

ESTUDIO DEL FLUJO DE AIRE Y LA RESISTENCIA NASAL EN NIÑOS CON EDADES COMPRENDIDAS ENTRE LOS SEIS Y LOS DOCE AÑOS

*Christian Contreras, O.D.**

*Luis M. Borrero, MD***

*Carlos A. García, O.D.**

RESUMEN

Por la incertidumbre existente con respecto a la posible relación entre los desórdenes respiratorios y las alteraciones del crecimiento y desarrollo del macizo craneofacial, con esta investigación se pretendió hacer un aporte al conocimiento científico mediante la obtención de datos claves acerca de la elaboración, calibración y validación de instrumentos confiables para la medición del flujo de aire, las caídas asociadas a la presión del aire inspirado y/o espirado y la resistencia nasal, en aras de poder cuantificar los valores de normalidad de la función respiratoria. Para tal efecto se diseñaron, construyeron, calibraron y se utilizaron experimentalmente instrumentos de medición de la función respiratoria. Como resultado de lo anterior, se obtuvieron curvas de calibración, tanto para el flujo de aire como para la diferencia de presión, que presentaron coeficientes de correlación (r) de 0.9997 y 0.9992, respectivamente. Mediante el uso de un espirómetro y un neumotacógrafo junto con transductores de presión conectados a un polígrafo, empleando una muestra por conveniencia compuesta por cuarenta y cuatro sujetos infantiles, con edades que oscilaron entre los seis y los doce años, se realizó un estudio piloto. En experimentos separados sobre los mismos sujetos y el uso dispositivos externos independientes, con el objeto de establecer la partición oral/nasal en la espiración espontánea de los sujetos en reposo se colectaron

simultáneamente los gases espirados por vía nasal y oral durante un lapso de ocho minutos. Se registraron curvas de flujo de aire por vía nasal y de diferencias de presión orofaringe-máscara en niños sentados y en reposo. Sobre los trazados se calcularon el flujo medio de aire durante la inspiración y la diferencia media de presión orofaringe-máscara durante la misma fase, valores con los cuales se calculó la resistencia inspiratoria media de la vía nasal. Los valores de la resistencia nasal obtenida cayeron dentro del rango normal. Los resultados de esta prueba piloto mostraron baja correlación en la mayoría de los cruces de las variables respiratorias medidas para los niños estudiados, lo que demandaría en futuros estudios el trabajar con una muestra mayor que la utilizada en el presente proyecto de investigación.

Palabras clave: *Respiración; Flujo de aire respirado; Neumotacografía; Resistencia nasal.*

INTRODUCCIÓN

En la actualidad y pese a los adelantos de las ciencias médicas, la prevalencia de los desórdenes respiratorios aún es altamente significativa. Múltiples factores, intrínsecos y extrínsecos, juegan papel trascendental dentro de su etiopatogenia. Un sinnúmero de ellos influyen sobre la fisiología ventilatoria. Se considera que en ésta los siguientes aspectos juegan un papel más relevante: la posición de reposo de la lengua, el tamaño de

* Estudiantes de postgrado en Odontología Pediátrica y Ortopedia Maxilar, Escuela de Odontología, Facultad de Salud, Universidad del Valle, Cali.

** Profesor Emérito Departamento de Fisiología.

los cornetes, la morfología del tabique nasal, el volumen tanto de las tonsilas faríngeas como de las palatinas, la presencia o ausencia de procesos y entidades inmunoalérgicas, la resistencia aérea nasal, la competencia o incompetencia labial, el volumen o flujo promedio de aire inspirado y la duración del ciclo respiratorio.

La literatura informa un escaso número de investigaciones realizadas en la población infantil para abordar la temática de la fisiología ventilatoria, por lo que se consideró de gran interés para nuestro medio, llevar a cabo un estudio en un grupo de niños y adolescentes con edades comprendido entre los 6 y los 12 años, estudio mediante el cual se pudiera evaluar y cuantificar el comportamiento de variables que conciernen a la normal función de la respiración. Este proyecto de indagación, sistemática, metódica, controlada y empírica representa una necesidad sentida por especialistas de las áreas otorrinolaringológica, ortopédica maxilar y quirúrgica máxilofacial, dado que en el medio universitario, por lo menos local, se presenta una notable deficiencia de instrumentos confiables para la medición del flujo y resistencia nasal.

El estudio, cuyos resultados se presentan en este artículo, pretendió crear una infraestructura tanto humana como locativa e instrumental, con el propósito de incursionar en el área de la investigación fisiológica de la respiración, puesto que ella se relacionada con las estructuras craneofaciales en crecimiento que tiene influencia en el desarrollo y la alineación de los dientes.

Para ello se manejaron y calibraron instrumentos de medición confiable como el espirómetro, el polígrafo, el neumotacógrafo y los transductores de presión, con los que se obtuvieron registros de flujo de aire respirado y de cambios de presión, así como de resistencia nasal comparables con los reportados por la literatura.

El objetivo general fue analizar la función respi-

ratoria nasal infantil mediante la utilización de los debidos instrumentos de medición para determinar los valores normales correspondientes.

Como objetivos específicos:

1. Cuantificar simultáneamente el volumen de respiración nasal y oral en una muestra de población infantil.
2. Construir un instrumento de medición del flujo de aire y de la resistencia nasal, de fácil manipulación, confortable para el sujeto infantil, de sencilla lectura y alta reproducibilidad.
3. Cuantificar el flujo promedio inspirado y/o espirado en la muestra de sujetos infantiles incluidos en el estudio.
4. Medir la diferencia de presión al paso del aire en la vía aérea superior, específicamente, entre las ventanas nasales y la orofaringe.
5. Cuantificar la resistencia nasal en niños de seis a doce años de edad.
6. Determinar los promedios y las variaciones individuales de resistencia nasal en el grupo de niños estudiados.

ESTADO DEL ARTE

En un estudio experimental ejercido durante seis meses y realizado en treinta y seis monos rhesus jóvenes, Harvold *et al.*¹, instalaron un bloque de acrílico en la bóveda palatina, para observar los cambios adaptativos de la lengua, de la mandíbula y del entorno neuromuscular.

En un estudio comparativo experimental llevado a cabo durante nueve meses², mediante el uso de trazos cefalométricos en once monos jóvenes *Macaca fuscata*, a los cuales obstruyeron la vía nasofaríngea mediante la colocación de un material de impresión dental, observaron una rotación mandibular hacia abajo y atrás, un crecimiento condilar hacia arriba y atrás, un ángulo goníaco divergente, una tendencia a la mordida abierta anterior, y un espaciamiento dental antero inferior con incidencia marcada en la permeabilidad de

la vía respiratoria nasal.

Estudios longitudinales a cinco años, realizados en 38 niños³, revelaron cómo, luego de una adenoidectomía, la dirección de crecimiento sinfisiario mandibular, cambió espontáneamente a una orientación más anterior, eliminándose prácticamente la tendencia a una rotación mandibular posterior.

En un estudio experimental realizado por Vig *et al.*⁴ en veintiocho adolescentes y adultos, en el cual se utilizó un neumotacógrafo como instrumento de medición, se concluyó que el flujo nasal de aire no difería significativamente entre personas con labios competentes o incompetentes, por lo que la incompetencia labial no era sinónimo de respiración oral. Anotaron, además, que el uso de una máscara para medir los patrones respiratorios de reposo, exige un minucioso control ya que puede inducir a resultados indeseables en el estudio.

Se ha establecido que la resistencia nasal en la inspiración, es similar a la resistencia nasal en la fase de espiración. Igualmente, se estipula que las ventanas nasales juegan un papel importante en la resistencia nasal, la cual disminuye cuando las primeras se expanden artificialmente. Con el fin de estandarizar el método, se sugiere utilizar un bajo flujo de aire inspirado (0.25 l/s), el cual sería fisiológico en personas jóvenes⁵.

Warren *et al.*⁶, utilizando un modelo mecánico simple de la vía aérea superior, estudiaron experimentalmente la dinámica del movimiento de aire bajo situaciones controladas. El estudio concluyó que un área de sección transversal de la vía aérea nasal menor que 0.4 cm², podría ser inadecuada en adultos, dato consistente con una resistencia nasal alta (mayor que 4.7 cm H₂O/l/s).

Hamilton⁷, informó en 1979 un exhaustivo análisis para la cuantificación de la resistencia nasal. Enfatizó que la manera más común de hallar el valor de la resistencia nasal era mediante la

utilización del osciloscopio, instrumento que contiene una pantalla digital en donde se calculan tanto la pendiente como el intercepto de la curva descrita.

Djupesland y Lyholm⁸, utilizando una muestra de 94 infantes a término, implantaron la rinometría acústica con sonido (ruido) de banda amplia y continua en el segundo y tercer día posparto. Experimentaron con una sonda infantil flexible sobre modelos plásticos tubulares de dimensiones similares a las de la cavidad nasal de los neonatos. Encontraron que la distancia entre la ventana nasal y el área de mínima sección transversa era de 0.76 ± 0.29 cm; el promedio y la desviación estándar del área de sección transversa mínima total eran de 0.20 ± 0.05 cm² y los volúmenes totales entre la ventana nasal y 45 mm adentro de la cavidad nasal, eran de 2.14 ± 0.39 cm³.

Warren *et al.*⁹, en un estudio experimental utilizaron una muestra de 102 niños libres de congestión nasal en edades comprendidas entre los 6 y los 15 años; mediante la implementación de un pletismógrafo respiratorio inductivo, midieron la respiración oronasal de reposo y, mediante el uso del neumotacógrafo, hallaron el área de sección transversa nasal. Encontraron que ésta última aumentó aproximadamente 0.032 cm² por año entre los 6 y 14 años de edad.

García *et al.*¹⁰, en 1998, realizaron un estudio en el que correlacionaron la resistencia nasal, el tipo de respiración y las estructuras dento-cráneo-faciales. Para su estudio seleccionaron veinte pacientes normales desde el punto de vista de la ortodoncia y veinte pacientes con excesos faciales verticales y mordidas abiertas, en los cuales usaron tanto medidas cefalométricas determinadas en radiografías de perfil y en radiografías AP como de resistencia nasal mediante el empleo del pneumómetro, el cual evaluó la relación entre las variables de la función respiratoria y las características morfológicas. Hallaron valores promedio de resistencia nasal de 9.76 cm H₂O/l/s en sujetos

normales y de 14.8 cm H₂O/l/s en los de excesos verticales faciales. De igual manera, encontraron un promedio de respiración nasal del 82.3% en pacientes normales y del 79.8% en los de excesos verticales faciales.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente proyecto de investigación comprendió la construcción de un equipo de trabajo idóneo que permitió determinar la partición de la ventilación entre las vías nasal y oral como también, cuantificar el flujo de aire, medir las diferencias de presión entre los extremos de la vía nasal y la existencia nasal. Este estudio fue de tipo descriptivo, cuantitativo y de corte transversal, en donde además, se eligió por conveniencia una primera cuota de la muestra total (44 sujetos de estudio de 132 posibles).

Criterios de inclusión: Se seleccionaron niños y niñas entre 6 y 12 años de edad, que no hayan sufrido accidentes y/o traumas a nivel dento-maxilofacial, a los que no se les haya practicado tonsilectomías y que no presenten alteraciones de la posición postural corporal.

Criterios de exclusión: Los niños y niñas que padecían algún tipo de síndrome con componente craneodentofacial, que hayan sido sometidos a tratamientos ortopédicos y/o ortodóncicos previos, que sufrían de enfermedades del tracto respiratorio, de manejo difícil por comportamiento y a los que se les haya realizado algún tipo de expansión maxilar quirúrgica.

Con el fin de dar cumplimiento a las normas éticas que rigen este tipo de proyectos de investigación, los padres y/o acudientes de cada uno de los sujetos de estudio fueron ilustrados acerca de los procedimientos que se debían realizar, discutiendo con ellos qué riesgo representaba cada procedimiento para la integridad física y la salud de estos niños. Finalmente, cada responsable aprobó el diligenciamiento del formato de consentimiento y lo firmó.

Cada niño sujeto de estudio llegó al laboratorio informado verbal y visualmente acerca de qué se iba a realizar. Mediante observación directa se supervisó la debida ejecución de las instrucciones impartidas. Se logró un ambiente apacible en donde el niño manifestó comodidad y tranquilidad. Para la prueba de repartición de gases, se utilizó una boquilla de caucho comúnmente empleada en pacientes sometidos a procedimientos con anestesia general a la cual se le adaptó una manguera corrugada de 17 mm de diámetro con el fin de poderla conectar al equipo que se describe más adelante.

Para asegurar la boquilla de caucho a cada uno de los pacientes se le adhirió una correa ajustable tipo Velcro, de 100 cm de longitud. Con el fin de conducir los gases movilizados durante la respiración se utilizó una máscara de buceo marca TUSA, a la cual se le retiró su válvula de drenaje, adaptándole en su lugar otra manguera corrugada de 17 mm de diámetro, centrada de tal manera que quedara sujeta tanto por los dos tornillos que originalmente aseguraban la válvula de drenaje, como por silicona transparente. A esta máscara se le adaptó una válvula de Douglas confeccionada en PVC (Fotos 1 y 2). Se puso especial cuidado en garantizar que las resistencias de las vías espiratorias oral y nasal fueran iguales, a fin de no inducir el uso selectivo de una de ellas.

La máscara de buceo se conectó a la válvula de Douglas ya mencionada, la cual posee una baja resistencia al paso del aire y tiene una vía de inspiración y otra de espiración controladas por sendas membranas dispuestas como válvulas. A la vía espiratoria de la válvula se conectó una manguera corrugada plástica de 17 mm de diámetro que en su interior contenía una manguera de caucho de un diámetro ligeramente menor que 17 mm y con una longitud de 42 mm. Ésta servía como aditamento para aumentar la resistencia al paso del aire espirado por la vía nasal, igualando a la de la vía oral.



Foto 1. Modificación de la máscara de buceo. 1. Máscara 2. Válvula de Douglas

El extremo opuesto de la manguera se conectó directamente a la llave de Douglas, que estaba soportada directamente por el armazón del espirómetro de campana, gracias a la acción de dos pinzas de soporte. Otra de las vías de la llave de Douglas se conectó a la primera bolsa plástica de 65 x 85 cm, usada como colectora del aire espirado por la vía nasal.

El catéter nasal adaptado en el interior de la máscara de buceo, se obturó en su porción distal mediante el uso de una manguera de caucho obliterada con silicona comercial. La boquilla oral se conectó en forma similar a la anotada para la máscara de buceo, pero sin aditamento alguno que aumentara su resistencia al paso del aire.

El proceso de habituación al equipo de medición usado para la prueba de repartición de gases, comenzó mediante una instrucción verbal de cómo se usarían simultáneamente tanto la máscara de buceo, que cubriría la parte superior de la cara hasta la nariz, como la boquilla oral, que a su vez cubriría la parte inferior de la cara pero fundamentalmente desde la zona sub nasal hasta la barbilla. Esta ubicación tomó alrededor de tres minutos en promedio, porque en ocasiones hubo necesidad de ubicar primero la boquilla oral y, posteriormente, la máscara de buceo.

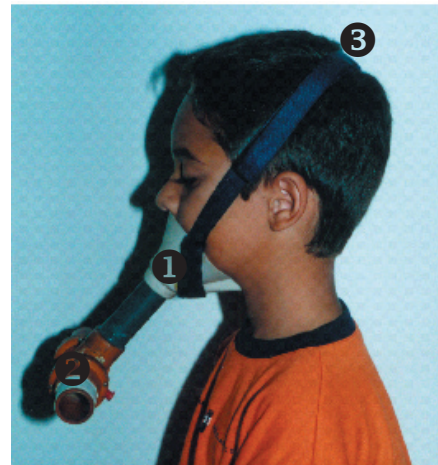


Foto 2. Modificación de la boquilla oral. 1. Boquilla 2. Válvula de Douglas 3. Correa ajustable

Con el objeto de facilitar la comunicación visual entre el niño y el conductor del proceso de recolección de los gases, en el interior de la máscara de buceo se colocaron dos gotas de líquido anti-empañante.

Una vez ajustadas las máscaras en cada individuo de acuerdo al tamaño de su macizo craneofacial y con el sujeto infantil de estudio en posición “sentado” con el tronco erguido, se encontraba todo listo para dar comienzo a la prueba de repartición de gases, no sin antes contar con la autorización del sujeto de estudio (Foto 3).

Verificada la ausencia de fugas de aire en la periferia de las máscaras adaptadas en cada uno de los sujetos de estudio, se conectaron las mangueras provenientes del tubo espiratorio de cada una de las válvulas de Douglas, a una de las vías de las llaves de Douglas relacionadas con cada una de las dos bolsas plásticas que recolectarían el aire espirado por el sujeto infantil, cuidando de mantener la igualdad de resistencia de esas vías.

Previa coordinación, se comenzó a contabilizar el tiempo de recolección usando el cronómetro de laboratorio, siendo éste lapso de 480 segundos en promedio. Simultáneamente, a la señal preestablecida verbalmente, se hacían girar las llaves de Douglas un trayecto de 90° así, el sujeto de estu-

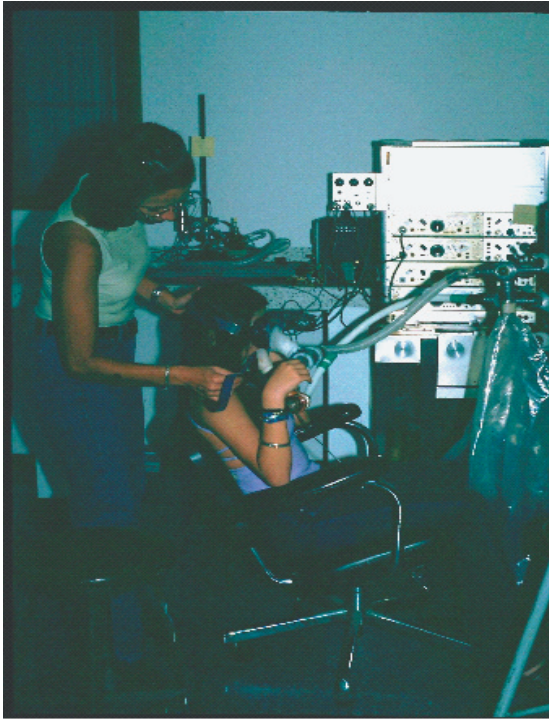


Foto 3. Habitación a la máscara de buceo y a la boquilla oral para la prueba de repartición de gases

dio dejaba de espirar al ambiente y comenzaba a hacerlo al interior de las bolsas plásticas.

Puesto que la recolección demandaba tiempo considerable, se optó por la lectura de revistas y/o cuentos infantiles, ofrecida por una asistente. De esta manera, se intentó mantener la conciencia ajena al procedimiento, logrando una aproximación real a lo que era la verdadera forma de respirar de cada niño (Foto 4).

Completo el tiempo estipulado, se procedió (con previa coordinación verbal) a cerrar las bolsas de gas, por giro de las llaves de Douglas, se retiró cada una de las máscaras, felicitando al sujeto de estudio.

Las llaves de Douglas se desmontaron de la estructura que les unía al espirómetro y colocando la escala de medición del mismo en posición cero, se conectó la llave de Douglas de una de las bolsas al espirómetro de campana, se abrió la llave y se transfirió y midió el gas contenido

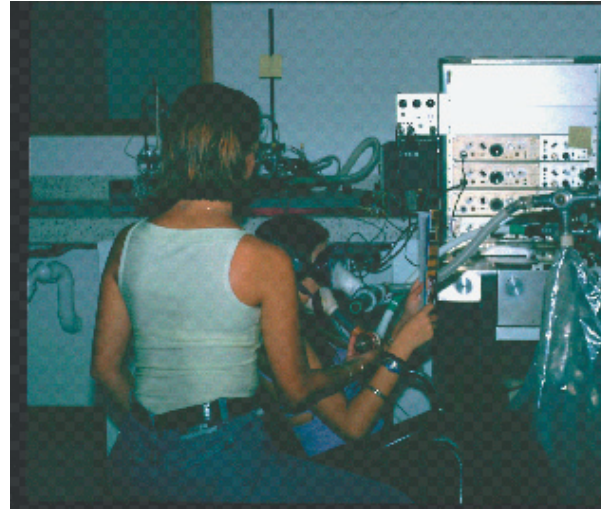


Foto 4. Distracción del paciente mediante la lectura durante la prueba respiratoria

en ella, repitiendo en seguida la operación con la otra bolsa.

Una regla de madera colocada a lo ancho de cada bolsa plástica permitió ejercer presión manual para comenzar a vaciarla por aplastamiento, enrollando gradualmente y comprimiendo la bolsa sobre la regla.

Finalmente, se obtenían los datos de recolección de aire en litros para ambas vías; éstos eran registrados en un cuaderno, no olvidando tomar tanto la temperatura en grados Celsius que emitía el espirómetro en cada uno de los registros, como la presión barométrica.

Para la prueba de la resistencia nasal se utilizó el neumatocógrafa de Fleisch, el cual es un aditamento en el que los gases inspirados y/o espirados fluyen a través de un conjunto de muchas vías de dimensiones capilares, dispuestas en paralelo y creadas al arrollar una lámina con finas ondulaciones rectilíneas, sobre un eje paralelo a los canales. El flujo es laminar para todo el rango de ventilación de humanos normales, en reposo o actividad y por ello se asocia con caídas de presión proporcionales al flujo instantáneo.

Esas presiones fueron medidas por un transductor diferencial de presiones PT5A Grass Instrument Co., cuya señal era amplificada y registrada por el canal N° 1 de un polígrafo Grass modelo 7P1, que operaba con amplificaciones cercanas a la máxima y producía una gráfica de flujos instantáneos como función del tiempo. Para evitar la condensación de agua en el sector de medidas, esta zona del aparato se mantuvo a 37°C, mediante corriente eléctrica provista por una fuente de 5 V, DC.

Las diferencias de presión generadas entre la boca cerrada y la ventana nasal fueron medidas por sendos transductores Statham modelo 13818 PM5, muy semejantes entre ellos; sus señales fueron combinadas por un Transducer Mixer de Grass y registradas en otro canal del polígrafo.

El conjunto formado por el neumotacógrafo y su transductor, más los transductores usados en la medición de la diferencia de presión, se montó sobre un dispositivo antivibratorio (Foto 5), constituido por una loza de piedra de 68 por 31 cm y casi 19 kg, soportada por un flotador de plástico de tipo salvavidas, inflado con presión apenas suficiente para soportar esa carga.

La máscara de buceo y su correspondiente válvula de Douglas, así como la manguera corrugada plástica de la vía espiratoria, se conectaron al neumotacógrafo mediante una T metálica, unida a la vez mediante una manguera similar, con la vía inspiratoria de la válvula de Douglas (Foto 6); la tercera rama de la T se acoplaba con el extremo angosto del medidor de flujo de Fleisch, que así quedaba en situación de registrar tanto la inspiración como la espiración.

El sistema supone que la T y el sector cónico del medidor de Fleisch, operan como un espacio muerto adicional que no tiene influencia relevante sobre el sujeto y no debe modificar mayormente la resistencia medida.

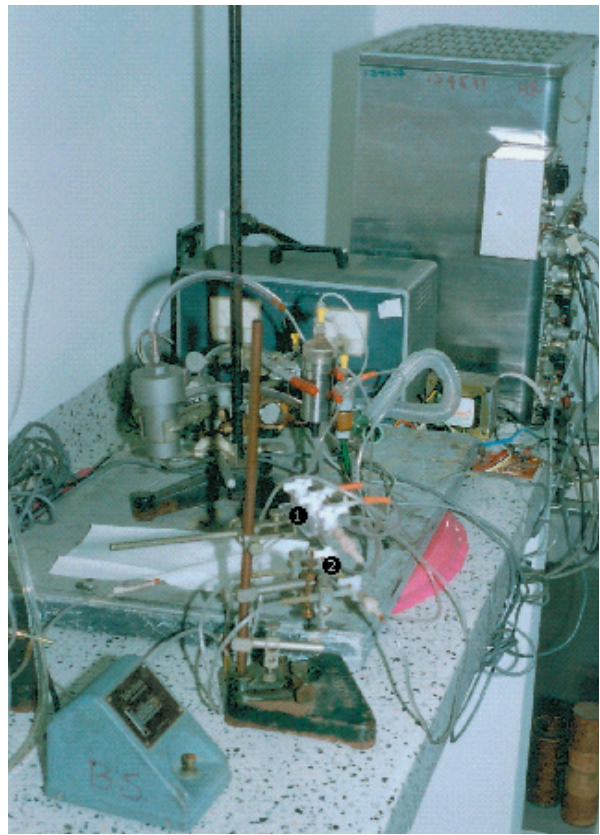


Foto 5. Dispositivo usado para establecer el cero real de la señal emitida al polígrafo 1. Llaves de control del canal 1 2. Llaves de control del canal 2

La diferencia de presión existente entre el catéter nasal de 3 mm de diámetro, colocado dentro de la máscara de buceo en la proximidad de las ventanas nasales y el catéter oral ubicado en la zona orofaríngea, era captada por los transductores de presión conectados con el Transducer Mixer y por esta vía con el canal 2 del polígrafo.

Cabe destacar que, como aditamento muy útil, en el catéter oral se utilizó la porción terminal (aproximadamente 15 mm) de un eyector odontológico desechable, el cual se usó como segmento intercambiable y único para cada sujeto infantil del posible estudio. Así pues, se controló sustancialmente la posible obstrucción del catéter en mención, la cual se podría originar en la saliva proveniente de la cavidad oral del sujeto de estudio.

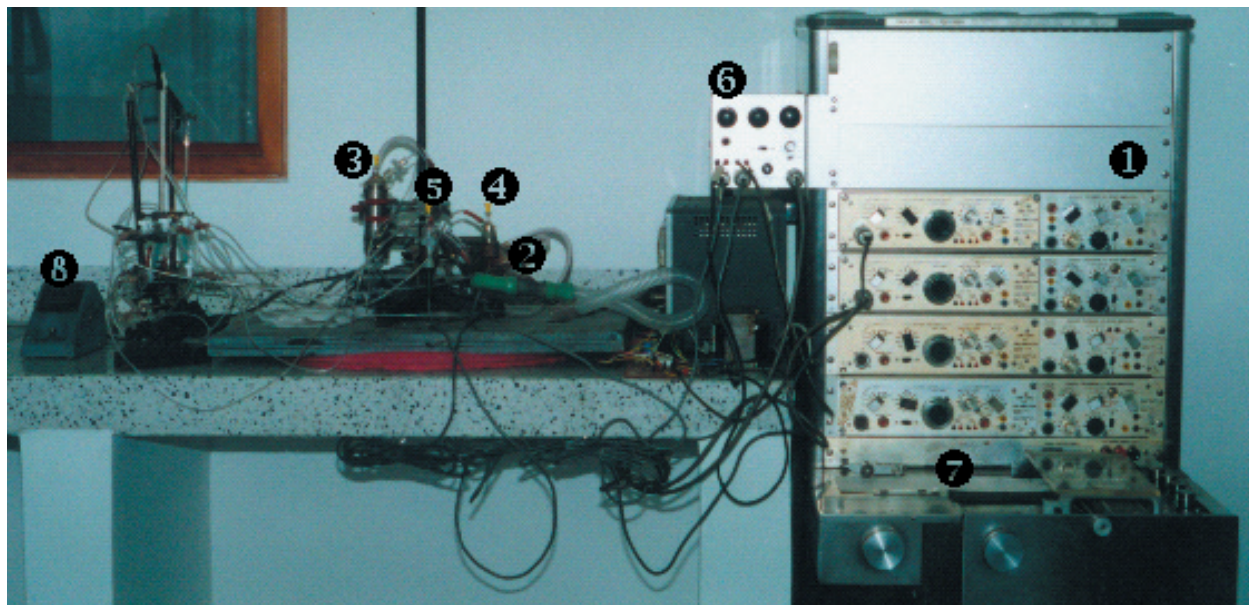


Foto 6. Instrumentos usados en la medición de la resistencia nasal. 1. Polígrafo 2. Neumotacógrafo 3. Transductor diferencial de presión 4. Transductor de presión metálico 5. Transductor de presión plástico 6. Transducer Mixer 7. Papel de registro 8. Cronómetro

Pensando en un mecanismo que sirviera como “corto circuito” generador de cero de la señal emitida por el canal 1, se construyó un puente compuesto de múltiples ductos, mangueras plásticas de 3 mm de diámetro, conexiones para las mismas hechas en material de caucho y dos llaves que al girarlas en un rango de 90°, permitían obtener, o un cero absoluto de la señal transmitida al canal 1 del polígrafo, o una señal absoluta de la misma.

La habituación en esta última fase de la prueba sólo supuso aprender a colocar y sostener el catéter oral. Para tal fin y con el sujeto de estudio sentado en posición erguida, se le instruyó verbalmente y se comprobó visualmente que lo realizaba en la forma sugerida. Además, se practicó el cierre labial de tal manera que el catéter no sufriera aplastamiento y/o indentación alguna. Lo anterior tomó alrededor de dos minutos en promedio (Anexo 7).

Una vez seguros de la aceptación y la adaptación al catéter oral, se hizo la conexión directa de éste con la manguera terminal que conectaba direc-

tamente con el transductor de presión plástico. En seguida, se adaptó de nuevo la máscara de buceo en el sujeto de estudio, esta vez, haciendo la debida conexión del catéter nasal a la manguera terminal que le comunicaba directamente con el transductor metálico de presión (Fotos 8 y 9).

La válvula de Douglas unida a la máscara de buceo fue conectada mediante mangueras corrugadas plásticas de 17 mm de diámetro, con la T metálica de similar calibre que permitía una conexión directa con el neumotacógrafo previamente calentado, sin olvidar el uso del aditamento que igualaba la resistencia en la vía respiratoria nasal.

La calibración de puente, previa y posterior a cada registro, se estableció para el canal 1 con amplificación de 10 mv/cm; para el canal 2, con 5 mv/cm. Hecho esto, y empleando una velocidad del papel de registro milimetrado de 0.25 mm/s se aumentó la sensibilidad de cada canal hasta alcanzar en el canal 1, 0.5 mv/cm y en el canal 2, 0.02 mv/cm.



Foto 7. Habitación al catéter oral para la prueba del flujo de aire y de la diferencia de presión

Finalmente, se señaló de manera verbal el comienzo de la prueba, lo que implicaba un rápido cambio de la velocidad del papel milimetrado, de 0.25 a 5 mm/s. La duración promedio de la prueba fue de 180 segundos, tiempo durante el cual el primer cero se registró alrededor de los 40 segundos, el segundo a los 90 segundos y el último a los 120 segundos. Cumplido el tiempo de registro, se inscribió nuevamente la señal de calibración de puente arriba mencionada.

Cada registro de cada sujeto infantil de estudio se evaluó previamente con el personal asesor, definiéndose qué ciclo del mismo se usaría para escoger al azar dos sectores representativos, los que serían analizadas con el fin de iniciar el proceso de cuantificación del registro. Lo anterior, debido a razones de familiarización con el equipo usado versus fatiga al uso del mismo, por parte de los sujetos infantiles en estudio. De esta forma, se utilizó como herramienta de juego del azar, una calculadora Casio fx- 570, en la cual se operó la función números aleatorios, determinando así los dos trazos que se debían elegir.

Usando una lupa milimétrica Bausch and Lomb Incorporated y estandarizando cuál perfil de la Volumen 12 N° 1 2004



Foto 8. Toma del registro para la prueba del flujo de aire y de la diferencia de presión

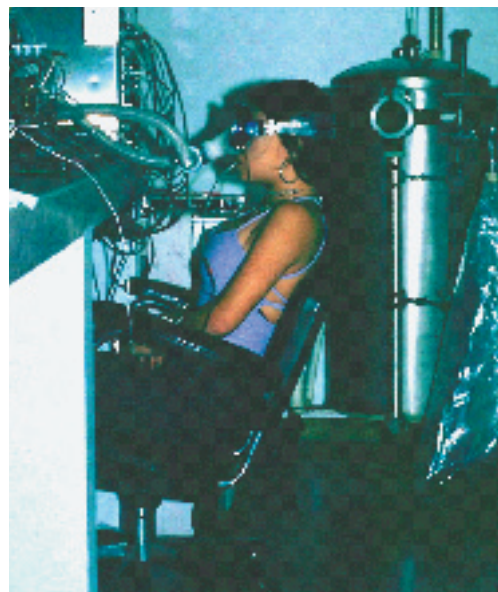


Foto 9. Sujeto de estudio infantil en situación confortable para la prueba de resistencia nasal

línea demarcada sobre el papel de registro milimetrado se usaría como referencia, se procedió a la cuantificación del registro (Foto10).

Un calibrador de Vernier modificado de tal forma que albergara la lupa milimétrica, se implementó con el objeto de estandarizar y ajustar la precisión

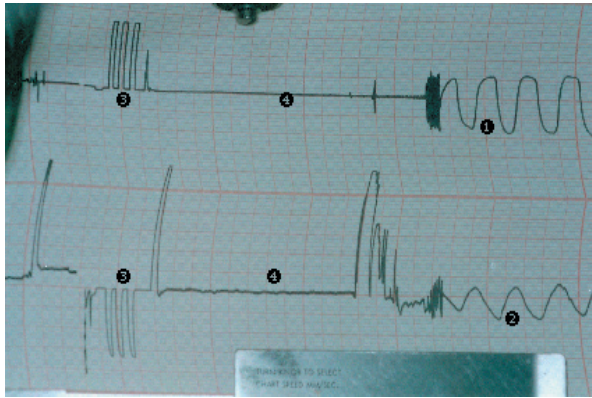


Foto 10. Papel de registro milimetrado del polígrafo. 1. Curvas que describen el flujo del aire 2. Curvas que describen el cambio de presión 3. Calibración previa del canal 4. Posición cero del registro

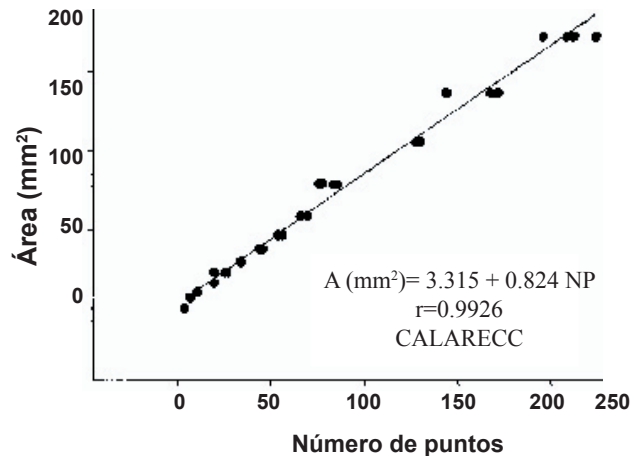
del proceso de cuantificación de los registros impresos.

Para analizar las variables se eliminaron ocho datos considerados extremos máximos correspondientes al volumen espirado nasal (VEN). Lo anterior demandó el uso del criterio de Chauvenet. Se introdujeron al programa de estadística descriptiva Microstat Inc., las variables que se deseaba correlacionar: sexo, edad, volumen espirado nasal (VEN), volumen espirado bucal (VEB), volumen espirado total (VET), resistencia nasal primera serie de datos (R1) y resistencia nasal segunda serie de datos (R2).

RESULTADOS

Se calcularon curvas de regresión lineal mediante el programa gráfico Sigma Plot versión 4, hallando que las pruebas de calibración de los sistemas medidor de flujo de aire 1 y medidor de diferencias de presión, describieron gráficas cuyas curvas presentaron coeficientes de correlación lineal (r) de 0.9997 y 0.9992, respectivamente.

La curva de calibración correspondiente a la rejilla de acetato utilizada para calcular el área bajo la curva de cada uno de los registros impresos en el papel milimetrado del polígrafo, denotó un coeficiente de correlación (r) de 0.9926 (Gráfica 1).

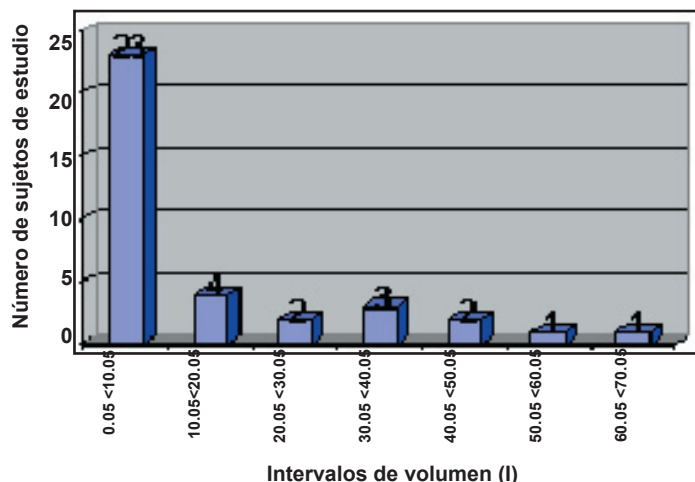


Gráfica 1. Curva de calibración de la rejilla para

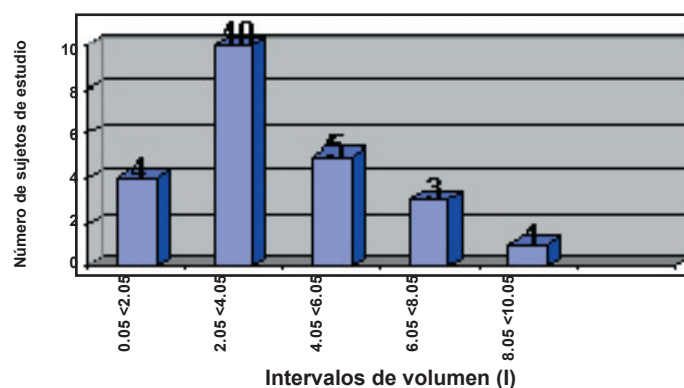
De los cuarenta y cuatro registros se eliminaron mediante el método de Chauvenet, ocho datos extremos máximos. La temperatura promedio registrada por el espirómetro de campana fue de 26.5°C, mientras la presión barométrica promedio medida por el Instituto de Investigación e Información Geocientífica, Míneroambiental y Nuclear INGEOMINAS, fue de 674 mm Hg.

El promedio del volumen espirado nasal VEN, fue de 1.83 l con una desviación estándar de 1.84 l, mientras el promedio del volumen espirado bucal VEB, fue de 12.21 l con una desviación estándar de 16.91 l. El análisis de regresión arrojó un coeficiente de correlación r entre los volúmenes espirados nasal y bucal de -0.22 y un valor p de 0.52. Al relacionar la edad y el flujo espirado nasal en todos los sujetos de estudio, se encontró un coeficiente de correlación r de 0.07 y un valor p de 0.68. De otro lado, la edad y el volumen espirado bucal mostraron un coeficiente de correlación de 0.14 y un valor p de 0.41.

La edad y el volumen espirado total (VEN+VEB), cuyo promedio fue 14.5 l, desviación estándar de 16.9 l, arrojaron un coeficiente de correlación r de 0.15 con un $p = 0.38$. La distribución de frecuencias del volumen espirado total (VET) estableció que 23 de los 44 sujetos de estudio presentaron volúmenes que oscilaron entre 0.05



Distribución de frecuencias para el volumen espirado total en 36 sujetos de estudio



Distribución de frecuencias para un volumen espirado total de hasta 10.05 l en 23 sujetos de estudio

Gráfica 2. Distribución de frecuencias del volumen espiral total

y 10.05 l (Gráfica 2). El volumen espirado nasal (desviación estándar del 30.8%), corresponde al 34.2% del volumen espirado total.

En los 44 niños del estudio se halló un promedio de edad de 8.7 años (desviación estándar 2.4 años). El flujo de aire, la diferencia de presión y la resistencia nasal se calcularon para cada una de las dos series evaluadas en cada sujeto infantil de estudio; se encontró en la primera serie un promedio de flujo de aire de 0.31 l/s (desviación estándar 0.09 l/s), un promedio de diferencia de presión de 1.64 cm H₂O (desviación estándar 0.61 cm H₂O) y un promedio de resistencia nasal R1 de 5.41 cm H₂O/l/s (desviación estándar 1.96 cm H₂O/l/s). El coeficiente de correlación r entre las variables edad y resistencia nasal fue de 0.26 y el valor p = 0.12.

Al realizarse el mismo análisis para la segunda

serie de datos, se obtuvieron promedios de flujo de aire de 0.31 l/s (desviación estándar 0.08 l/s), de diferencia de presión de 1.58 cm H₂O (desviación estándar 0.58 cm H₂O) y de resistencia nasal R2 de 5.19 cm H₂O/l/s (desviación estándar 1.79 cm H₂O/l/s) (Anexo 13). El coeficiente de correlación r entre las variables edad y resistencia nasal fue de 0.36 y el valor p de 0.03.

DISCUSIÓN

La mayoría de las investigaciones realizadas en este campo han validado la metodología aquí descrita para medir la resistencia nasal, tomando como su medida el cociente $\Delta P^{5,6,11}$. Particularmente, cuando esta resistencia fue medida en condiciones en que el flujo fuera estándar bajo que asegure un régimen laminar, no se suscitaron errores surgidos de turbulencias en algún punto

de la vía orofaríngea.

Los resultados hallados en la primera cuota de la muestra estudiada, tanto para las mediciones de la partición del aire espirado entre la vías nasal y oral como para las mediciones de la resistencia nasal, sugirieron una pobre correlación entre las variables analizadas.

Los sujetos de nuestro estudio tuvieron en promedio una respiración nasal porcentual del 34.2%, dato compatible y consistente con los informados por Ellingsen *et al.*¹² en 1995, quienes registraron un rango comprendido entre 34 y 102%.

En todos los casos se instruyó y supervisó la respiración de los sujetos de estudio; sin embargo, hubo quienes tomaron la prueba como una competencia, evidenciándose en ocasiones la ansiedad por saber quién llenaba las bolsas de aire en el menor tiempo.

Tal vez, lo más difícil de controlar fue el estrés durante los primeros momentos en que se llevaron a cabo cada una de las dos mediciones. Para tal efecto, se ambientó y habituó cada sujeto de estudio con el equipo usado en las pruebas.

El uso de máscaras nasales, en nuestro caso máscara de buceo en la prueba de resistencia al flujo de aire, pudo inducir una predisposición, ya que orientaría una ruta específica para el flujo de aire en los sujetos infantiles que participaron en el estudio. Es importante anotar que el uso de ésta pudo originar algún tipo de sesgo que resultó en una ventilación nasal mayor o menor que la usual. Se destaca la apreciable presión ejercida por el aditamento que permite el sellado de la máscara de buceo sobre la zona subnasal de los sujetos de estudio. Sin embargo, a pesar de las citadas limitaciones, los hallazgos para el flujo de aire, la diferencia de presión y la resistencia nasal son importantes y se encuentran dentro del rango establecido en estudios previos en los que se usó una técnica similar de registro ventilatorio^{4,6,9}. Los valores promedio de resistencia nasal registrados

en los cuarenta y cuatro sujetos, oscilaron entre 2.74 y 14.16 cm H₂O/l/s.

Ellingsen¹², reportaron valores promedio medidos en tres días distintos en veintinueve niños con edades comprendidas entre los siete y trece años; estos oscilaron entre 0.81 y 7.64 cm H₂O/l/s. Cabe destacar que dichos resultados son producto del implemento de técnicas como la rinomanometría posterior y la pneumotacografía.

Un hallazgo consistente con el estudio de Ellingsen *et al.*¹², fue la no correlación entre edad o sexo de los sujetos de estudio y cualquiera de las variables respiratorias medidas.

Warren *et al.*⁶ desarrollaron un método computarizado asociado a un osciloscopio, lo que permitía calcular mediante un programa específico, las áreas bajo las curvas, hallando de esta manera los valores de las variables respiratorias.

La presente investigación no contó con este soporte y hubo necesidad de recurrir a un método dispendioso basado en una plantilla de puntos sustraída de un programa de computador con el fin de proyectar la transparencia de ésta sobre los registros obtenidos en el papel milimetrado del polígrafo. De esta forma, mediante el uso del lector de microfilmes se hizo la debida calibración para así hallar el área bajo la curva.

El estudio informa valores de flujo de aire y resistencia nasal tomados en 28 sujetos adultos de estudio incompetentes labiales, de cara larga o normales. Dichos valores oscilaron entre 0 y 320.1 ml/s y 1.1 y 10.9 cm H₂O/l/s, respectivamente.

El presente estudio manejó valores para flujo medio de aire que oscilaron entre 0.14 y 0.54 l/s, y para resistencia nasal entre 2.74 y 14.16 cmH₂O/l/s.

Es de resaltar que los datos estadísticos reportados

en niños y adolescentes indican que el porcentaje de estos con respiración nasal se eleva entre los 6 y 14 años de edad, debido a que el área de sección transversa nasal aumenta aproximadamente 0.032 cm² por año, lo que representaría una correlación positiva entre la edad y la resistencia nasal⁹.

En la investigación que se reporta aquí se encontró una correlación positiva débil entre estas dos variables, dejando planteada la posibilidad de afianzar esta correlación en la medida en que progresivamente se aumente la muestra.

Por consiguiente, se puede concluir:

1. Es escasa la documentación existente acerca de la repartición del flujo respiratorio de gases entre las vías nasal y oral en niños y/o adultos.
2. Es frecuente la hiperventilación en sujetos no habituados a equipo respiratorio. Ésta dañaría la repartición de gases, pero no forzosamente las relaciones entre flujo de aire y caída de presión.
3. Es difícil conocer y controlar todos los factores que pueden operar en cada una de las dos pruebas. En los sujetos infantiles estudiados no se observó una marcada influencia del sexo y/o la edad.
4. El “espacio muerto” proporcionado en la infraestructura del montaje por el neumotacógrafo y su conexión con las vías respiratorias, pudo haber provocado inspiraciones y/o espiraciones más profundas.
5. El porcentaje de volumen espirado nasal (VEN=34.2%), se halla dentro del rango informado por la literatura.
6. Los valores hallados para el flujo nasal de aire espirado, se encuentran dentro de los mencionados por la literatura.
7. A pesar de que se midieron diferencias promedio de presión entre las ventanas nasales y la orofaringe, los valores hallados se acercan a los reportados en la literatura.
8. Los valores hallados para la resistencia nasal, son compatibles con los mencionados en la

revisión de la literatura.

9. En conjunto, los métodos desarrollados en el presente proyecto de investigación, se pueden considerar válidos.

SUMMARY

The unknown relationship among breathing disorders and development growing of skull and facial bones were the focal point of these research as a form to find key facts trough scientific approach regarding construction, calibrating and testing suitable instruments to measure breathing air flow and pressure air drops associated to inhalation and exhalation, as well as nasal resistance in order to quantify breathing normal values. To obtain these objectives, measure respiratory instruments were designed, build and tested. As a test product, correlated data for airflow and pressure drops calibrated curves at 0.9997 and 0.9992 values were obtained. By use of an expirometer and a pneumotachography machines along with pressure transducers connected to a polygraph, a pilot study was carry out on a by convenience sample of forty four child subjects whose ages raging between six to twelve years old. Using the same sample in separate experiments with external devices, exhalated air was collected by nasal and oral way during eight minutes; in order to achieve oral and nasal partition of subjects' exhalation air at rest. Air flow and pressure drops by nasal way in children at rest were registered. Base on the medium records of air flow during inhalation and medium records of pressure drops calculated during the same stage, values which were used to calculate the medium inspiratory resistance of the nasal way. The nasal resistance values calculated within an average of 5.4 cm H₂O/l/s, a standard deviation of 1.96 cm H₂O/l/s were considerate into the normal range. Results of this pilot study showed low correlation in most of the respiratory connections measured on the studied subjects; future studies must use of a greater sample to obtain more significant values than those showed on these research project.

Key words: *Respiration; Breathing air flow; Pneumotachography; Nasal resistance.*

REFERENCIAS

1. Harvold EP, Chierici G, Vargervik K. Experiments on the development of dental malocclusions. *Am J Orthod* 1972; 61: 38-44.
2. Yamada T, Tanne K, Miyamoto K, Yamauchi K. Influences of nasal respiratory obstruction on craniofacial growth in young *Macaca fuscata* monkeys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 38-43.
3. Woodside DG, Linder-Aronson S, Lundstrom A, Mcwilliam J. Mandibular and maxillary growth after changed mode of breathing. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 1-18.
4. Vig PS, Sarver DM, Hall DJ, Warren DW. Quantitative evaluation of nasal airflow in relation to facial morphology. *Am J Orthod* 1981; 79: 263-272.
5. Berkinshaw ER, Spalding PM, Vig PS. The effect of methodology on the determination of nasal resistance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987; 92: 329-335.
6. Warren DW, Lehman MD, Hinton VA. Analysis of simulated upper airway breathing. *Am J Orthod* 1984; 86: 197-206.
7. Hamilton LH. Nasal airway resistance: its measurement and regulation. *Physiologist* 1979; 22: 43-49.
8. Djupesland PG, Lyholm B. Nasal airway dimensions in term neonates measured by continuous wide-band noise acoustic rhinometry. *Acta Otolaryngol Stockh* 1997; 117: 424-432.
9. Warren DW, Hairfield M, Dalston ET. Effect of age on nasal cross-sectional area and respiratory mode in children. *Laryngoscope* 1990; 100: 89-93.
10. García CA, Arias MI, Bermúdez J, Jiménez ID. *Correlación entre resistencia nasal, tipo de respiración y estructura dentoalveolar facial*. Primer Encuentro Latinoamericano de Investigación en Ortodoncia, 1998; p. 135-152.
11. Hamilton LH, Christman NT. Nasal airway resistance computer. *Laryngoscope* 1977; 87: 1945-1950.
12. Ellingsen R, Vandevanter C, Shapiro P, Shapiro G. Temporal variation in nasal and oral breathing in children. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 107: 411-417.