



EDWARDS FLOTAC

**Sensor para medición de gasto
cardíaco mínimamente invasivo**

SENSOR FLOTRAC

El algoritmo del sistema FloTrac

Gasto cardíaco basado en la presión arterial

El algoritmo del sistema FloTrac de Edwards se basa en el principio de que la presión de pulso es proporcional al volumen sistólico (VS) y está inversamente relacionada con la complianza aórtica.

Desviación típica de la presión arterial

Inicialmente, el algoritmo del sistema FloTrac evalúa la presión de pulso utilizando la desviación estándar de la presión arterial (σ_{PA}) en torno al valor de la PAM, medido en mmHg, haciéndolo independiente de los efectos del tono vascular. Esta desviación estándar de la presión de pulso es proporcional al volumen desplazado o volumen sistólico. Esto se calcula mediante el análisis de la forma de onda de la presión arterial durante 20 segundos a 100 veces por segundo, con lo que se crean 2000 puntos de datos a partir de los cuales se calcula la σ_{PA} .

Tradicional: $GC = FC * VS$

Sistema FloTrac:

$$GCPA = FP \times (\sigma_{PA} * \%)$$

$$\text{Donde } \% = M(FC, \sigma_{PA}, C(P), ASC, PAM, \mu_{3pa}, \mu_{4pa} \dots)$$

σ_{PA} = desviación estándar de la presión de pulso arterial en mmHg, proporcional a la presión de pulso.

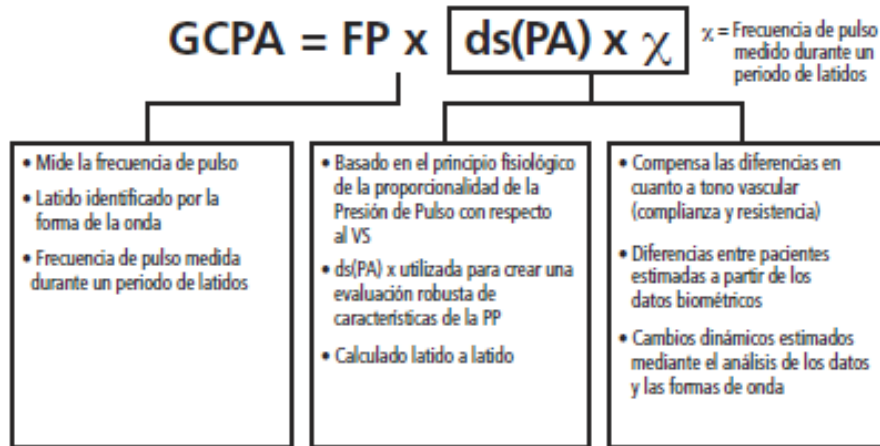
$Khi(\%)$ = parámetro multifactorial de escala proporcional a los efectos del tono vascular sobre la presión de pulso.

M = ecuación polinómica multifactorial.

ASC = superficie corporal calculada mediante la ecuación de Dubois de la superficie corporal.

PAM = presión arterial media calculada tomando la suma de los valores de puntos de presión muestreados durante 20 segundos y dividiéndola por el número de puntos de presión.

μ = momentos estadísticos determinados por asimetría (simetría) y curtosis (distinción de un pico), calculados a lo largo de varias derivaciones matemáticas.



***Khi* (χ) y la conversión de mmHg en mL/latido**

La conversión de la desviación estandar de las presiones arteriales (mmHg) en mL/latido se lleva a cabo multiplicándola por un factor de conversión llamado *Khi*(χ). *Khi* es una ecuación polinómica multifactorial que evalúa el impacto del tono vascular cambiante del paciente sobre la presión de pulso. *Khi* se calcula mediante el análisis de la frecuencia del pulso del paciente, la presión arterial media, la desviación estandar de la presión arterial media, la complianza de los grandes vasos según las estimaciones demográficas del paciente y la asimetría y la curtosis de la forma de onda arterial. *Khi* se actualiza y aplica al algoritmo del sistema FloTrac en un ciclo continuado de 60 segundos en promedio.

- **Frecuencia del pulso:** La frecuencia del pulso del paciente se calcula contando el número de pulsaciones en un periodo de 20 segundos y extrapolándola a un valor por minuto.
- **Presión arterial media (PAM):** Un aumento en la presión promedio a menudo indica un aumento en la resistencia y viceversa.
- **Desviación estandar de la presión arterial (σ_{PA}):** La presión de pulso es proporcional a la σ_{PA} y al volumen sistólico. Los aumentos y las reducciones de la desviación estandar también proporcionan información acerca de la amplitud de la presión. Cuando esta amplitud de la presión se correlaciona con la curtosis, compensa la complianza diferencial y la reflectancia de la onda que pueden variar entre distintas ubicaciones arteriales. Esto permite la monitorización del gasto cardíaco a partir de diferentes ubicaciones arteriales.
- **Compliance de los grandes vasos:** Los trabajos realizados por Langewouters demostraron una correlación directa entre la edad, el sexo y la PAM con respecto a la complianza aórtica. De estos estudios se derivó una ecuación mediante la cual podría estimarse la complianza de un paciente a partir de sus datos de edad y sexo. De acuerdo con Langewouters y cols., la complianza arterial (C), como función de la presión, podría calcularse mediante la siguiente ecuación:

$$C(P) = L \cdot \frac{\frac{A_{\max}}{\pi \cdot P_1}}{1 + \left(\frac{P - P_0}{P_1} \right)^2}$$

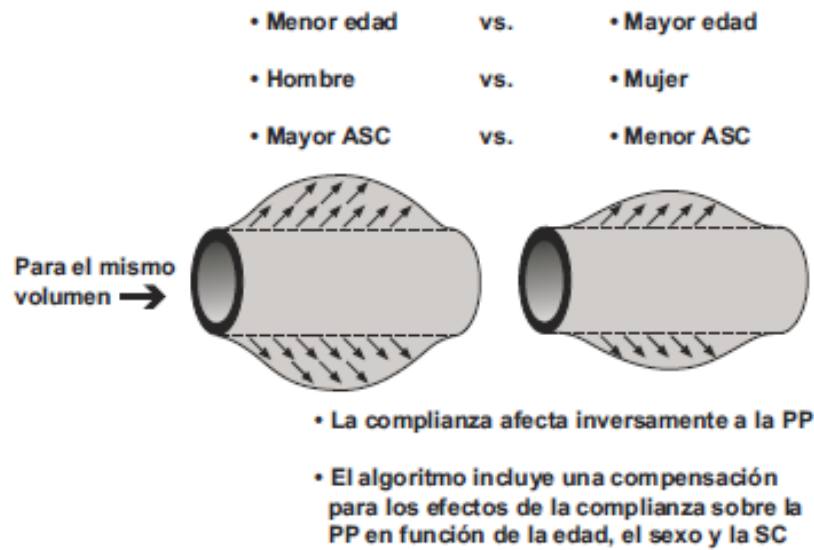
L = longitud aórtica estimada

$A_{\max}$ = área máxima de sección transversal de la raíz aórtica

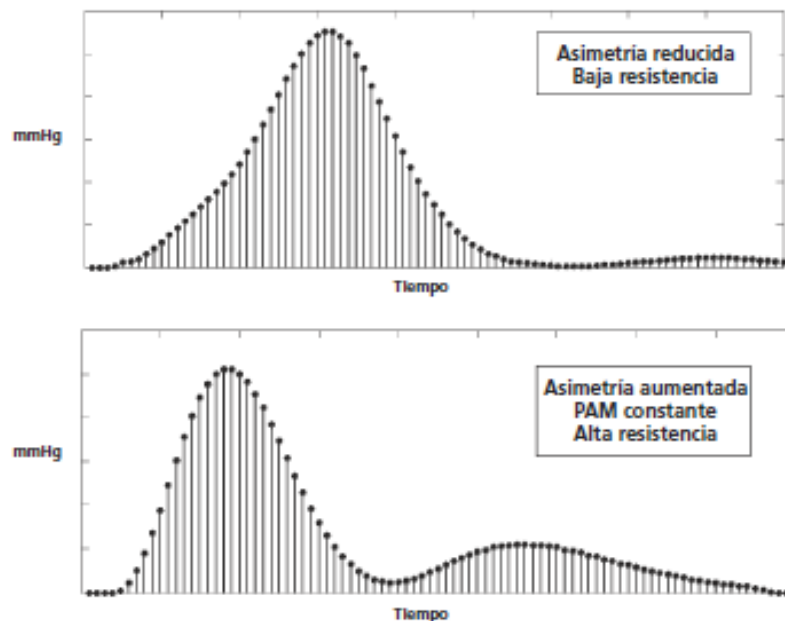
P = presión arterial

P_0 = presión a la que la complianza alcanza su valor máximo

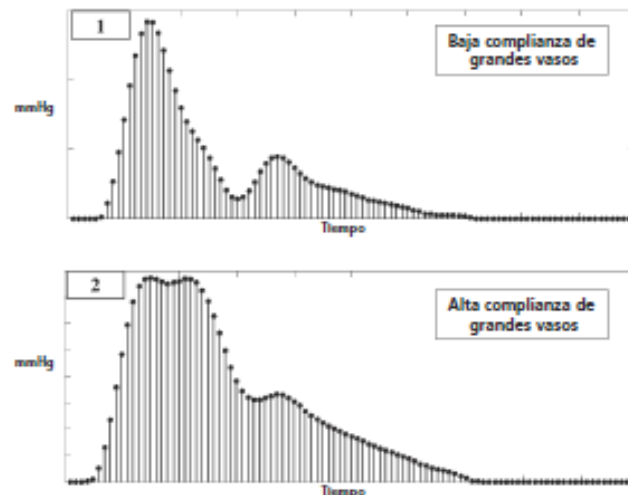
P_1 = ancho de la curva de complianza a la mitad de la complianza máxima. Se encontró asimismo que las mediciones adicionales del peso y la altura (ASC) se correlacionaban con el tono vascular y se añadieron para mejorar el cálculo de la complianza aórtica



- **Asimetría (una medida de la falta de simetría, μ_{3pa}):**
Las características de simetría en la presión arterial pueden indicar un cambio en el tono vascular y/o de resistencia. Dos funciones diferentes pueden tener la misma media y desviación estandar, pero raramente tendrán la misma asimetría. Por ejemplo, una onda de presión arterial en la que los puntos aumenten rápidamente en la sístole y caigan lentamente puede tener como resultado un aumento de la vasoconstricción y generaría un incremento de la asimetría.



- **Curtosis (una medida de lo agudo (forma de pico) o plano de la distribución de los puntos de presión con respecto a la distribución normal, μ_{4pa}):** Los datos de presión con curtosis elevada representan una elevación y una caída de la presión muy rápida en relación con la presión de pulso normal y pueden asociarse directamente con la complianza de los grandes vasos.
 - 1) Un valor de curtosis elevado indicará un pico bien definido cerca de la media, con una caída posterior, seguida de una larga "cola".
 - 2) Un valor de curtosis bajo tenderá a indicar que la función es relativamente plana en la región de su pico y sugiere un descenso del tono central, como puede verse a menudo, por ejemplo, en la vasculatura neonatal.



***Khi* (X) mmHg a mL/latido**

Tomando todas estas variables en consideración, el algoritmo del sistema FloTrac evalúa continuamente el impacto del tono vascular sobre la presión cada 60 segundos. El resultado del análisis es un factor de conversión llamado *Khi* (X). *Khi* se multiplica entonces por la desviación estandar de la presión arterial para calcular el volumen sistólico en mL por latido. Este volumen sistólico se multiplica por la frecuencia del pulso para obtener el gasto cardíaco en litros por minuto.

$$\text{Volumen sistólico (mL/latido)} = \sigma_{PA} \text{ (mmHg)} * \chi \text{ (mL/mmHg)}$$

No se necesita calibración manual

Otros dispositivos de gasto cardíaco a partir de la presión arterial (contorno del pulso o potencia del pulso) requieren calibración, ya que no pueden realizar una corrección automática para el cambio del tono vascular del paciente. Debido a que el algoritmo del sistema FloTrac se ajusta continuamente al cambio del tono vascular del paciente, no necesita calibración manual. Como componente de la calibración, *Khi* se corrige automáticamente para los cambios en el tono vascular a través de un complejo análisis de la forma de onda. Esta función elimina también la necesidad de una vía venosa central o periférica, que es imprescindible para los métodos de dilución del indicador empleados en la calibración manual.

Consideraciones técnicas

El algoritmo del sistema FloTrac depende de un trazado de presión de gran fidelidad. La atención a las mejores prácticas en la monitorización de la presión es importante: purgar por gravedad, mantener la bolsa de presión a 300 mmHg, adecuar el volumen de lavado de la bolsa IV, mantener la llave del sensor a nivel con el eje flebostático y probar periódicamente la amortiguación óptima con una prueba de onda cuadrada. Los kits de sensores FloTrac están especialmente configurados para optimizar la respuesta de frecuencia, por lo que agregar tubuladuras de presión o llaves adicionales no se recomienda en absoluto.

Variación del volumen sistólico

Tendencias de parámetros dinámicos

La monitorización hemodinámica puede obtenerse de forma continua o intermitente y empleando parámetros estáticos o dinámicos. Los parámetros estáticos son instantáneos e individuales tomados en puntos específicos del ciclo cardíaco o respiratorio. Para evaluar cambios rápidos en el estado cardiovascular a lo largo de cortos periodos de tiempo, deben obtenerse tendencias de parámetros dinámicos. La siguiente tabla muestra ejemplos de algunos parámetros estáticos y dinámicos que se utilizan para evaluar el estado en cuanto a volumen y la respuesta a los líquidos. La variación del volumen sistólico (VVS) es un parámetro dinámico y un indicador sensible de la respuesta a la precarga en los pacientes con ventilación asistida.

PARÁMETROS HEMODINÁMICOS PARA EVALUAR EL ESTADO EN CUANTO A VOLUMEN Y LA RESPUESTA A LOS LÍQUIDOS

Parámetros estáticos	Parámetros dinámicos
Presión diferencial arterial (PDA)	Variación de la presión arterial sistólica (VPS)
Presión arterial media (PAM)	Variación de la presión diferencial arterial (VPD)
Presión venosa central (PVC)	Variación del volumen sistólico (VVS)
Presión de oclusión de la arteria pulmonar (POAP)	
Frecuencia cardíaca	
Diuresis	

Algoritmo VVS del sistema FloTrac/Vigileo

