsos de aire al tracto laringofaríngeo, de diferentes longitudes y materiales, y varias usaban tubos porosos para conducir los pulsos de aire, todo lo cual generaba variaciones grandes en la intensidad del pulso de aire sobre la superficie donde impactaba.
- La duración de los pulsos de aire: una duración menor de 100 milisegundos se asociaba con mayor variabilidad en la intensidad de los pulsos de aire.
- El diámetro de los pulsos de aire frente al sistema calibrador: el sistema calibrador que usaba en el primer dispositivo tenía un orificio para la entrada del pulso de aire de un milímetro de diámetro, mientras que el diámetro promedio de los pulsos de aire medido con diafragmas, en agua y con humo químico era de 4 milímetros (4 veces más grande el pulso de aire que el orificio que se usaba para medirlo y calibrar el equipo).

En total se hicieron 11.576 mediciones explorando todos estos factores; se encontró que estos, cuando se introducían en un modelo de regresión lineal múltiple, se asociaban de manera independiente con la variabilidad de los pulsos.

Una vez detectados los principales factores generadores de error, se procedió a construir un prototipo de investigación (Figura 1), conformado por un generador de pulsos de aire y un sistema laser de fibra óptica que

se conecta a un endoscopio convencional delgado -de 3,4 milímetros de diámetro externo-, que es el que se usa habitualmente para broncoscopia pediátrica. Este dispositivo tenía un puerto para la salida de los pulsos de aire, que se conectaba por un tubo al canal de trabajo del endoscopio y un puerto para la salida del láser de fibra óptica adherido al extremo distal del endoscopio (Figura 1) (22).

La imagen endoscópica que se genera con este estesiómetro puede verse en la Figura 2, donde se observa la laringe, los cartílagos cuneiformes y corniculados y el spot del láser. La grilla con círculos ayuda tanto a la estimación de la distancia, como a centrar la imagen para que los círculos se apliquen siempre en las mismas estructuras (22).

Hay un círculo que centra la imagen de la cámara, otro círculo que marca una distancia de 3 milímetros, otro de 6 y otro de 9 milímetros; esto funciona con un sistema de triangulación que calcula la distancia entre el sitio desde donde se emite un rayo láser hasta el sitio donde se proyecta el spot de este, aplicado al endoscopio. Entonces cuando el centro del spot del láser está sobre el círculo de 9 milímetros quiere decir que el orificio de salida del endoscopio está a 9 milímetros de la estructura sobre la que se está proyectando el spot del láser (22).

Hay otra guía a 12 milímetros de distancia y una línea horizontal que pasa por la mitad del cartílago cuneiforme y una línea vertical que pasa por la mitad del cartílago corniculado y los estímulos se aplican a esta zona de la mucosa (pliegues aritenopiglóticos), que es el área más rica en receptores mecánicos de la laringe.

La validación del LPEER

Una vez diseñado el equipo se procedió a hacer la verificación experimental en cuanto a la reproducibilidad del estímulo que se estaba generando y en cuanto a la

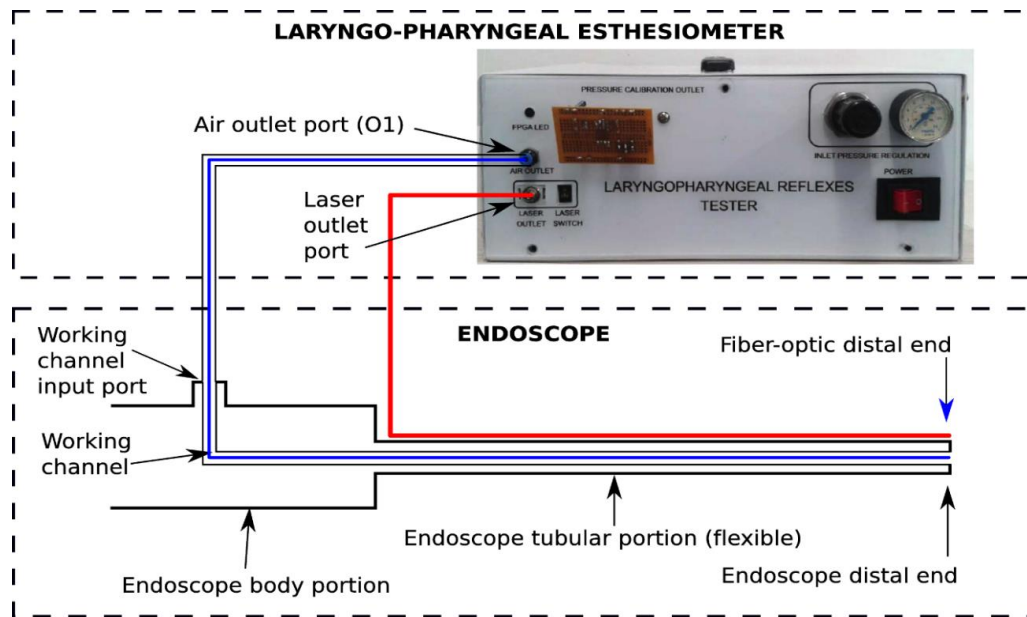


Figura 1. Estesiómetro laringofaríngeo acoplado a fibroscopio. Tomado de: Giraldo-Cadauid LF, Agudelo-Otálora LM, Burguete J, et al. Design, development and validation of a new laryngo-pharyngeal endoscopic esthesiometer and range-finder based on the assessment of air-pulse variability determinants. *BioMedical Engineering Online* 2016; 15:1-23.

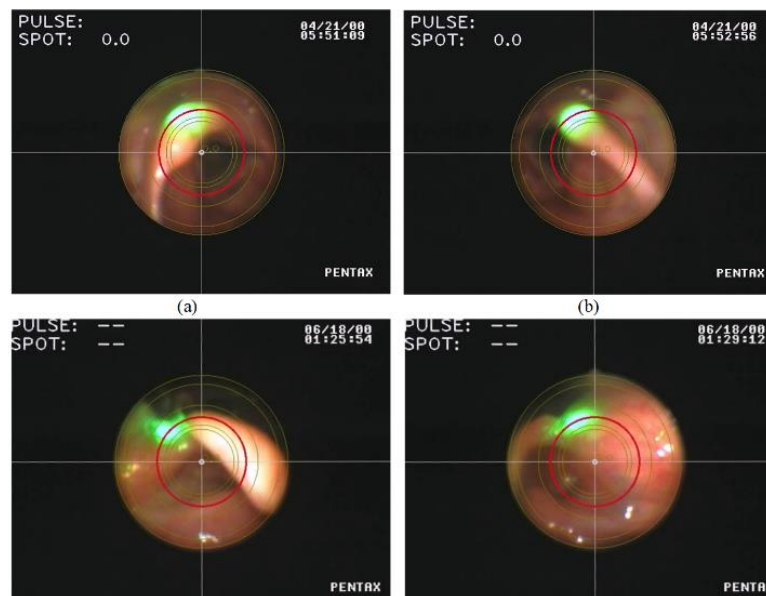


Figura 2. Imagen endoscópica para la medición de los umbrales sensoriales laringofaríngeos Tomado de: Giraldo-Cadauid LF. *Fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing with sensory test (FEESST) protocol for the validation of a laryngo-pharyngeal Endoscopic esthesiometer and rangefinder (LPEER)*. 2013. <https://www.upperairwaylfgiraldo.wordpress.com/about/>

capacidad para medir distancias del telémetro endoscópico que se diseñó. La reproducibilidad de las presiones mostró un coeficiente de variación de 0,02, lo cual quiere decir que se logró disminuir el error aleatorio de 30% a 2%. Respecto a la exactitud que se refería a la diferencia absoluta entre las presiones deseadas y las observadas se logró una reducción hasta el 2% (22).

Adicionalmente, se hizo una evaluación de la capacidad del telémetro para medir las distancias de la laringe comparando la distancia medida por el telémetro frente a la distancia medida por un micrómetro de alta precisión usado en óptica láser. Se encontró una relación lineal entre las dos distancias; el coeficiente de correlación de Pearson entre las dos mediciones fue de 0,99, el valor ideal de este coeficiente es 1, por lo que se considera excelente al igual que el R2 que estuvo en 0,98. El error de medición estaba por debajo de 1 milímetro en la estimación de la distancia (22).

Con lo anterior, se diseñó el protocolo de exploración de los reflejos (23) en el cual se buscó evaluar: el reflejo laríngeo-aductor (24), and patients with impaired cognition may not be able to perform the required task. In the search for an objective measure of laryngeal sensory function, we have observed that the laryngeal adductor reflex (LAR que es el cierre de la glotis de las cuerdas bucales cuando se estimula la mucosa de la laringe; el reflejo de la tos (25), que es la salida explosiva de aire de la vía respiratoria inferior ante esta estimulación, y el reflejo nauseoso que es la contractura orofaríngea ante estímulos mecánicos de la mucosa faríngea (26).

Para medir los umbrales de los reflejos laríngeo aductor y de la tos, el endoscopio se acerca a la mucosa de los pliegues aritenoepliglóticos y se dispara el pulso de aire. Cuando se llega a la intensidad del umbral para el reflejo laríngeo aductor, hay un cierre de los pliegues vocales, como un pestaño: ese es el reflejo laríngeo-aductor y se hace bilateralmente (23). Cuando se al-

canza la intensidad del reflejo de la tos, se desencadena una tos refleja. El reflejo nauseoso se explora en el sitio de inserción de la epiglotis a las paredes faríngeas y cuando se alcanza la intensidad correspondiente al umbral de este reflejo, se desencadenan náuseas (23).

Una vez hecho esto, fue necesario continuar con la fase de validación clínica a fin de evaluar si estos resultados, en cuanto a precisión del dispositivo como tal en términos de ingeniería, se reflejaban en mejoría también de la concordancia en la medición de la sensibilidad hecha por dos observadores: uno que fuera experto y otro no experto. El coeficiente de correlación intraclase, que es el estadístico que suele usarse para hacer esta comparación, tenía un valor base de 0,4 con el dispositivo previo (19, 20) y la meta propuesta fue tenerlo por encima de 0,6 (27), que son valores aceptables para aplicar la prueba en la práctica clínica. Además, se evaluó la reproducibilidad por medio de los gráficos de acuerdo de Bland-Altman (28) que mostraran que no habían diferencias y que no habían sesgos entre las mediciones de un observador frente al otro; es decir, que la diferencia de las mediciones en promedio fueran cero y que la amplitud del margen de diferencia entre uno y otro fuera aceptable para los niveles de medición que se estaban haciendo.

Para cumplir este objetivo se realizó un primer estudio de reproducibilidad, que fue un estudio prospectivo “cross-over”, en el cual se cruzaron los resultados de un observador con los del otro, en pacientes consecutivos con disfagia por ACV y un grupo individuos sanos. El orden de los observadores se asignaba de manera aleatoria, uno de los observadores era experto, con 9 años de experiencia en la técnica y otro era no experto (un médico que llevaba un mes de entrenamiento en la técnica). Lo anterior con el fin de abarcar el espectro completo de experiencia en el manejo del endoscopio (29).

Cada uno de los observadores hizo dos mediciones durante una prueba endoscópica de la deglución que se

conoce con el nombre FEESST, por su sigla en inglés. El paciente se ponía sentado a 90 grados o semi-sentado, se usaba el broncoscopio pediátrico mencionado previamente, gel hidrosoluble en lugar de anestésico, dado que se trataba de una prueba sensorial y no se podía anestesiar la mucosa laringofaríngea. Posteriormente se exploraron los umbrales de los reflejos laríngeo-aductor, tusígeno y nauseoso (29).

La población del estudio estaba constituida por 67 pacientes, la mitad de ellos controles y la otra con ACV y disfagia. La mitad eran mujeres y la edad promedio era de 53 años. Las comorbilidades más frecuentes fueron tabaquismo en el 37 % de los pacientes, el EPOC y otras enfermedades como insuficiencia renal crónica, enfermedad del colágeno, reflujo gastro-esofágico, etc. (29).

Se midió el coeficiente de correlación intraclase intraobservador, es decir, comparando la medición de un observador con una medición repetida hecha por ese mismo observador en el mismo paciente (27, 30). Se esperaba un valor por encima del 0,6, pero el valor encontrado fue 0,97 en el LART para el observador no experto y 0,98 de coeficiente de correlación intraclase para el observador experto; el valor máximo que puede tener este coeficiente es de 1, es decir, que los resultados fueron bastante buenos en las comparaciones de un observador consigo mismo. En el caso de reflejo de la tos, fueron valores similares por encima de 0,95 y en el caso del reflejo nauseoso fueron un poco inferiores, pero todas formas fueron muy buenos porque estuvieron por encima de 0,90 (29).

Cuando se compararon los resultados del observador experto frente al observador no experto, para ver la concordancia y ver qué tanto se reflejaba la diferencia de experiencia en la técnica en las mediciones, los valores encontrados fueron también bastante buenos: de 0,88 para el reflejo laríngeo-aductor, de 0,8 para el reflejo de la tos y 0,7 para el nauseoso. En todos los casos, el reflejo nauseoso siempre tuvo un poco me-

nos de reproducibilidad tanto intraobservador como entre observadores. Lo anterior es un resultado esperado, dado que el reflejo nauseoso sobre todo en pacientes con ACV no ha sido muy buen predictor de la disfagia (29).

Después de hacer la medición de la reproducibilidad, es decir, del error aleatorio, era necesario evaluar el grado de error absoluto, que corresponde a la exactitud de la prueba sensorial con este dispositivo. Para lo anterior, se hizo una curva ROC y se midió el área bajo la curva con el fin de ver si el dispositivo era capaz o la prueba era capaz de diferenciar aquellos pacientes que tenían el grado más severo de disfagia, es decir, aquellos pacientes que tenían indicación de una vía alternativa a la oral para su alimentación, debido a aspiración del alimento durante la deglución.

Las áreas bajo las curvas ROC fueron interpretadas de acuerdo con la escala propuesta por Hosmer y Lemeshow (31) de la siguiente manera:

- 0,6 a 0,7: pobre la capacidad discriminatoria.
- 0,7 a 0,8: capacidad discriminatoria aceptable.
- 0,8 a 0,9: capacidad discriminatoria excelente.
- Mayor o igual a 0,9: capacidad discriminatoria casi perfecta.

El estudio de exactitud se llevó a cabo en una cohorte de pacientes prospectivos que tenían riesgo de disfagia por distintas enfermedades, la más frecuente el ACV, y en ellos se evaluaron los tres reflejos mencionados y se compararon con las alteraciones en la deglución detectadas en la prueba endoscópica de deglución (FEES), que es una de las dos pruebas de referencia para los trastornos de la deglución (32).

Los desenlaces en la prueba de deglución eran (33):

- Presencia de comida en la faringe después de la deglución: se denomina residuos.

- Entrada de comida en la laringe por encima de los pliegues vocales: corresponde a penetración.
- Aspiración de alimento que pasa por debajo de los pliegues vocales a la tráquea: se denomina aspiración y cuando es mayor al 5% del bolo se considera severa.
- Severidad de la disfagia: se calculó de acuerdo con la escala validada por Rosenbek de penetración-aspiración en cada paciente, que va de 1 a 8 dependiendo de la gravedad de las alteraciones (34).

En este estudio se incluyeron 118 pacientes. La mitad de ellos eran hombres, la edad promedio era de 56 años y las enfermedades más frecuentes eran enfermedades cerebro-vasculares en el 36%, reflujo gastro-esofágico, enfermedades neurodegenerativas, y otras entidades que tenían una frecuencia inferior. La gravedad de la disfagia en estos pacientes tuvo un rango de 1 a 8, es decir, que hubo pacientes en todo el rango del espectro de la severidad de la disfagia; la mayoría tenían disfagia leve (35).

La capacidad discriminadora del reflejo laríngeo-aductor para detectar disfagia grave, tuvo un área bajo la curva de 0,83 que está en el rango de una capacidad discriminadora excelente y fue estadísticamente significativa ($P < 0,0001$) (35). Para el reflejo de la tos, el valor fue un poco inferior pero bastante bueno 0,79 ($P < 0,0001$) y para el reflejo nauseoso, el desempeño nuevamente fue menos bueno con un valor de 0,72 ($P < 0,0001$) que se encuentra en el rango de aceptable (35).

Los reflejos que encontramos en los diversos grupos poblacionales fueron (35):

- En aquellos **pacientes normales**, la sumatoria del reflejo explorado en el lado derecho más el del lado izquierdo fue de 0,28, es decir, que a cada lado hay que dividir esto por 2 para saber el umbral de cada lado, esto es 0,14 mN. El reflejo de la tos fue de 4,5 mN y la del reflejo nauseoso fue de 12 mN.

- En los que tenían **hipersensibilidad de la vías respiratorias altas**, el reflejo de la tos bajaba su umbral a 6,2 la sumatoria, es decir, 3,1 en cada lado. Además, el reflejo nauseoso bajaba la sumatoria de 24 a 9, es decir, 4,5 a cada lado. Sobre todo, el reflejo nauseoso marcó una diferencia bastante grande entre los que tenían hipersensibilidad laringofaríngea y los normales. Este es un hallazgo que hasta ahora no había sido reportado de manera cuantitativa.
- En cuanto al grupo de pacientes que tenían **disfagia**, la sumatoria de los reflejos laríngeo-aductor derecho e izquierdo fue de 0,5mN, es decir, casi el doble del grupo normal; nuevamente para cada lado hay que dividirlo entre dos, esto es 0,25mN. En el caso del reflejo de la tos y el reflejo nauseoso los umbrales fueron iguales, de casi 33 mN para la suma y 16,5 mN para el umbral de estos reflejos en cada lado del tracto laringofaríngeo. Esos son los reflejos que más se alteran en la población con ACV, que es una población que tiene un compromiso sensorial mucho más severo.

Conclusiones

- El método de investigar las fuentes de error fue útil para detectar factores que no habían sido controlados hasta la fecha.
- El control de estos factores con el LPEER, permitió mejorar de manera importante la precisión y exactitud de la prueba sensorial.
- La evaluación de los reflejos aductor laríngeo y de la tos con el LPEER, mostró excelente reproducibilidad y exactitud.
- La evaluación del reflejo nauseoso con el LPEER mostró buena reproducibilidad y exactitud aceptable.

Fuente de financiación

Este manuscrito no contó con financiación externa.

Conflicto de interés

Luis Fernando Giraldo-Cadavid, primer autor y corresponsal del presente manuscrito tiene una patente otorgada por la Superintendencia de Industria y Comercio de Colombia al Estesiómetro y Telémetro Endoscópico Laringo-faríngeo y (LPEER) (Número: 13-121843-00003-0000), un PCT (Solicitud Internacional No.: PCT / IB2014 / 061063) y una patente de EEUU en trámite. La Universidad de La Sabana (Colombia) es propietaria de los derechos financieros de esta patente y Luis Fernando Giraldo-Cadavid, Javier Burguete, Mario Arbulu, Mauricio Agudelo y Secundino Fernández, poseen la propiedad intelectual de esta patente. Esta patente puede constituir un conflicto de intereses con el presente manuscrito.

Consideraciones éticas

Por tratarse de un artículo de revisión en el cual no participaron sujetos de investigación, no aplica la obtención de consentimiento informado. De todas formas, se siguieron los principios éticos contenidos en la Declaración de Helsinki.

Referencias

1. Miyaji H, Hironaga N, Umezaki T, Hagiwara K, Shigeto H, Sawatsubashi M, Tobimatsu S, Komune S. Neuromagnetic detection of the laryngeal area: Sensory-evoked fields to air-puff stimulation. *NeuroImage* 2014; 88: 162-169.
2. Aviv JE, Kim T, Thomson JE, Sunshine S, Kaplan S, Close LG. Fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing with sensory testing (FEESST) in healthy controls. *Dysphagia* 1998; 13: 87-92.
3. Aviv JE, Murry T, Zschommler A, Cohen M, Gartner C. Flexible endoscopic evaluation of swallowing with sensory testing: patient characteristics and analysis of safety in 1,340 consecutive examinations. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2005; 114: 173-176.
4. Aviv JE, Spitzer J, Cohen M, Ma G, Belafsky PC, Close LG. Laryngeal adductor reflex and pharyngeal squeeze as predictors of laryngeal penetration and aspiration. *The Laryngoscope* 2002; 112: 338-341.
5. Hammer MJ, Barlow SM. Laryngeal somatosensory deficits in Parkinson's disease: implications for speech respiratory and phonatory control. 2010. p. 401-409.
6. Dedhia RC, Rosen CA, Soose RJ. What is the role of the larynx in adult obstructive sleep apnea? *Laryngoscope* 2014; 124: 1029-1034.
7. Atkins BZ, Trachtenberg MS, Prince-Petersen R, Vess G, Bush EL, Balsara KR, Lin SS, Davis RD. Assessing Oropharyngeal Dysphagia After Lung Transplantation: Altered Swallowing Mechanisms and Increased Morbidity. *Journal of Heart and Lung Transplantation* 2007; 26: 1144-1148.
8. Morrison M, Rammage L, Emami AJ. The irritable larynx syndrome. *Journal of Voice* 1999; 13: 447-455.
9. Morice AH, Millqvist E, Belvisi MG, Bieksiene K, Birring SS, Chung KF, Dal Negro RW, Dicpinigaitis P, Kantar A, McGarvey LP, Pacheco A, Sakalauskas R, Smith JA. Expert opinion on the cough hypersensitivity syndrome in respiratory medicine. *European Respiratory Journal* 2014; 44: 1132-1148.
10. Eccles R, Lee PCL. Cough induced by airway vibration as a model of airway hyperreactivity in patients with acute upper respiratory tract infection. *Pulmonary Pharmacology and Therapeutics* 2004; 17: 337-342.
11. Kertscher B, Speyer R, Fong E, Georgiou AM, Smith M. Prevalence of Oropharyngeal Dysphagia in the Netherlands: A Telephone Survey. *Dysphagia* 2015; 30: 114-120.
12. Jennum P, Riha RL. Epidemiology of sleep apnoea/hypopnoea syndrome and sleep-disordered breathing. *European Respiratory Journal* 2009; 33: 907-914.
13. Chung KF, Pavord ID. Prevalence, pathogenesis, and causes of chronic cough. *Lancet* 2008; 371: 1364-1374.
14. Relationship between Self-Reported Odor Intolerance and Sensitivity to Inhaled Capsaicin. 2014: 1623-1628.
15. Rofes L, Arreola V, López I, Martín A, Sebastián M, Ciurana A, Clavé P. Effect of surface sensory and motor electrical stimulation on chronic poststroke oropharyngeal dysfunction. *Neurogastroenterology and Motility* 2013; 25: 888-896.
16. Speyer R, Baijens L, Heijnen M, Zwijnenberg I. Effects of therapy in oropharyngeal dysphagia by speech and language therapists: A systematic review. *Dysphagia* 2010; 25: 40-65.
17. LLC. Central nervous system control of interactions between vocalization and respiration in mammals. *Head & Neck* 2011; 33: S21-S25.
18. Aviv JE, Debell M, Keen MS, Blitzer A, Martin JH. Air pulse quantification of supraglottic and pharyngeal sensation: A new technique. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology* 1993; 102: 777-780.
19. Hammer MJ. Design of a new somatosensory stimulus delivery device for measuring laryngeal mechanosen-

- sory detection thresholds in humans. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2009; 56: 1154-1159.
20. Cunningham JJ, Halum SL, Butler SG, Postma GN. Intraobserver and Interobserver Reliability in Laryngopharyngeal Sensory Discrimination Thresholds: A Pilot Study. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology* 2007; 116: 582-588.
 21. Giraldo LF, Agudelo M, Arbulu M, Ortiz F, Burguete J, Fernández S. Controlling the variability of air-pulses to determine the thresholds of laryngeal-pharyngeal reflexes using a novel device. 13th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering, IEEE BIBE 2013 2013: 0-3.
 22. Giraldo-Cadavid LF, Agudelo-Otálora LM, Burguete J, Arbulu M, Moscoso WD, Martínez F, Ortiz AsF, Díaz J, Pantoja JA, Rueda-Arango AsF, Fernández S. Design, development and validation of a new laryngo-pharyngeal endoscopic esthesiometer and range-finder based on the assessment of air-pulse variability determinants. *BioMedical Engineering Online* 2016; 15: 1-23.
 23. Giraldo-Cadavid LF. Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing with Sensory Test (FEESST) Protocol for the Validation of a Laryngo-pharyngeal Endoscopic Esthesiometer and Rangefinder (LPEER). [Serial online] 2013 Dec. 2013 [cited 22 Aug 2015]. Available from: <https://upperairwaylfgiraldo.wordpress.com/about/>.
 24. Martin JH, Thomson JE, Aviv JE, Kim T, Diamond B, Sacco RL, Close LG. Laryngopharyngeal Sensory Discrimination Testing and the Laryngeal Adductor Reflex. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology* 1999; 108: 725-730.
 25. McCool FD. Global Physiology and Pathophysiology of Cough. *Chest* 2006; 129: 48S-53S.
 26. Ansuia Gupta MKSH, Akash D. The Etiology and Management of Gagging: A Review of Literature In. *International Journal of Dental Research & Development (IJDRD)* 2012; 2: 54-62.
 27. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics* 1977; 33: 159-174.
 28. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research* 1999; 8: 135-160.
 29. Giraldo-Cadavid LF, Burguete J, Rueda F, Galvis AM, Castañeda N, Agudelo-Otálora LM, Moscoso WD, Páez N, Fernández S. Reliability of a laryngo-pharyngeal esthesiometer and a method for measuring laryngo-pharyngeal mechano-sensitivity in a prospectively recruited cohort of patients. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 2017; 274: 2861-2870.
 30. Sharrack B, Hughes RAC, Soudain S, Dunn G. The psychometric properties of clinical rating scales used in multiple sclerosis. *Brain* 1999; 122: 141-159.
 31. Hosmer DW, Lemeshow S. *Assessing the Fit of the Model*. 2013.
 32. Giraldo-Cadavid LF, Leal-Leaño LR, León-Basantes GA, Bastidas AR, García R, Ovalle S, Abondano-Garavito JE. Accuracy of endoscopic and videofluoroscopic evaluations of swallowing for oropharyngeal dysphagia. *The Laryngoscope* 2017; 127: 2002-2010.
 33. Giraldo-Cadavid LF, Leal-Leaño LR, León-Basantes GA, Bastidas AR, García R, Ovalle S, Abondano-Garavito JE. Accuracy of endoscopic and videofluoroscopic evaluations of swallowing for oropharyngeal dysphagia. *Laryngoscope* 2017; 127: 2002-2010.
 34. Rosenbek JC, Robbins JA, Roecker PDEB, Coyle JL, Wood JL. A Penetration-Aspiration Scale. *Dysphagia* 1996; 98: 93-98.
 35. Giraldo-Cadavid LF, Burguete J, Rueda F, Galvis AM, Castañeda N, Arbulu M, Balaguera JI, Páez N, Fernández S. Accuracy of a Laryngopharyngeal Endoscopic Esthesiometer (LPEER) for Evaluating Laryngopharyngeal Mechanosensitivity: A Validation Study in a Prospectively Recruited Cohort of Patients. *Dysphagia* 2018; 33: 15-25.

Recibido: 16 de julio de 2019
Aceptado: 23 de agosto de 2019

Correspondencia:
 Luis Fernando Giraldo-Cadavid
luisf.giraldo@unisabana.edu.co