

11249



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

12  
Lej

**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO**  
**INSTITUTO NACIONAL DE PERINATOLOGIA**



**'VENTILACION SINCRONIZADA  
EN NEONATOS'**

**T E S I S**  
PARA OBTENER EL TITULO  
DE ESPECIALISTA EN  
**NEONATOLOGIA**  
**P R E S E N T A :**  
**DRA. RUTH EUGENIA JIRON TORRES**



**INSTITUTO NACIONAL DE PERINATOLOGIA**  
**DR. VICENTE SALINAS RAMIREZ**



**MEXICO, D.F.** DIRECCION DE ENSEÑANZA **1998**

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

2688376



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).


El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

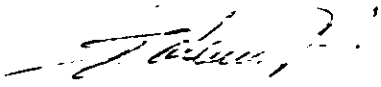
INSTITUTO NACIONAL DE PERINATOLOGIA  
DIRECCION DE ENSEÑANZA  
SUBDIRECCION DE EDUCACION PROFESIONAL

“ VENTILACION SINCRONIZADA EN NEONATOS”

  
DR. ERNESTO CASTELAZO MORALES  
DIRECTOR DE ENSEÑANZA

FIRMAS DE AUTORIZACION:

  
DR. MOISES MORALES SUAREZ  
PROF. TITULAR DEL CURSO DE  
ESPECIALIDAD EN NEONATOLOGIA

  
DR. VICENTE SALINAS RAMIREZ  
NEONATOLOGO-PEDIATRA  
JEFE DE UCIN-INPer.

México D.F. 1998

## AGRADECIMIENTO

Agradezco al **Dr. Vicente Salinas Ramírez**,  
por todos los conocimientos, tiempo y experiencia  
brindados para la realización de este trabajo.

**INDICE**

	Página
INTRODUCCION . . . . .	1
MARCO TEORICO	
DEFINICION Y OBJETIVOS . . . . .	2
HISTORIA . . . . .	4
COMPLICACIONES DE LA VENTILACION MECANICA CONVENCIONAL . . . . .	10
CLASIFICACION DE LA VENTILACION SINCRONIZADA . . . . .	15
PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACION SINCRONIZADA . . . . .	16
CONSIDERACIONES CLINICAS DE LA VENTILACION SINCRONIZADA EN RECIEN NACIDOS . . . . .	17
DISCUSION Y CONCLUSIONES . . . . .	22
BIBLIOGRAFIA . . . . .	23

## INTRODUCCION

La ventilación disparada por el paciente (PTV) fue reintroducida como un método de soporte respiratorio para neonatos en el año 1986.

Desde ese tiempo, se han hecho una serie de estudios, los cuales han señalado los beneficios de la ventilación sincronizada.

Los riesgos de la ventilación mandatoria intermitente neonatal, frecuentemente resulta en asincronía entre las respiraciones espontáneas del paciente y las respiraciones mecánicas disparadas por el ventilador, lo cual conlleva a un intercambio gaseoso ineficiente o complicaciones ventilatorias: barotrauma, atrapamiento aéreo, alteraciones en la velocidad del flujo sanguíneo cerebral, hemorragia intraventricular, necesidad de agentes farmacológicos: sedantes, analgésicos, anestésicos paralizantes. Debido a esto, en los últimos años la ventilación sincronizada parece ser al presente la alternativa como un modo inicial de ventilación y el presente trabajo pretende dar a conocer las ventajas del uso de la ventilación sincronizada en neonatos.

**DEFINICION Y OBJETIVOS****VENTILACION SINCRONIZADA**

En el neonato la ventilación asistida es usualmente una medida temporal de soporte de la función pulmonar hasta que el paciente pueda respirar adecuadamente sin ayuda. El propósito es proveer ventilación alveolar y remover el dióxido de carbono. Esto está acompañado por un equipo que aumenta o reemplaza la disminuida acción de la musculatura respiratoria.

La ventilación mecánica de el neonato es un complejo y altamente procedimiento invasivo que no debe ser tomada casualmente. Los efectos benéficos de las terapias ventilatorias dependen de un fuerte conocimiento de la base de los ventiladores, la enfermedad y experiencia en el manejo combinado con una constante vigilancia por médicos, enfermeras y personal respiratorio durante el tratamiento<sup>(1)</sup>.

Así la ventilación asistida se define como el movimiento de gas que entra y sale de los pulmones por una fuente externa, conectada directamente a el paciente.

Puede darse asistencia ventilatoria en diferentes formas, una de ellas es la presión positiva continua de las vías aéreas, también conocida como CPAP y es la presión que se aplica al final de la espiración para evitar el colapso alveolar se puede administrar con una bolsa resucitadora, un generador de presión de distensión continuo o un ventilador mecánico y se aplica al paciente de varias formas: mascarilla facial, casco cefálico, tubo endotraqueal o nasal y traqueostomía. La otra forma es la Ventilación Mandatoria Intermitente o VMI, la cual requiere de un ventilador conectado a una fuente de gases, aire y oxígeno para dar una concentración adecuada, en el neonato los ventiladores que son útiles estan limitados por presión, ciclados por tiempo y flujo.

Actualmente existen modificaciones a estos ventiladores en donde el ventilador contrario a la VMI y mediante un sensor de flujo o impedancia toracica, el ventilador detecta las respiraciones del paciente apoyandolo en sus respiraciones a esta modalidad se le conoce como ventilación sincronizada. ( 1)



## HISTORIA

Desde siempre el hombre ha buscado como sustituir la falla respiratoria por medios artificiales, la literatura médica de los últimos 100 años contienen varias referencias de los primeros ensayos y de las primeras descripciones recordadas de la resucitación, se encuentran las del Viejo Testamento en el pasaje de Elijah, 1 Rey 17: 17 y otros pasajes precedidos por Elisha, donde se describe la asistencia respiratoria boca a boca.

Hipócrates, 400 a.C., fue el primer investigador médico que registró su experiencia con intubación de la tráquea para soporte de ventilación pulmonar, aunque su trabajo preliminar fue ignorado casi 200 años hasta que Paracelsus (1493-1541) reportó el uso de tubo oral.

Los renacientes científicos en el siglo XVI y XVII reforzaron el interés en la fisiología de la respiración y las técnicas para traqueostomía e intubación. En 1667 formas simples de ventilación continua y regular se desarrollaron, con ese desarrollo se vio la emergencia de la comprensión en las bases fisiológicas de la ventilación pulmonar.

En los inicios de 1800, el interés en la resucitación y ventilación mecánica de recién nacidos floreció. El primer reporte descrito de intubación nasotraqueal fue publicado por Fine en Génova. Por este tiempo, los principios para ventilación mecánica de adultos fueron establecidos, por ejemplo, el soporte rítmico de la respiración fue acompañado por equipos mecánicos y en ocasiones, los tubos fueron pasados a la traquea para soporte ventilatorio.

En 1806, Vide, de Chaussier, un profesor de obstetricia de la Academia de Ciencia Francesa, describió sus experimentos con intubación y resucitación boca a boca de recién nacidos asfixiados. El trabajo de sus sucesores permitió

el desarrollo en 1879 de el pulmón Aeroforo, que era el primer equipo específicamente designado para resucitación y ventilación de corto tiempo en infantes recién nacidos. Este equipo era un simple bulbo de goma (caucho), conectado a un tubo, el cual era insertado dentro de la porción superior de las vías aéreas de los R.N. y alternativamente comprimida y relajada para producir inspiración y espiración.

Investigadores subsecuentes refinaron estos intentos tempranos para proponer equipos que fueron usados para ventilar animales de laboratorio. O'Dwyer reportó el primer uso exitoso de un ventilador de presión positiva de largo término en una gran serie de niños publicando sus resultados en 1887.

Equipos cerrados corporales intermitentes para resucitación de recién nacidos con presión positiva y negativa fueron desarrollados independientemente por Egon Braun y Alexander Graham Bell.

Perfeccionamiento en los equipos de ventilación de presión positiva y negativa intermitente, en el inicio del siglo XX permitió el desarrollo de una variedad de técnicas y máquinas para soporte ventilatorio en recién nacidos.

Drinker y Shaw en 1929 reportaron el desarrollo de una técnica que proveía tracción torácica constante para incrementar el volumen pulmonar al final de la espiración.

En los inicios de 1950, Bloxson reportó el uso de un canal aéreo en el tratamiento de distres respiratorio en los recién nacidos. Este equipo fue similar a un "pulmón de hierro" alternativamente creando presión positiva y negativa alrededor de el pulmón para soporte ventilatorio. En los años tardíos de 1950, el equipo de tienda corporal fue diseñado en un esfuerzo para causar movimientos efectivos sobre el diafragma.

La estimulación de el nervio frénico y el oxígeno intragástrico fueron también reportados en la literatura pero dejaron pocos éxitos clínicos. Algunos centros

en los años de 1950 e inicios de 1960 también usaron bolsas y mascarillas para soporte ventilatorio de infantes, para periodos relativamente largos de tiempo.

La era moderna de la ventilación mecánica en recién nacidos podría fecharse desde 1953, cuando Donald y Lord, describieron sus experiencias con respiradores ciclados por el paciente además de ser servo-controlados siendo utilizados en el tratamiento de recién nacidos con distres respiratorio. Ellos expusieron que tres o probablemente cuatro recién nacidos tuvieron éxito tratados con estos ventiladores.

En las tres décadas siguientes Donald y los esfuerzos de los pioneros, hicieron dramáticos avances en la ventilación neonatal, aunque sufrieron temporalmente varios reveses. Debido a la epidemia de poliomeilitis en los años 50s, la experiencia fue ganando con un ventilador de presión negativa tipo tanque del inventor Drinker.

Los esfuerzos iniciales para aplicar ventiladores de presión positiva intermitente (IPPV) a monos recién nacidos prematuros con síndrome de distres respiratorio (SDR) fue frustrado debido a que la mortalidad no disminuyó y las complicaciones, particularmente la ruptura pulmonar aérea parecían incrementarse. Los clínicos durante este periodo estaban atrapados por los tipos de ventiladores disponibles y por las técnicas para su uso.

Por causa de estudios en adultos por André Cournaud en los finales de 1940, la técnica estándar ventilatoria frecuentemente requirió de tiempos de presión positiva muy cortos, Cournaud dejó demostrado que las prolongaciones de la fase inspiratoria del ventilador ciclado podrían resultar en falla del retorno venoso torácico con disminución del gasto cardiaco y depresión inaceptable en la presión sanguínea. Para minimizar los efectos cardiovasculares, él abogó que la fase inspiratoria de un ciclo mecánico debe de ser limitado a un tercio del ciclo entero inspiratorio. Algunos ventiladores en este periodo fueron diseñados para que la relación inspiración-expiración fuera fija 1:2.

Desafortunadamente, los signos de Cornaud no fueron aplicables a los pacientes con enfermedades parenquimatosas pulmonares significativas y reducida compliance pulmonar como los neonatos prematuros con SDR.

La enfermedad pulmonar neonatal, generalmente caracterizada por disminución de la compliance tanto de la pared torácica como del pulmón con colapso alveolar de las vías aéreas terminales, generalmente no responden a las técnicas de IPPV como los reportes en adultos y otros niños mayores.

Así que los clínicos se fueron inicialmente desilusionando en los resultados de los neonatos tratados en ventilación asistida.

Sin embargo, en 1971 Gregory y sus colegas reportaron trabajos clínicos con presión positiva continua de las vías aéreas (CPAP) en el tratamiento del SDR, reconociendo que los mayores problemas en el SDR era el colapso alveolar durante la espiración, ellos aplicaban presión positiva en las vías aéreas con tubo endotraqueal durante la espiración como en la inspiración y tuvieron progresos dramáticos. Así durante los estudios iniciales en neonatos con peso menor a 1500g y uso de CPAP, la combinación tardía de IPPV y CPAP no fue exitosa. Sin embargo, el concepto de CPAP fue un avance, lo que más tarde fue modificado por Bancalari y colaboradores con el uso de una presión negativa de distensión constante en una coraza pulmonar y por Kattwinkle et al quienes desarrollaron la aplicación de CPAP nasal sin el uso de un tubo endotraqueal.

Meanwhile Reynolds y asociados trabajaron independientemente en Gran Bretaña profundizando en la fisiopatología de la enfermedad pulmonar neonatal. Habiendo experimentado dificultades con IPPV similares a los notados por los médicos en los Estados Unidos, Reynolds y colegas sugirieron el alargamiento de la fase inspiratoria por retardo de la apertura de la válvula de exhalación, este "revés" del estándar de la relación inspiración-espiración o "mantener la inflación" permitió el tiempo suficiente para reclutar alveolos

atelectasicos con baja presión de inflación y flujo de gas, así se disminuyó la turbulencia y se limitaron los efectos sobre el retorno venoso. Los excelentes resultados no podrían ser duplicados uniformemente en los Estados Unidos, tal vez debido a ventiladores diferentes. Hasta este tiempo los ventiladores usados en las unidades de cuidados intensivos neonatales fueron modificados de los equipos de adultos con flujo de gas intermitente generando IPPV.

Sin embargo, en 1971, un nuevo prototipo de ventilador neonatal fue desarrollado usando un flujo de gas continuo y un sistema de tiempo para cerrar la válvula de exhalación modulada después de la pieza de T de Ayre usada en anestesia.

La VMI llega a ser el método estándar de la ventilación neonatal y ha sido incorporada en todos los ventiladores neonatales. Sus ventajas incluyen el facilitar una planeación en la reducción progresiva de la tasa de VMI, siguiendo al paciente para gradualmente incrementar la respiración espontáneamente y bajar la tasa de ciclos usados, la presión intrapleural promedio se reduce y el retorno venoso es menos comprometida que con IPPV.

Como un resultado de los equipos probados, las nuevas técnicas y los mejores sistemas de soporte, la tasa de sobrevivencia específica por peso para recién nacidos dependiente de ventiladores tuvieron un incremento dramático.

Por cuanto un reporte de neonatos ventilados en 1966-1969 orgullosamente anunció un 33% de sobrevivencia, hoy la mayoría de las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales archivan un 80 a 90% de sobrevivencia en los neonatos ventilados y más de 95% de sobrevivencia de los mayores de 1,500 gr. Sin embargo 10-20% de todos los neonatos ventilados sucumben y otro 10% desarrollan Displasia Broncopulmonar. Los esfuerzos para reducir la morbilidad y mortalidad han guiado al desarrollo en las últimas décadas de la Ventilación de Alta Frecuencia (HFV) y de la Membrana de Oxigenación Extracorpórea (ECMO) siendo estas técnicas reservadas para neonatos en los cuales ha

fallado la Ventilación Mecánica convencional, sin embargo, algunos investigadores sienten que en el futuro las ventajas de la Alta Frecuencia podrían hacer de esta técnica la primera alternativa para la ventilación mecánica de neonatos<sup>(1)</sup>.

## COMPLICACIONES DE LA VENTILACION MECANICA CONVENCIONAL

En las pasadas tres décadas, la ventilación mecánica asistida ha sido el tratamiento convencional para el tratamiento de la insuficiencia respiratoria neonatal. La práctica tradicional ha consistido de ventilación ciclada por tiempo, limitada por presión, aplicada como ventilación mandatoria intermitente (IMV) con una frecuencia determinada y prescrito por el clínico.

El flujo continuo basal en el circuito permite al paciente respirar espontáneamente, entre la respiración mecánica pero también contribuye a la asincronía entre el paciente y el ventilador, frecuentemente resultando en marcada variabilidad de entrega de volumen tidal. La asincronía podría resultar en ineficiente intercambio de gas, atrapamiento de aire, y la necesidad de gran soporte ventilatorio, así como una alta frecuencia respiratoria o a la necesidad de sedación o relajantes musculares (2).

La asincronía parece estimular la espiración activa contra la presión positiva ventilatoria, si la respiración ventilatoria comienza durante la inspiración tardía o inicio de la espiración, este es un período llamado ventana. Existen patrones de asincronía con la estimulación de la espiración activa, como ha sido demostrado en varios estudios entre los cuales tenemos el de Greenough, Morley y Davis en 1983, en donde 34 recién nacidos con edades gestacionales entre 25-34 semanas en VMI mostraron una respuesta a uno de los siguientes cinco patrones, Apnea, sincronizar su respiración con la ventilación, mostrar reflejo de Hering Breuer, activar la espiración contra la ventilación mecánica o incrementar su propio esfuerzo inspiratorio(3).

En otro artículo también llevado por Grenough y cols., en 34 de 36 recién nacidos, la espiración activa fue observada cuando la respiración ventilatoria

ocurría en el periodo llamado ventana<sup>(4)</sup>. La espiración activa dejó una reducción en el volumen tidal y deterioro en gases sanguíneos y predisposición a los neonatos a neumotórax.

Subsecuentes estudios demostraron la espiración activa ocurrida principalmente en la VMI con tasas de frecuencia que van desde 15-55 por minuto, siendo principalmente durante los primeros 5 días de vida<sup>(4)</sup>, ocurriendo particularmente en los recién nacidos enfermos con disminución de la compliance pulmonar. Esta asincronía es común en recién nacidos y representa un alto riesgo de morbilidad, usualmente, no reconocida. Sin los beneficios de equipos que demuestran la fase de asincronía, el clínico cree que el recién nacido está sincronizado con el ventilador y la disminución en la oxigenación es atribuida a otros factores.

La espiración activa resulta por no lograr la sincronía, no solamente impide la ventilación, sino que puede causar neumotórax. Como fue demostrado en un estudio de 57 recién nacidos, en donde 23 presentaron espiración activa<sup>(5)</sup>, de estos los que fueron paralizados desarrollaron pocos neumotórax en comparación con los que no fueron paralizados y ninguno de los 34 que no tuvieron espiración activa desarrollaron neumotórax.

Otros estudios muestran que los recién nacidos quienes "luchan con el ventilador" tienen una gran fluctuación en la presión sanguínea y en la velocidad del flujo sanguíneo cerebral, lo cual se asocia con desarrollo de hemorragia intraventricular de grados severos<sup>(6)</sup>.

Debido al riesgo alto de hemorragia intraventricular o neumotórax se han hecho esfuerzos para desarrollar ventiladores que puedan producir sincronía con la respiración espontánea del recién nacido.

En los años de los 90, los avances tecnológicos en el cuidado respiratorio neonatal se extendió a la ventilación disparada por el paciente en las unidades de cuidados intensivos neonatales. Los ventiladores basados en



microprocesadores, los transductores sofisticados y el monitoreo en tiempo real han favorecido el desarrollo de ventiladores que ahora permiten a el paciente el control de los parámetros ventilatorios previamente seleccionados por el médico.

La ventilación disparada por el paciente se refiere a una forma de ventilación mecánica en la cual la fase inspiratoria es iniciada en respuesta al propio esfuerzo inspiratorio del paciente, de este modo se sincroniza el inicio de ambas respiraciones, espontáneas y mecánicas.

La ventilación disparada por el paciente puede ser utilizada en uno u otro modo ciclado por tiempo, limitado por volumen o modo volumen controlado.

En la ventilación asisto-controlada (A/C) cada respiración espontánea que excede la disparada por el mismo paciente resulta en la entrega de una respiración mecánica completa (asistida). Si el paciente falla para respirar o si la respiración espontánea falla para exceder el disparador una respiración mecánica es proveída, generalmente a una tasa establecida por el médico para asegurar una ventilación adecuada. En la ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV), las respiraciones mandadas están sincronizadas a las respiraciones espontáneas (si el paciente respira) y su proporción está escogida por el clínico.

Las respiraciones espontáneas tomadas por el paciente entre las respiraciones en SIMV, están soportadas por presión positiva al final de la respiración (PEEP) en tiempo ciclado y ventilación limitada por presión.

En la ventilación volumen controlada, las respiraciones espontáneas podrían estar soportadas por PEEP, o alternativamente ventilación soportada por presión, en las cuales las respiraciones espontáneas son soportadas parcial o totalmente.

El auge tecnológico de los años 1990, ha dejado una rápida proliferación de nuevos equipos en las unidades de cuidados intensivos neonatales. El

concepto viejo clínico de ventilación controlada está comenzando a cambiar por el nuevo concepto de ventilación controlada por el paciente. La multiplicidad de nuevos equipos también ofrece una multiplicidad de métodos, mecanismos y modalidades.

Todos estos métodos tienen sensores del esfuerzo inspiratorio del paciente e inician la ventilación las veces que ha sido fijada la frecuencia ventilatoria en sincronía o como una asistencia graduada durante la inspiración<sub>(4)</sub>.

La sincronía puede ser alcanzada a la frecuencia ventilatoria aproximadamente un medio o un tercio de la tasa respiratoria llamada 1:2 ó 1:3 con un tiempo inspiratorio menor de 0.4 segundos<sub>(4)</sub>.

### **METODOS DE SEÑAL Y TRANSDUCCION**

El principio mayor de la ventilación disparada por el paciente (PTV) es la respuesta del ventilador a los propios esfuerzos inspiratorios del paciente. El "evento", señal necesaria para estar con una medida aguda del control respiratorio, pero que debe minimizar los artefactos resultado de algunas otras fuentes. Tres señales han sido utilizadas para proveer PTV a los recién nacidos: impedancia, presión y flujo. Cada uno tiene inherente ventajas y desventajas.

**IMPEDANCIA ABDOMINAL:** usa un transductor aplanado así como una cápsula de Graseby, para detectar el movimiento abdominal asociado con la respiración.

Es relativamente fácil para usar. El tiempo de respuesta típica son: 40, 60mseg.

**IMPEDANCIA TORACICA:** usa la señal generada por el electrocardiógrafo torácico, es también fácil para usar, pero el propio lugar de electrodos es crítico. Cuidado debe ser tomado para asegurar que hay un adecuado contacto con gel. El tiempo de respuesta varía de 40 a 80 mseg.

Cambios en la presión de vías aéreas pueden ser usados para disparar el ventilador. Un transductor de presión en la vía aérea proximal, es usado para detectar la reducción de la presión en las vías aéreas que ocurre cuando el paciente comienza una inspiración activa. Este tipo de transductor es fácil de usar, pero requiere de una alta sensibilidad y una relativa respuesta larga (arriba de 100 msec).

El flujo aéreo, puede ser medido por dos diferentes métodos. El primero utiliza un anemómetro de alambre calentado. Este transductor consiste en un elemento calentado en el cual la temperatura se mantiene. El gas frío del flujo, pasa el alambre causando por convección pérdida de calor del elemento, necesitando un incremento en la corriente eléctrica para mantener la temperatura del elemento. El cambio en la corriente eléctrica es convertida a una tasa de flujo de gas. El transductor es puesto en la vía aérea proximal, es fácil de usar y puede medir el volumen tidal. La respuesta va en el rango de 5 a 100 msec. El segundo transductor es un orificio variable de presión diferencial. Este equipo usa un elemento movable para cambiar el flujo efectivo en respuesta a una tasa de flujo, el tiempo de respuesta es de 25-50 msec<sup>(2)</sup>.

## CLASIFICACION

**PTV:** (patient-triggered ventilation) Nuevo modo de ventilación diseñado que determina el ciclado de expiración a inspiración iniciado por el paciente).

**PIMV:**( patient-initiated mechanical ventilation) Encierra todos los modos.

**SIMV:** (synchronized intermittent mandatory ventilation) Solamente una fracción de la respiración espontánea es iniciada por el ventilado.

**A/C:** (assist control) Todas las respiraciones son iniciadas por una respiración mecánica.

## PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACION SINCRONIZADA

### A. Neonato con CNS intacto

- 1) Respiración espontánea con tasas de 60-100/minuto.
- 2) Duración uniforme de la inspiración ( $0.3 \pm 0.05$  seg.)

### B. Respiraciones espontáneas :ventajas

- 1.- Facilita el retorno venoso al corazón
- 2.- Optimiza la ventilación/perfusión
- 3.- Minimiza barotrauma

## CONSIDERACIONES CLINICAS DE LA VENTILACION SINCRONIZADA EN EL RECIEN NACIDO

La ventilación disparada por el paciente (PTV) fue introducida como un método de soporte respiratorio para neonatos en 1986. Desde ese tiempo han hecho una serie de estudios, los cuales han señalado los beneficios de la PTV.

La ventilación asisto-controlada, parece ser al presente la alternativa como un modo inicial de ventilación en varias instituciones. Es probablemente el mejor modo para usar en recién nacidos prematuros, quienes están en la fase aguda de insuficiencia respiratoria debido a que requiere la menor cantidad de esfuerzo del paciente y también la seguridad de una garantizada ventilación minuto en el evento de apnea o esfuerzo respiratorio del paciente.

Una de las experiencias clínicas tempranas reportada con PTV es la hecha por Mehta y cols. en el año de 1986, en 9 recién nacidos con un rango de peso entre 560 y 2000g. con edades gestacionales de 25-32 semanas<sup>(7)</sup>, usando PTV con un sensor de impedancia abdominal, reportando incremento de la oxigenación y más baja presión ventilatoria con PTV que con ventilación convencional. En la mayoría de los recién nacidos la oxigenación incrementó agudamente al cambiar de la ventilación convencional a la PTV, pero la PTV falló para proveer un método de soporte respiratorio en los menores de 28 semanas de edad gestacional, o si lo usaban en sus primeras 24 horas de vida. Un predictor de falla de PTV fue una interacción asincrónica respiratoria, con una inflación ocurrida tardía en una inspiración o en todo caso en la espiración, como resultado de un retardo en el disparo<sub>(8)</sub>.

Greenough y cols. en 1988, en un estudio con 8 pacientes, que presentaban Síndrome de Distress respiratorio, los cuales tenían un promedio de edad gestacional de 27 semanas, concluyeron que la ventilación disparada por el

paciente es segura y efectiva en periodos cortos entre recién nacidos que muestran esfuerzo respiratorio y muestran ventajas asociado a un incremento en la oxigenación<sup>(9)</sup>.

Asi mismo, en otro estudio realizado por Greenough en 1988, en 14 neonatos (edad gestacional 24-40 semanas) utilizando ventilación disparada por el paciente, descubrieron un incremento de la oxigenación asociado con un aumento de la tasa de liberación de presión positiva y volumen inflado<sup>(10)</sup>.

Hird y Greenough también compararon el SLE-250 con el Baby Log Draeger-8000 (Draeger, Luebeck, Alemania), los cuales mediante un anemómetro de temperatura, encontraron un retardo en el disparo en el ventilador SLE -250 . Sin embargo ambos equipos fallaron para mantener en PTV a neonatos menores de 28 semanas de edad gestacional, esto debido a una falla de inspiraciones espontáneas sostenidas durante la fase aguda del SDR. Ellos concluyeron que el esfuerzo respiratorio espontáneo en esta población se requiere para la aplicación de PTV, sugiriendo que la PTV podría ser más eficaz durante el destete de la ventilación mecánica y en los recién nacidos más maduros, quienes parecen estar luchando con el ventilador<sup>(11)</sup>.

En un estudio realizado por Boer RC y cols. en 1992 <sup>(12)</sup>, en 45 pacientes, con una edad gestacional promedio de 29 semanas y colocados en PTV, discreparon con Greenough y Milner, en cuanto que la falla a la PTV es debida a las características de función del ventilador, la habilidad para variar la tasa ventilatoria y la sensibilidad que tiene el sensor de la vía aérea.

Las válvulas diseñadas del ventilador permiten un incremento rápido en la presión inspiratoria y en la meseta inspiratoria, con un consecuente aumento en la oxigenación en un tiempo inspiratorio corto. Esto junto, con un tiempo de retardo muy corto y una gran sensibilidad del sensor del disparador, resulta en una mejor fase de equiparamiento con la respiración del neonato, reduciendo el riesgo de espiración activa <sup>(13)</sup>

Bernstein y cols. en 1994 encontraron en 30 recién nacidos con una edad gestacional promedio de 30 semanas y SDR una tasa de asincronía durante IMV de  $56 \pm 17\%$  (rango de 10 a 96%) de las respiraciones en un minuto comparado con  $0.7 \pm 0.4\%$  (rango de 0 a 3%) durante SIMV, con ( $n= 56 \pm 20$  respiraciones ventilatorias por cada paciente en cada modo) (14).

En un estudio realizado en 40 neonatos, con un promedio de edad gestacional de 28 semanas y un promedio de peso de 1066 grs., no existieron diferencias significativas entre el modo PTV y SIMV en la duración del destete o en el número de recién nacidos en quienes del destete falló(15).

Más tarde las observaciones hechas por Workman y Donn, quienes trataron numerosos infantes usando el ventilador pediátrico/neonatal VIP-BIRD (Productos Bird Corp. Palm Springs, CA. ). Ellos sugirieron que la PTV reducía y podría obviar la necesidad de sedantes y agentes paralizantes en la ventilación del recién nacido.

El disparo por flujo de aire en las vías aéreas ha recibido una gran atención. En un estudio piloto, Servant y colegas investigaron la seguridad y eficacia de un prototipo de sincronizador de flujo, eventualmente incorporado a el ventilador VIP-BIRD neonatal, en un grupo de recién nacidos que pesaban 480 a 1,400 gramos y que se restablecían del SDR, pero aún en ventilación mecánica. Durante A/C sincronizado con flujo, los recién nacidos mostraron una alta tasa de respiraciones mecánicas (como un resultado de disparos), incrementando la oxigenación al igual que la presión media de las vías aéreas, y sin efectos adversos sobre la ventilación, la entrega del volumen tidal, o los signos vitales.

Ellos también evaluaron la función de un disparo espiratorio determinada la inspiración y el porcentaje de pico de flujo de vías aéreas. Esto facilitó completar la sincronización sobre el ciclo respiratorio entero y permitir a el paciente continuar su propio tiempo inspiatorio. Esta forma de disparo podría ser conveniente para recién nacidos de muy bajos peso quienes respiran más



rápido debido a una compliance pulmonar alterada. Donn y cols. subsecuentemente estudiaron el impacto de PTV sobre la población de infantes con SDR, quienes estaban agudamente enfermos. 30 pretérminos con peso entre 1,100 a 1500 gr, fueron asignados a uno u otro A/C sincronizado por flujo o VMI convencional ciclado por tiempo, limitado por presión. Los recién nacidos que ingresaron para PTV tuvieron un tiempo mucho más corto para la extubación, que en los que se seleccionaron para para IMV.

A pesar que la muestra fue pequeña, hubo una fuerte tendencia hacia una reducción en las enfermedades pulmonares crónicas y el uso de sedantes en el grupo de PVT. Este estudio también demostró una reducción de costos estadísticamente significativos (de 10,000.00 a 4,400.00 dolares por paciente) para el cuidado de neonatos asignados para PTV.

Un resultado similar fue notado por Baumer y cols., quienes investigaron la efectividad de PTV durante el estado agudo de SDR en 49 recién nacidos menores de 28 semanas de gestación. Ellos revisaron retrospectivamente 800 clínicas con observaciones hechas de esos neonatos y notaron que el ventilador neonatal SLE 2000 fue completamente capaz de entrega de PTV a esos neonatos, reportando que el número de respiraciones no disparadas, por minuto incrementó con tasas de control de 40 ó más por minuto. Sin embargo, cuando la tasa de control fue menos de 40 por minuto, el número de respiraciones no disparadas no incrementó con presión de pico inspiratorio cerca de 25 cm H<sub>2</sub>O y el tiempo inspiratorio de 0.5 seg.

El número promedio de respiraciones disparadas por minuto fue menor del 25% a un tiempo inspiratorio de 0.5 seg. que a 0.2 y 0.25 seg. Solamente 3% de la determinación de gases arteriales mostraron PaCO<sub>2</sub> menor de 20 torr. La observacion tardia es importante, debido a que en algunos pacientes puede manifestarse una alcalosis respiratoria durante A/C, y ésta hipocapnia ha sido asociada en investigaciones recientes a desarrollo de leucomalacia periventricular. Parece que la hipocapnia es consecuencia de una excesiva

ventilación alveolar, primariamente como un resultado de presión inspiratoria pico excesiva, y tal vez a una excesiva tasa de control.

Los pacientes con su propio control respiratorio deberán fallar en la caída de tensión de dióxido de carbono, así que los ajustes podrían ser necesarios para mantener normocapnia para asegurar una apropiada entrega de volumen tidal y volumen minuto. En conclusión, el clínico debe estar seguro que el autociclado no está ocurriendo<sub>(15)</sub>.

## DISCUSION Y CONCLUSIONES

Después de haber hecho una revisión bibliográfica de la ventilación sincronizada en recién nacidos me permite considerar este modo de ventilación, el más adecuado, por la ventajas desde el punto de vista médico, en los diferentes sistemas: respiratorios, neurológicos, cardiovasculares, evitando una serie de complicaciones, que desfavorecen el pronóstico, de neonatos, tanto a corto, como a largo plazo, así como mejorando la sobrevida de recién nacidos los cuales padecen la patología más frecuente en las unidades de cuidados intensivos neonatales: Síndrome de Distress Respiratorio.

No obstante, no se debe pasar por alto la disminución de los costos por paciente, utilizando ventilación sincronizada así como la disminución de los días de estancia hospitalario, que redundan en beneficio del paciente y del centro hospitalario

**BIBLIOGRAFIA**

1. Goldsmith J, Karotkin E. Introduction to assisted ventilation En: Assited ventilation of the neonate. Ed. Goldsmith SK. Controversies in patient triggered ventilation. Clin Perinatol 1998; 25: 49-56.
2. Donn SM, Sinka SK. Controversies in patient triggered ventilation. Clin Perinatol 1998; 25: 49-56.
3. Greenough A, Morley CJ, Davis JA. Interaccion of spontaneous respiration with artificial ventilation in preterm babies. J Pediatr 1983; 103: 769-73.
4. Heldt GP, Bernstein G. Patient initiated mechanical ventilation En: New therapies for neonatal respiratory failure. Ed. Boyton BR. Cambridge University Press, New York 1994 p: 155
5. Greenough A, Wood S, Morley CJ, Davis JA. Pancuronium prevents pneumothoraces in ventilated oremature babies who actively expire against positive pressure inflantion 1874; 1: 1-3.
6. Perlman JM, Mc Menamin JB, Volpe JJ. Fluctuating cerebral blood-flow velocity in respiratory distress syndrome. N Engl J Med 1983; 309:204-9.
7. Metha A, Callan K, Wright BM, et al. Patient triggered ventilation in the newborn. Lancet 1986; 2: 17-19.
8. Hird MF, Greenough A. Comparison of triggering systems for neonatal patient triggering ventilation. Arch Dis Child 1991; 66: 426.
9. Greenough A, Pool J. Neonatal patient triggered ventilation. Arch Dis Child 1988; 63: 394-97.
10. Greenough A, Greenoll F. Patient triggered ventilation in premature neonates. Archi Dis Child 1988; 63: 77-78.
11. Hird MF, Grenough A. Patient triggered ventilariion using a flow triggered system. Arch Dis Child 1991; 66: 1140-42.
12. De Boer RC, Jones A, Words PS, et al. Long term trigger ventilation in neonatal respiratory distress syndrome. Arch Dis Child 1993; 68: 308-11

13. Greenough A, Milner AD. Respiratory support using patient triggered ventilation in the neonatal period. Arch Dis Child 1992; 67: 69.
14. Dimitriou G, Greenough A, Giffin F, et al. Synchronous intermittent mandatory ventilation modes compared with patient triggered ventilation during weaning. Arch Dis Child 1995; 72: 188-190.
15. Workman E, Donn SM. Synchronized ventilation of the newborn: Impact on care practice. Neonatal Intensive Care 1995; 8: 16.