

La courbe de pression artérielle

J.F. Cochard
Service Pr Sztark
Hop. Pellegrin
Bordeaux

La courbe de pression artérielle

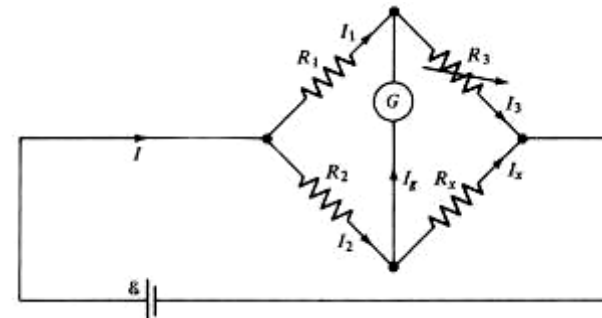
- Mesure
 - Artère
 - Cathéter
 - Capteur (hydraulique)
 - Moniteur

Descriptif du système

- Pression périodique dans un système biologique.
- Recueil du signal de pression : cathéter.
- Transmission hydraulique du signal de pression : "tubing".
- Transduction du signal de pression en un signal électrique : capteur.
- Recueil du signal électrique et conversion en signal analogique ou digital : moniteur.

Transduction du signal de pression

- Membrane déformable sous l'action de la pression.
- Pont de Wheatstone



- Déformation du pont modification de la
résistance globale donc du $\overrightarrow{\text{courant}}$.
- Signal de pression signal électrique.

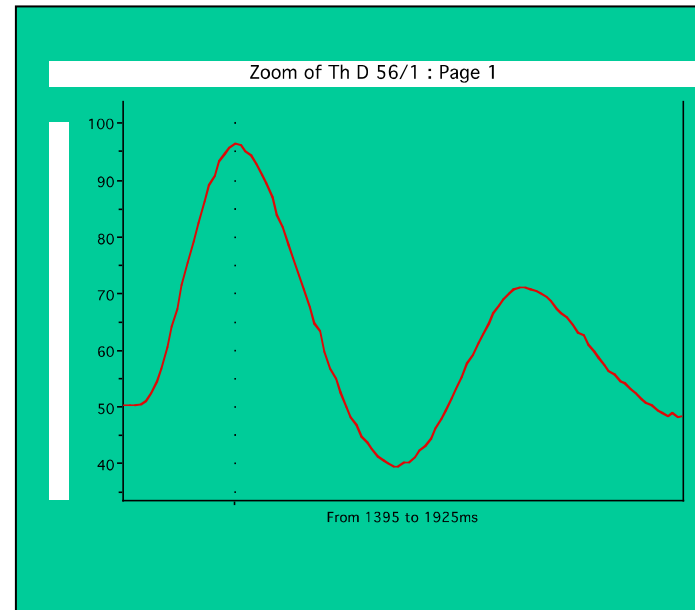
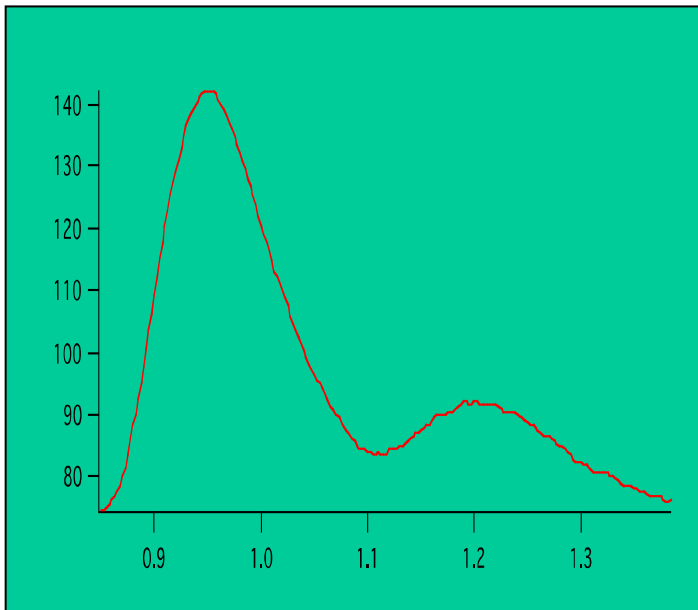


Morphologie de la courbe de PA

- Deux composantes principales
 - Systolique
 - Diastolique
- Un certain nombre de composantes secondaires
 - Réflexions des ondes de pression
 - Re-réflexions

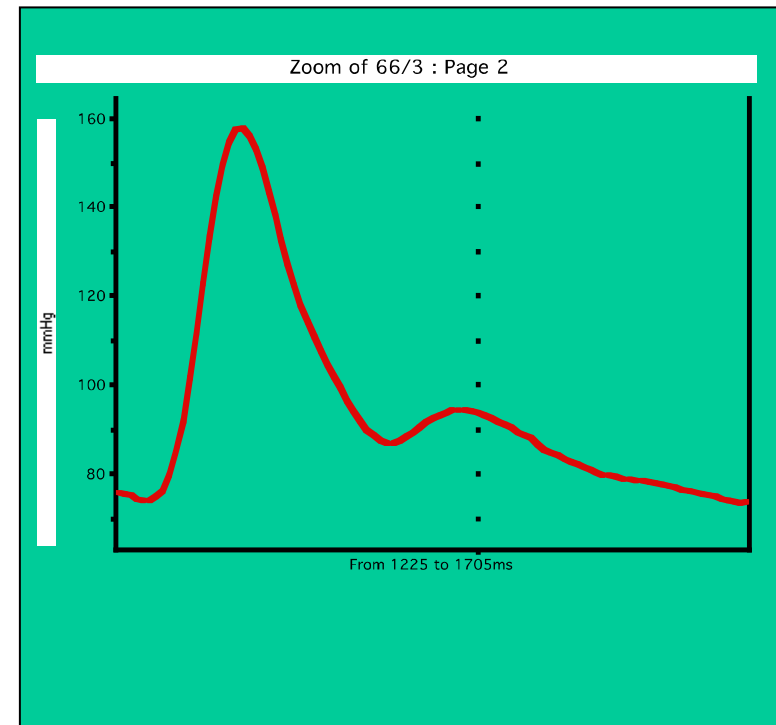
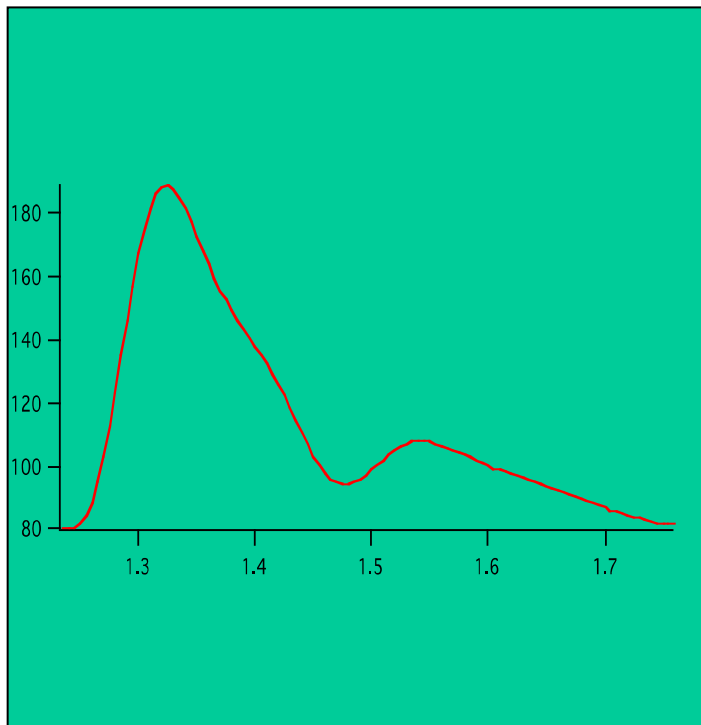
Morphologie de la courbe de PA

- Une onde de réflexion



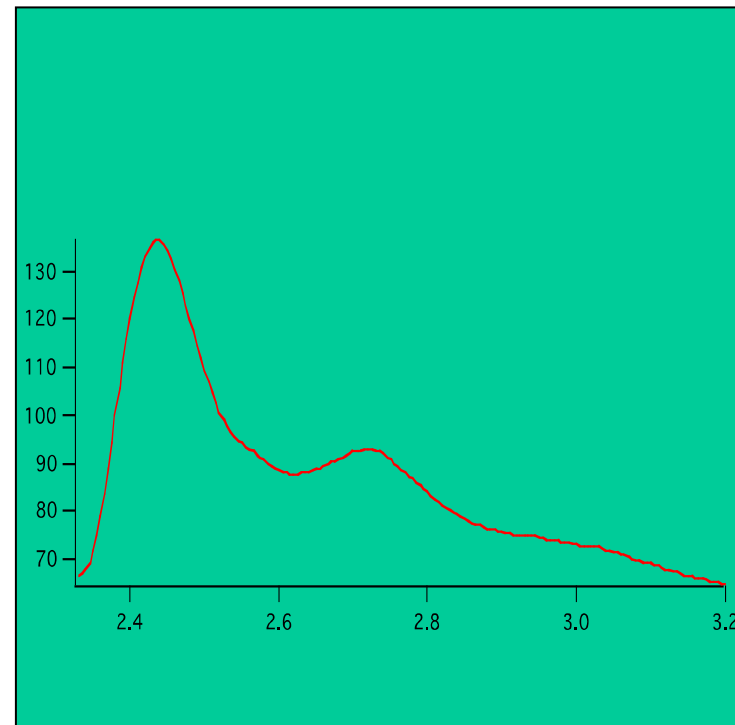
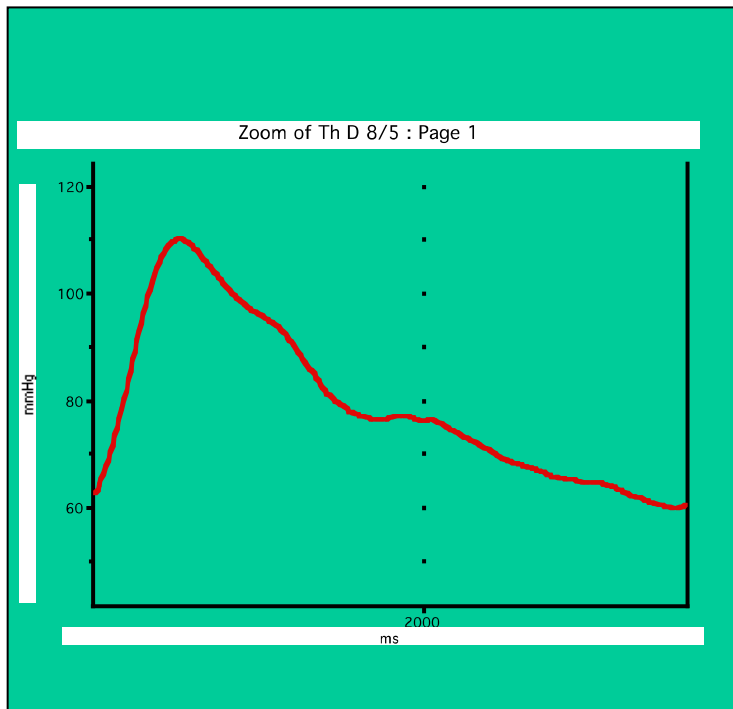
Morphologie de la courbe de PA

- Deux ondes

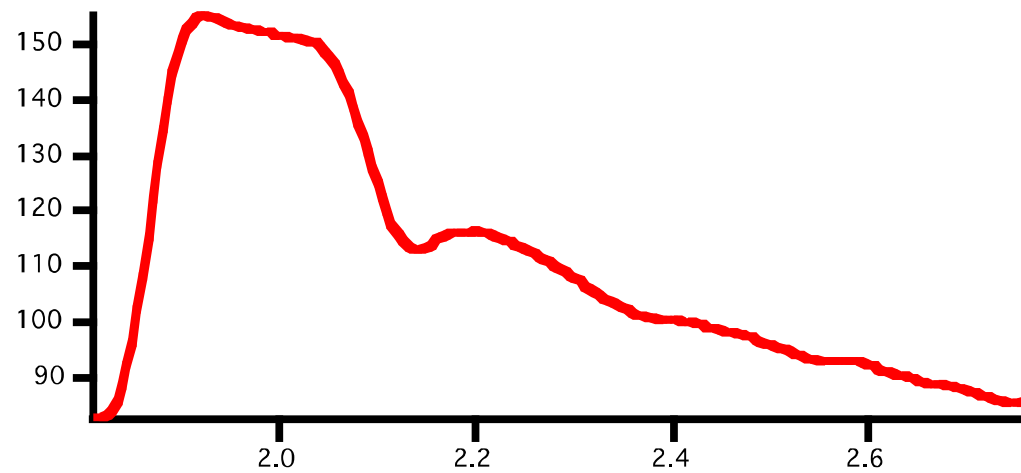


Morphologie de la courbe de PA

- Trois ondes



Morphologie de la courbe de PA

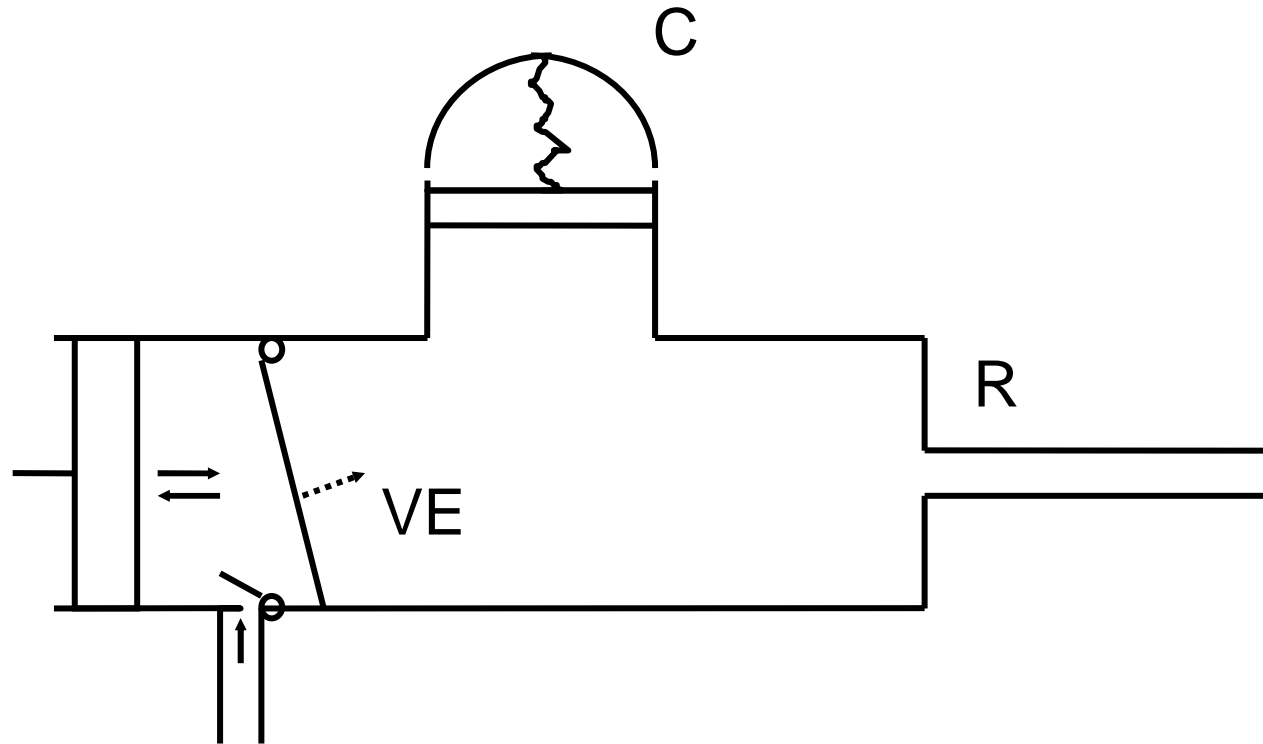


Quatre ondes

DÉTERMINANTS DES DIFFÉRENTES COMPOSANTES

- COMPOSANTE SYSTOLIQUE :
 - VES
 - Propriétés élastiques des gros vaisseaux
- COMPOSANTE DIASTOLIQUE
 - Propriétés visco-élastiques du système vasculaire
 - Dépend du site d'insertion, de l'âge, de l'état des parois vasculaire
- ONDE DICROTE
 - Réflexion de l'onde de pression sur les valves sigmoïdes fermées

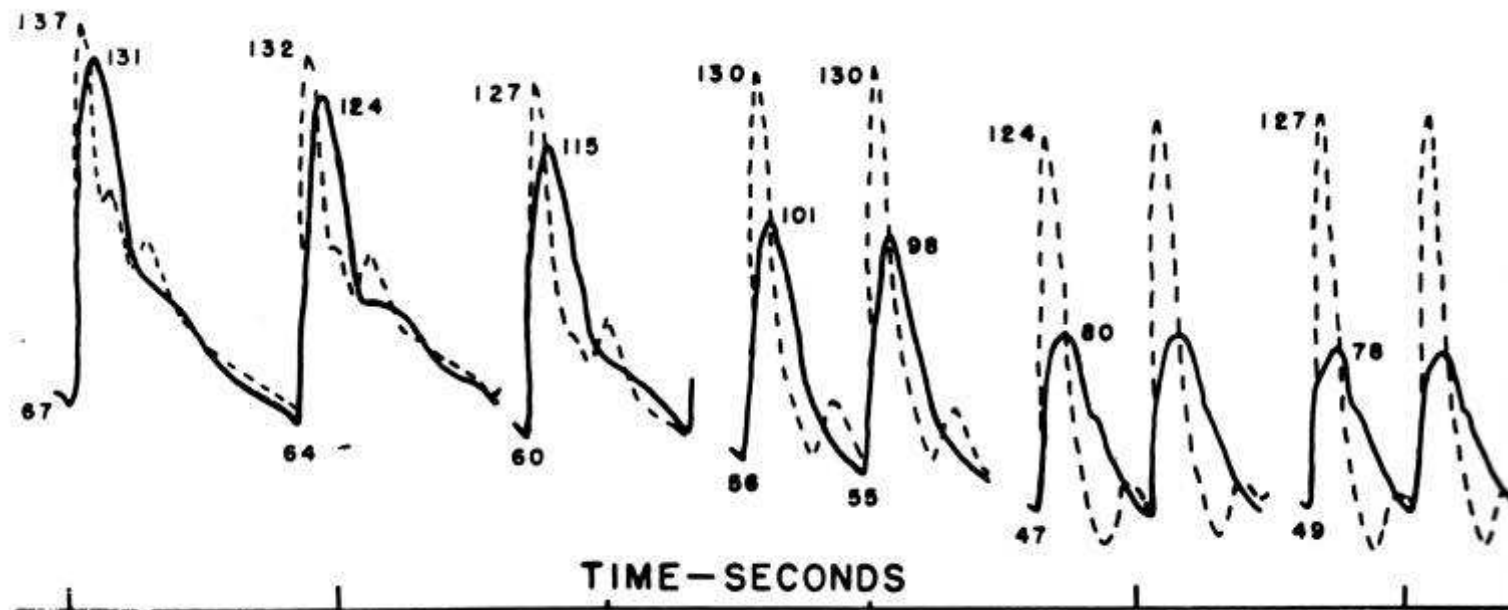
Modèle de Windkessel



Déterminants des différentes parties de la courbe

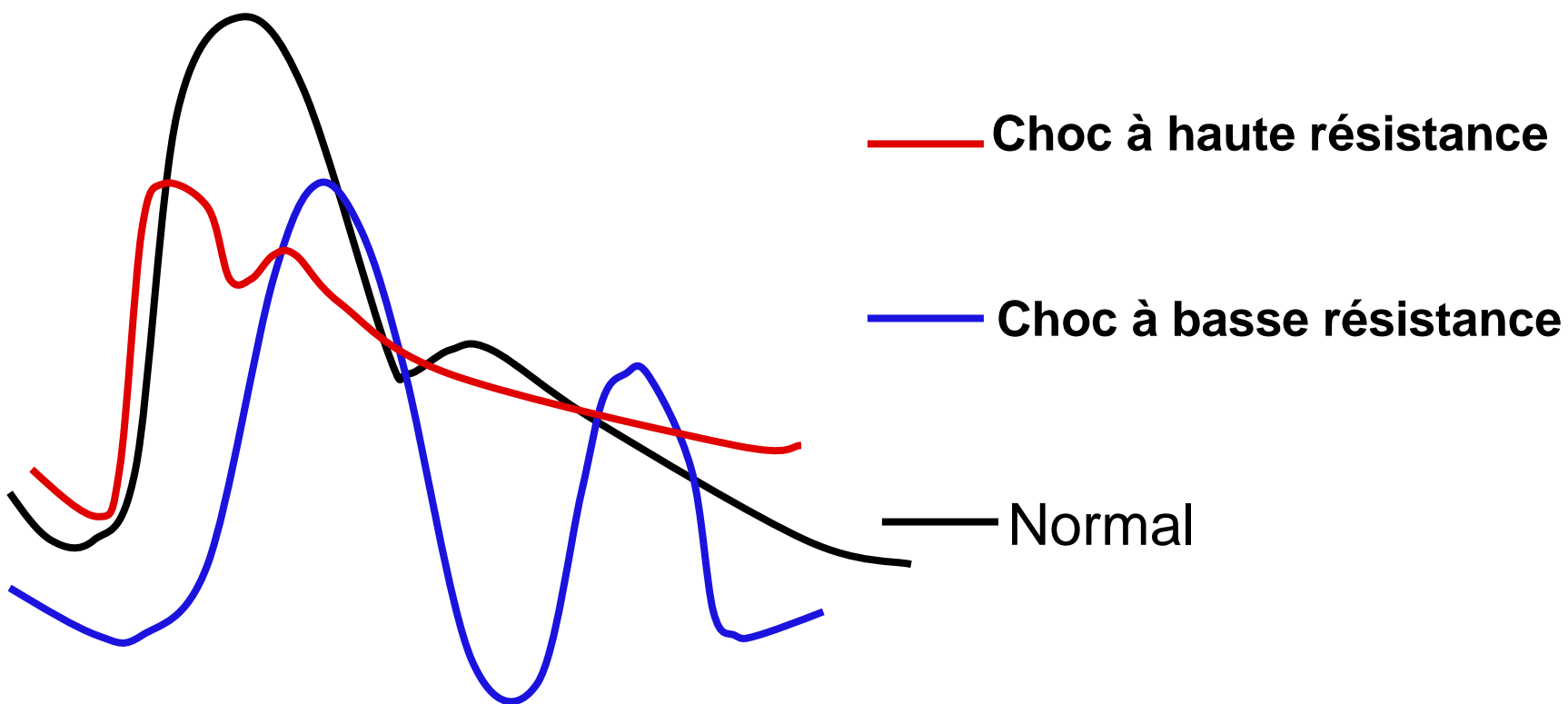
- Partie systolique
 - $P = f(\text{VES}, C)$
- Partie diastolique
 - $P = f'(C, R)$
 - $P = P_0 e^{(-1/C \cdot R)t}$ pour la partie terminale de la courbe en l'absence d'onde de réflexion.

Effets d'une modification des résistances sur la morphologie de la courbe



From Remington & Wood 1956

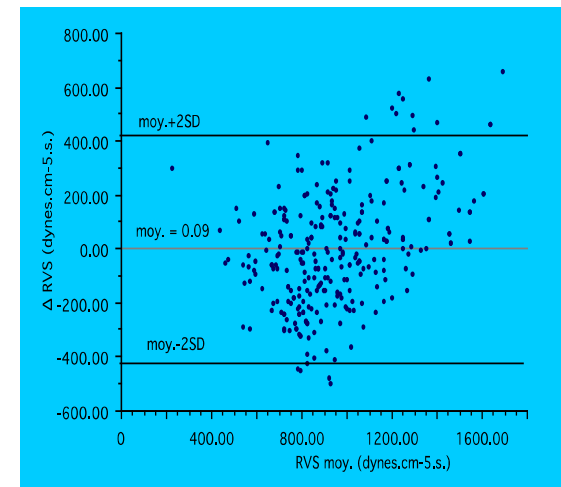
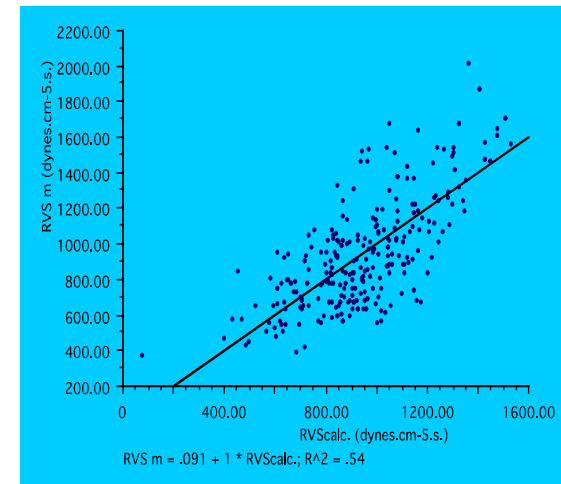
Intérêt dans les défaillances circulatoires



Estimation des RVS

Paramètre mesuré	r	p
Pd	0.55	<0.001
Ps	0.42	<0.001
t1	0.16	0.006
t2	0.63	<0.001

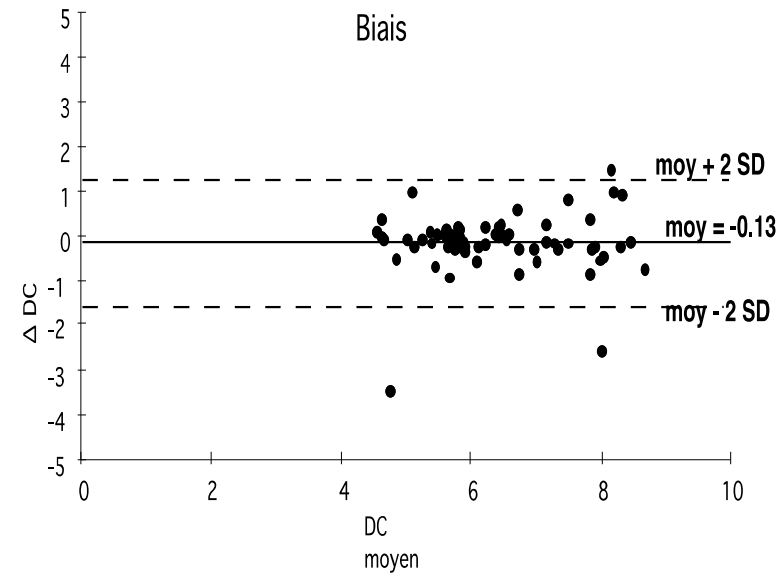
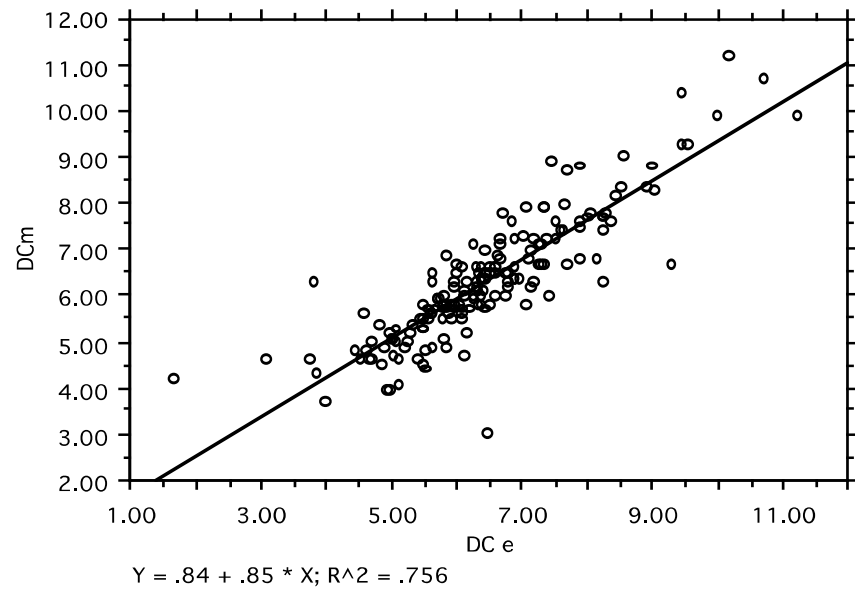
JF Cochard SRLF 1998



Elaboration de modèles +/- complexes

- Evaluation de l'impédance artérielle
- Evaluation des résistances vasculaires systémiques
- Permettant l'estimation du débit cardiaque connaissant la pression artérielle
 - PICCO[®] : nécessite une calibration par thermodilution
 - VIGILEO[®] : pas de calibration

Résultats



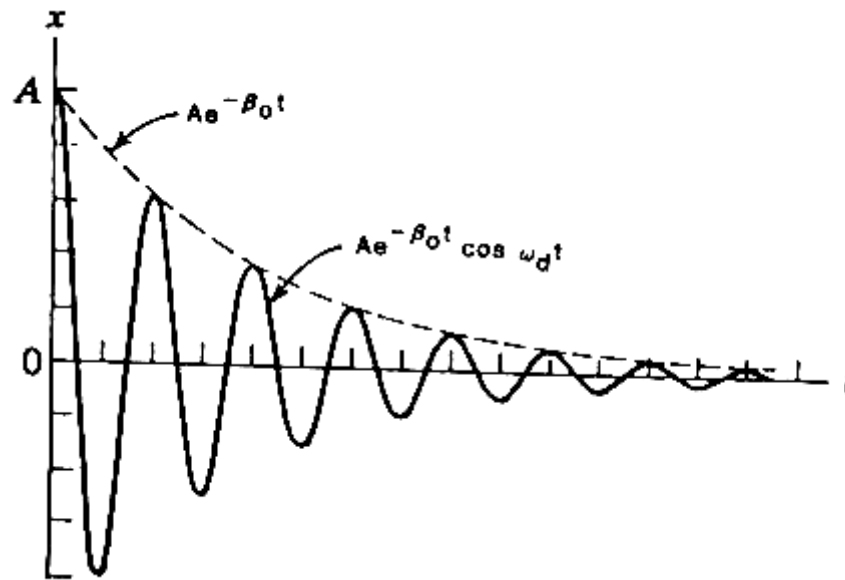
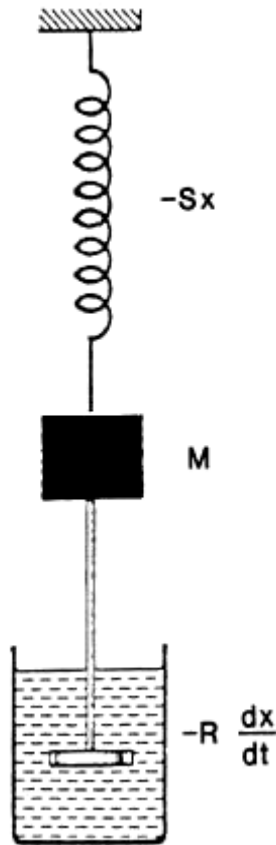
Contraintes qualitatives liées aux capteurs

- Liées à la membrane
- Liées à la tubulure

Transmission de la pression

- Déplacement de la colonne d'eau dans le système aboutissant à la déformation de la membrane.
- Système visco-élastique : résistance à l'écoulement (R) et distensibilité (C).
- Système = capteur ET "tubing".

Modèle hydraulique



$$\beta_0 = R/2M$$
$$\omega_d = (\omega_0^2 - \beta_0^2)^{1/2}$$
$$\omega_0 = (S/M)^{1/2}$$

Rapporté au capteur

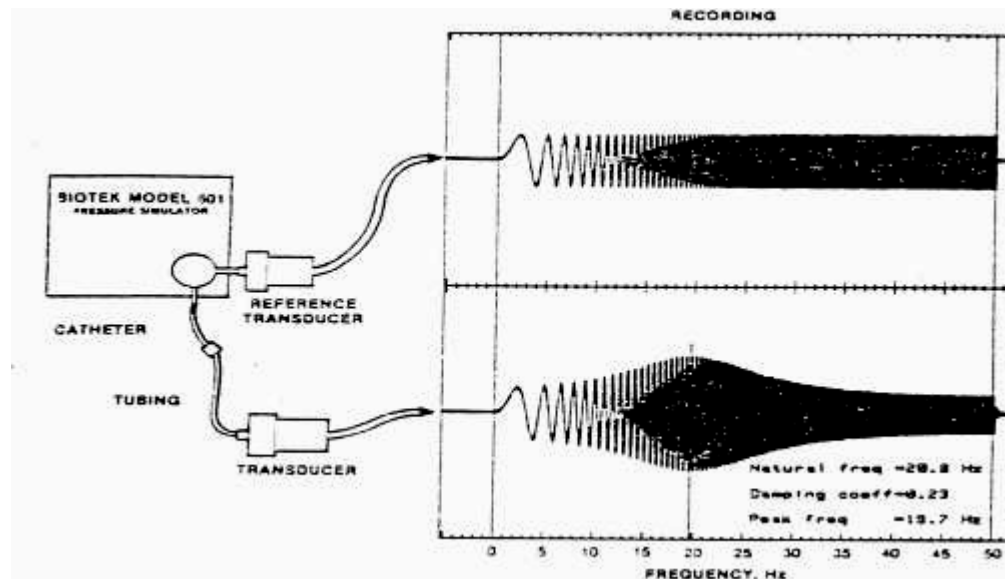
- Il se comporte comme un système de second ordre.
- Sa cinétique de relaxation dépend de deux paramètres seulement :
 - La fréquence naturelle du capteur : f_n
 - Son coefficient d'amortissement (dumping coefficient) : CA

Déterminants des paramètres Fn et CA

- Pipes 1958 :
 - $F_n = r(\Pi E / \rho L)^{1/2}$ où E = élastance du système, r = rayon du tube, ρ = densité du liquide.
 - $CA = 4\mu / r^3 (\rho L / \Pi E)^{1/2}$ où μ = viscosité.
- Interdépendance des deux paramètres

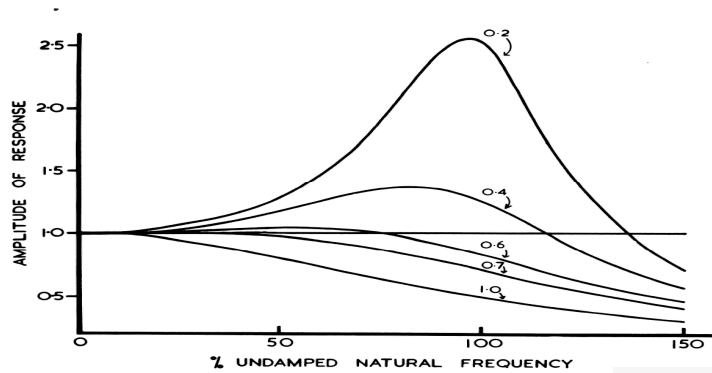
Conséquences de cette dynamique de relaxation

- Délivrance d'un signal de pression sinusoïdal simple à fréquence croissante.
- Distorsion de la réponse avec un système de second ordre.

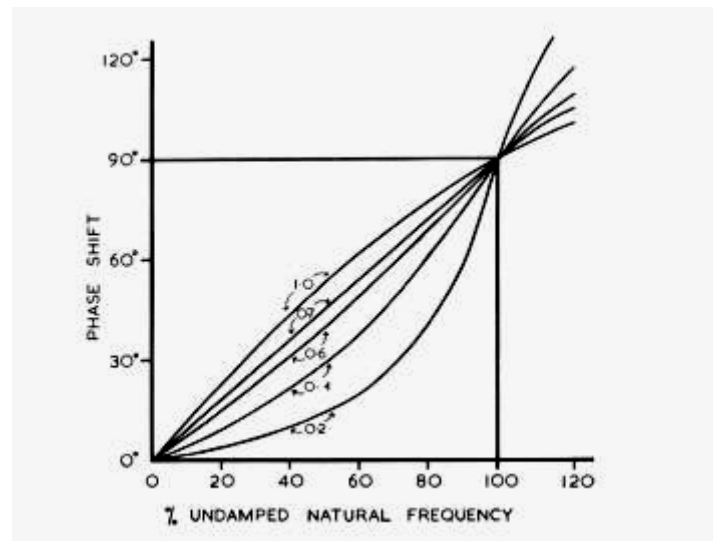


Conséquences (2)

- Sur l'amplitude de la réponse :



- Sur la phase :



Conséquences sur le signal global

- Signal périodique : transformation de Fourier. $A = a_0 + a_1 \cos \theta + a_2 \cos 2 \theta + a_3 \cos 3 \theta + \dots + a_n \cos n \theta + b_1 \sin \theta + b_2 \sin 2 \theta + \dots + b_n \sin n \theta$.

Ou $A = A_0 + A_1 \sin (\theta + \Phi_1) +$

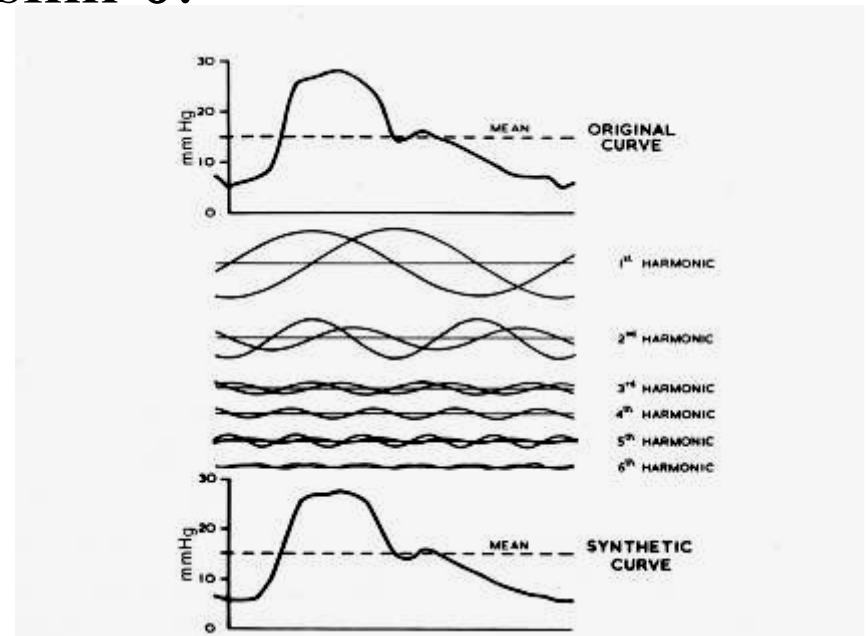
$A_2 \sin(2 \theta + \Phi_2) + \dots$

$+ A_n \sin(n \theta + \Phi_n)$

Où $A_1 = \pm [(a_1 + b_2)^2]^{1/2}$ et

$\Phi_n = \tan^{-1}(a_n / b_n)$

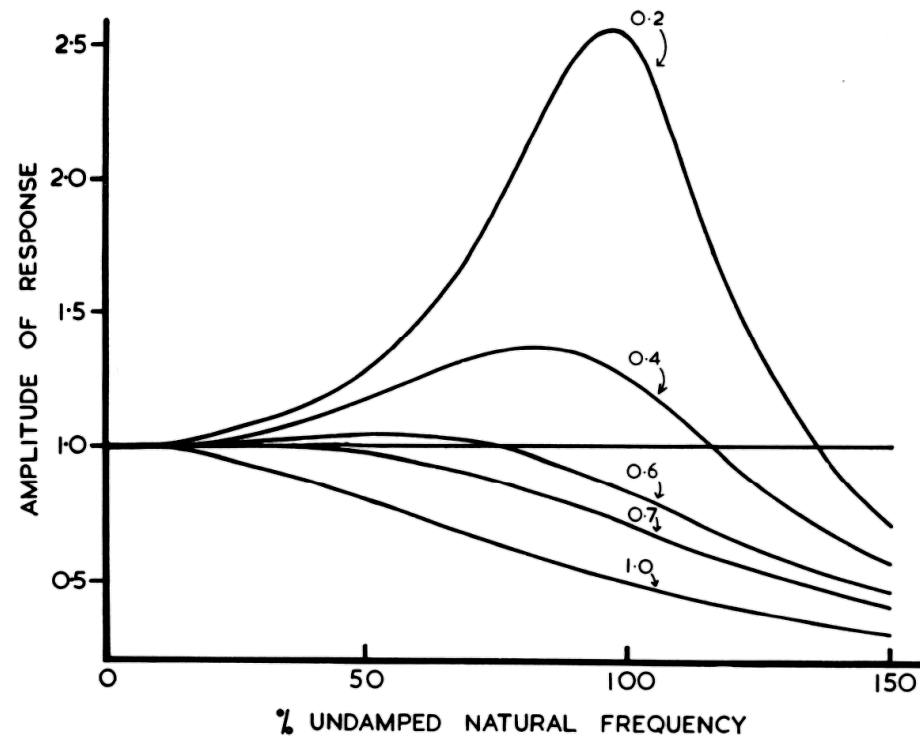
- Décomposition :



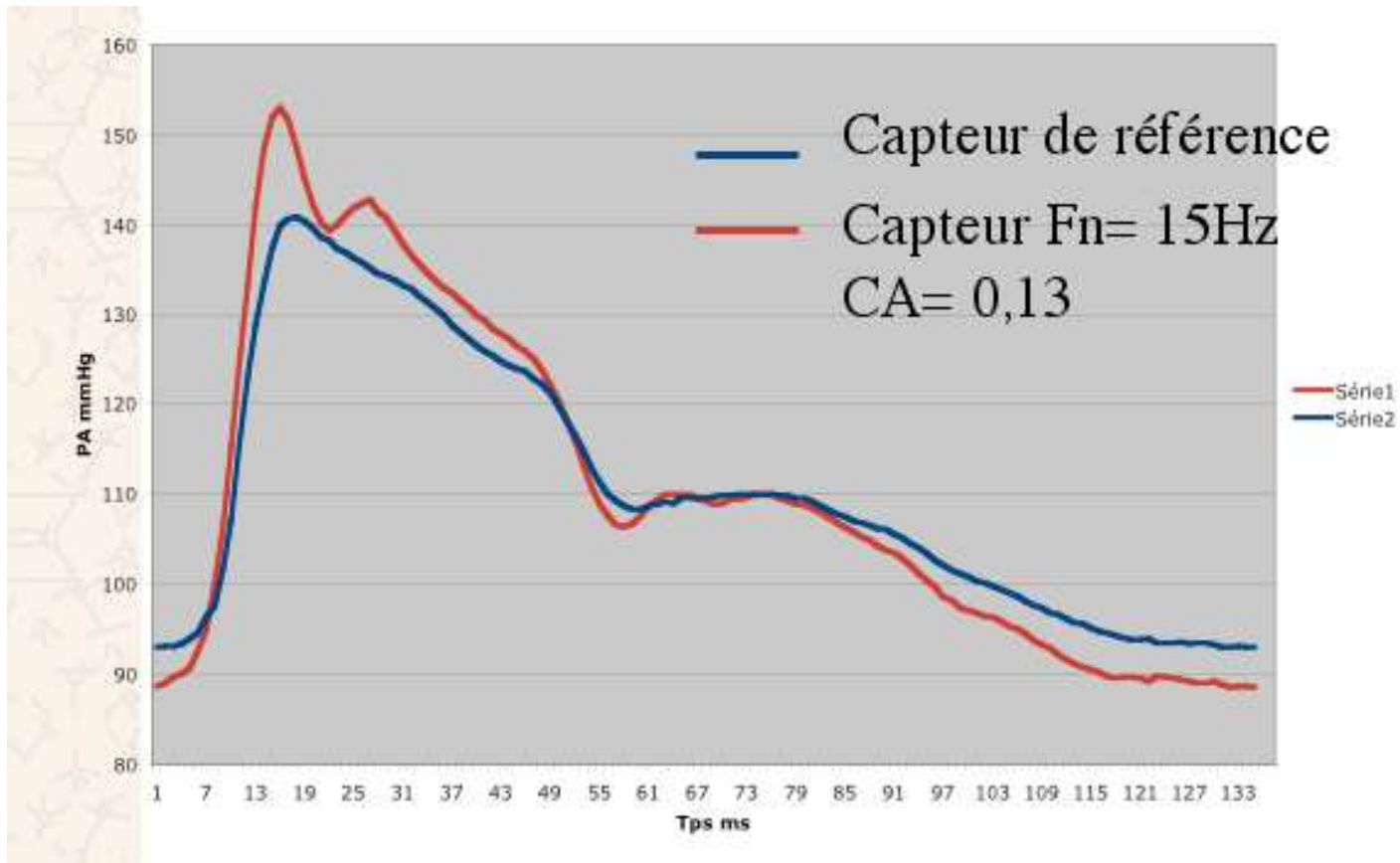
Conséquences sur le signal global (2)

- Dix harmoniques sont nécessaires pour reconstituer un signal de pression artérielle.
- Plus la fréquence naturelle du capteur sera faible plus nombreuses seront les harmoniques amplifiées.
- Plus faible sera le coefficient d'amortissement, plus importante sera l'amplification de chaque harmonique donc du signal dans son ensemble.

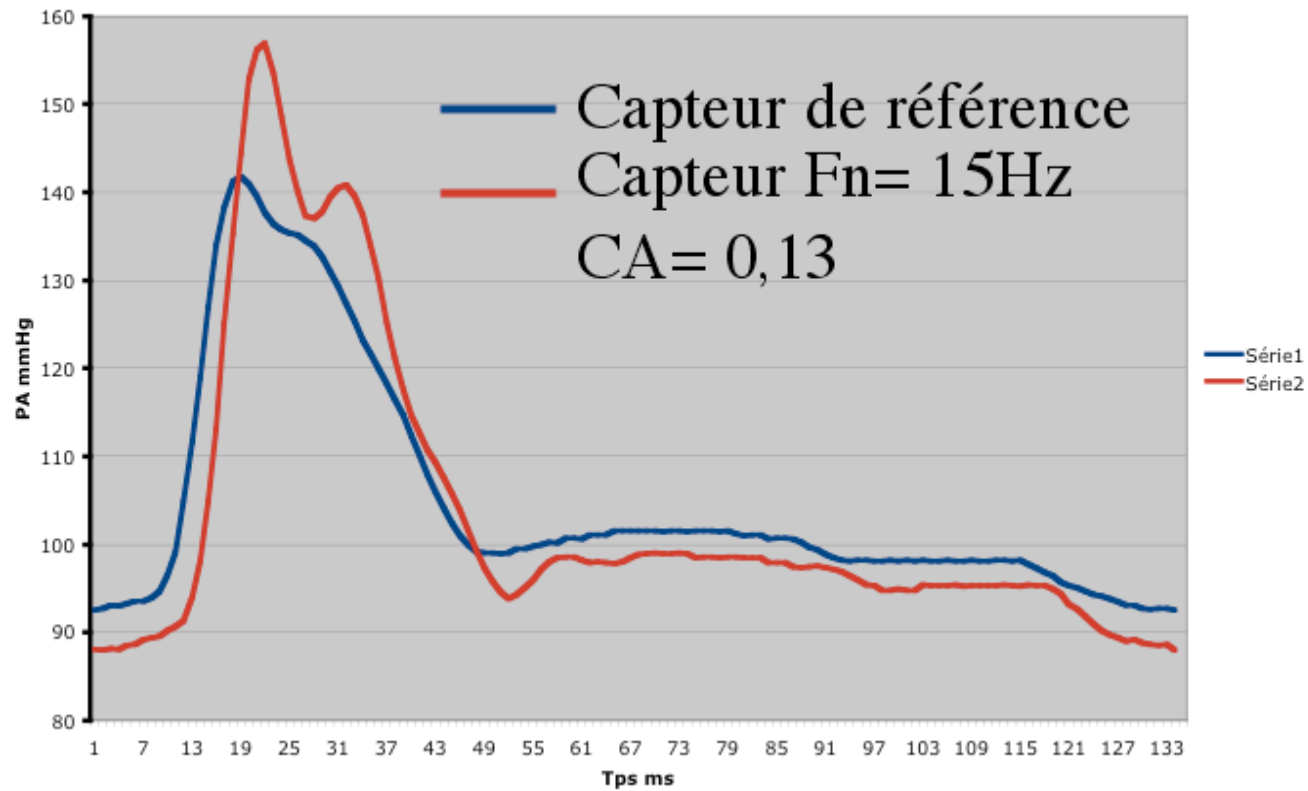
Conséquences (3)



Conséquences (4)



Conséquences (6)



Critères de fiabilité d'un capteur

Anesthesiology
54:227-236, 1981

Reprinted from: ANESTHESIOLOGY, Vol. 54, No. 3, March 1981

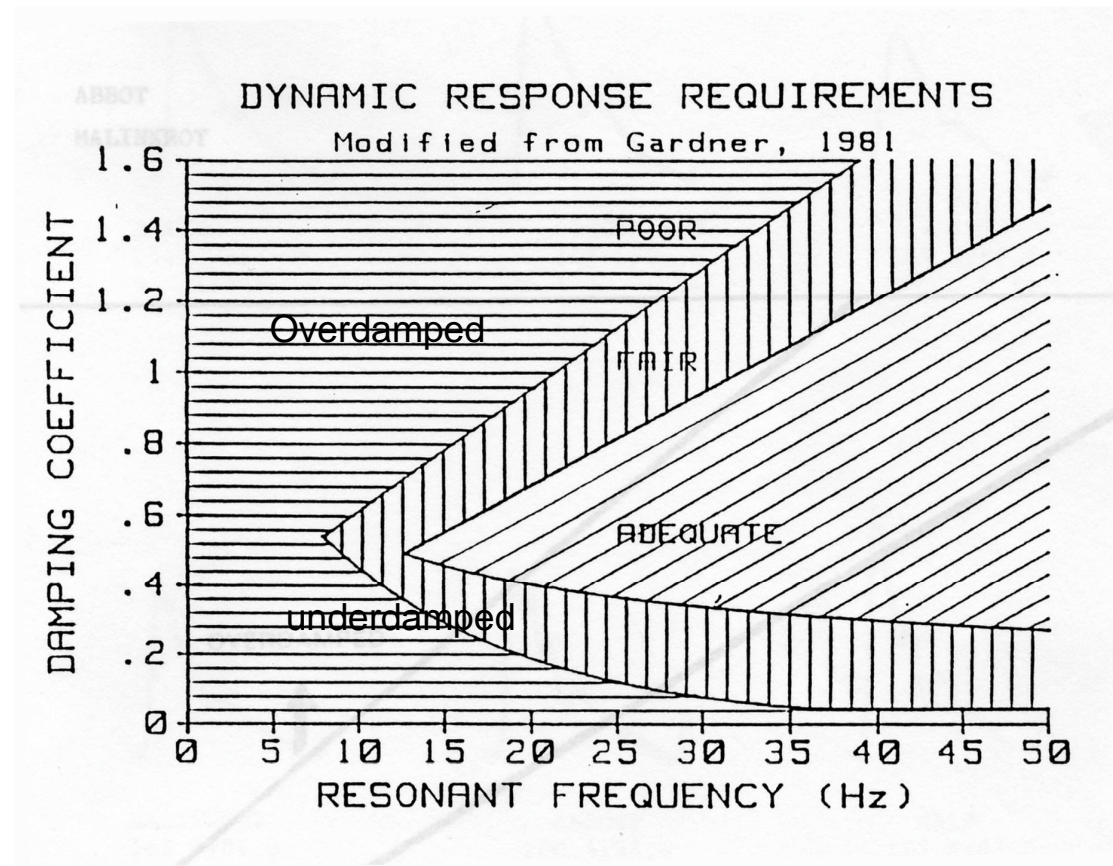
Direct Blood Pressure Measurement—Dynamic Response Requirements

Reed M. Gardner, Ph.D.*

In 1903 Otto Frank established the initial criteria for recording pressure waveforms with adequate fidelity.¹ Several other groups pursued these investigations between 1903 and 1949; in 1949, Hansen² published one of the classic studies on dynamic response and its theoretical and practical expressions. Since 1949, several studies (Wood,³ Fry,⁴ Yanof *et al.*,⁵ Latimer and Latimer,^{6,7} and Shapiro and Krovetz,⁸) have been conducted using animals and humans. These investigators have suggested different dynamic response criteria. This paper establishes requirements for adequate dynamic response, suggests methods for testing the fidelity of catheter-tubing-transducer systems in the clinical setting and characterizes a new device (Accudynamic⁹) which can be used to optimize dynamic response of direct blood pressure measuring systems.

this can be altered by air bubbles, compliant tubing, or other elastic elements in the system; 2) mass—the fluid mass moving in the system, usually in the catheter and interconnecting tubing; and 3) friction—friction in the catheter and tubing as the fluid in them moves with each pulsatile change in blood pressure. Theoretically,² the catheter-tubing-transducer system is a distributed system. However, in the clinical setting it can be approximated by a simple second-order system.^{4,8,9,10} Experimental results for frequencies up to 50 Hz, show that most catheter-tubing-transducer systems follow a second-order model.⁴ We have observed that several types of catheter-tubing-transducer systems respond like simple underdamped dynamic systems. That is, they act like the bouncing ball by oscillating for a time and then coming to rest. Therefore, the discussion which

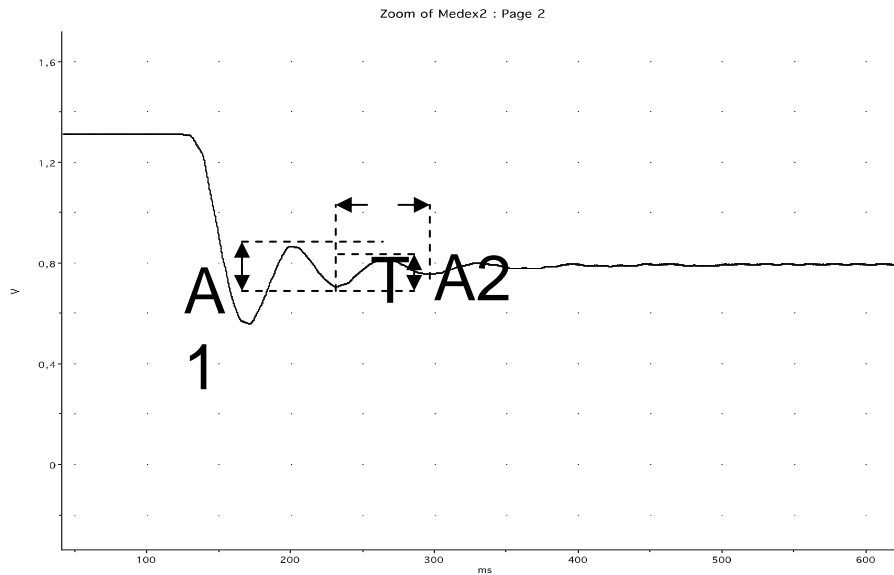
Critères de fiabilité (2)



Analyse des caractéristiques dynamiques de huit capteurs réutilisables

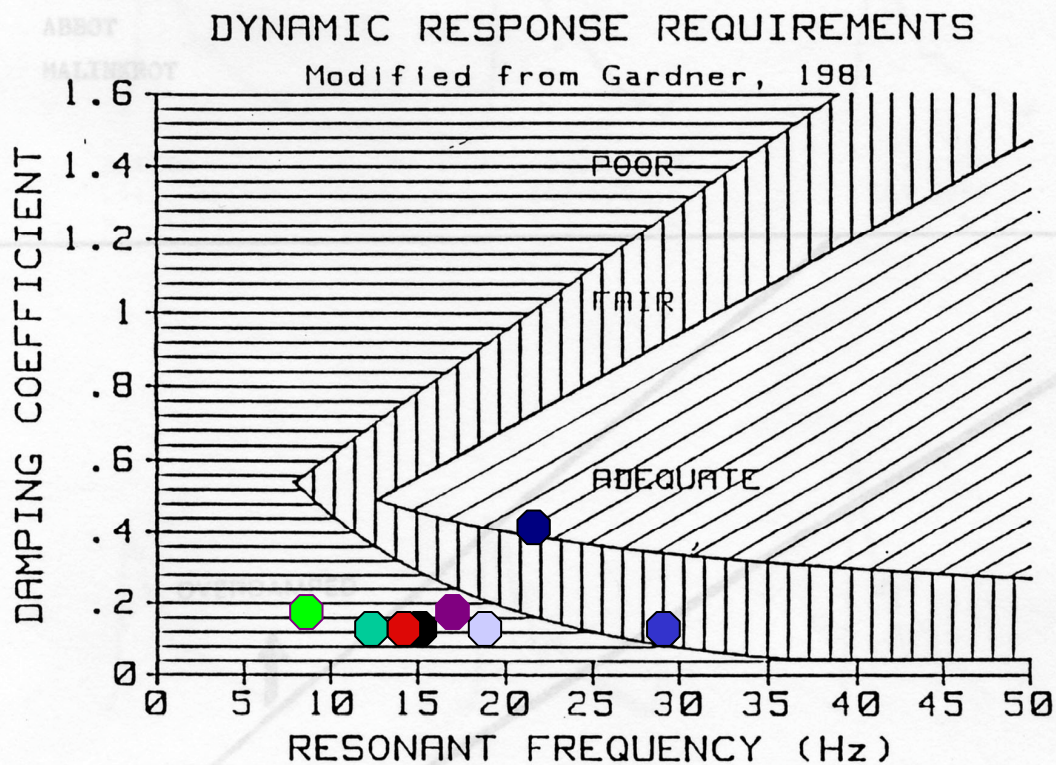
- Sets complets (capteur + tubing+ accessoires), prêts à l'emploi.
- Pression rectangulaire délivrée par un générateur de pression (Biotek[®]601)
- Mesure de Fn et CA
- Positionnement sur la courbe de Gardner

Mesure des caractéristiques dynamiques



- $F_n = 1/T$
- $CA = \text{Log}(A_2/A_1) / (\pi^2 + \text{Log}(A_2/A_1)^2)$

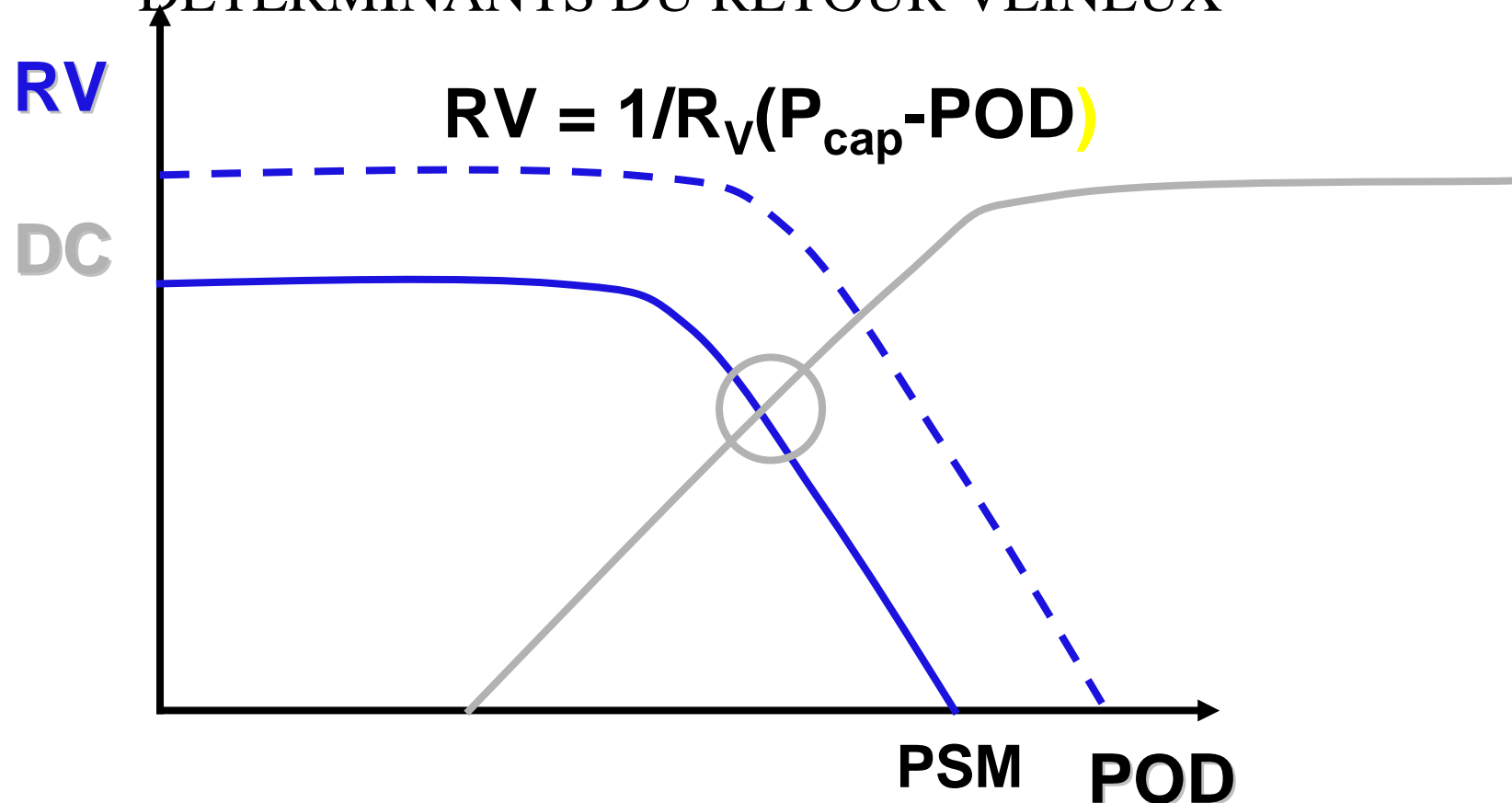
Résultats (2)



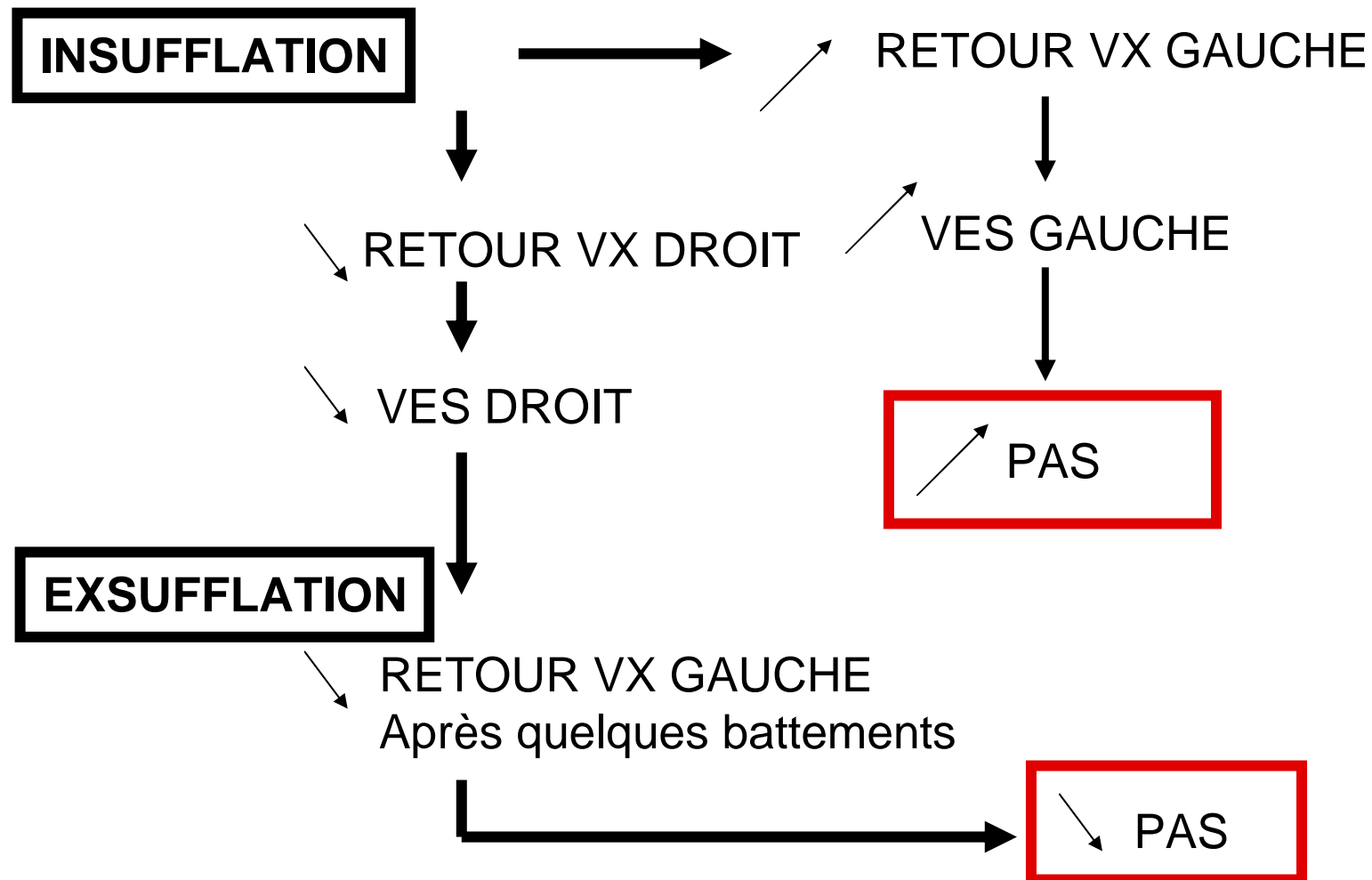
- Edwards
- Medex Logical
- Medex/MX 9504
- B/Braun
- Pulsion
- Smiths
- Abbott
- BD/Ohmeda

ETUDE DES VARIATIONS DE LA PA SOUS VENTILATION ARTIFICIELLE

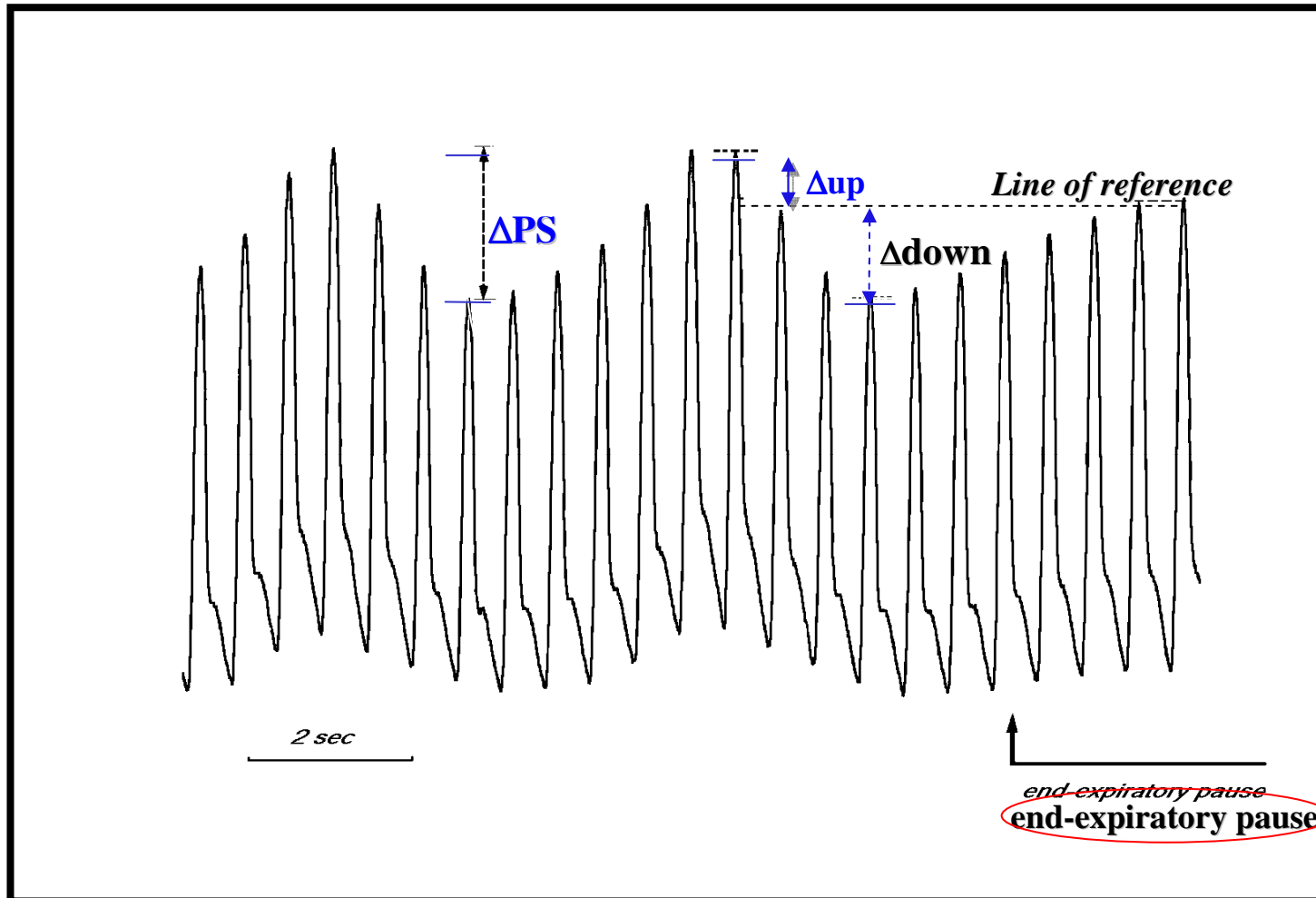
- DÉTERMINANTS DU RETOUR VEINEUX



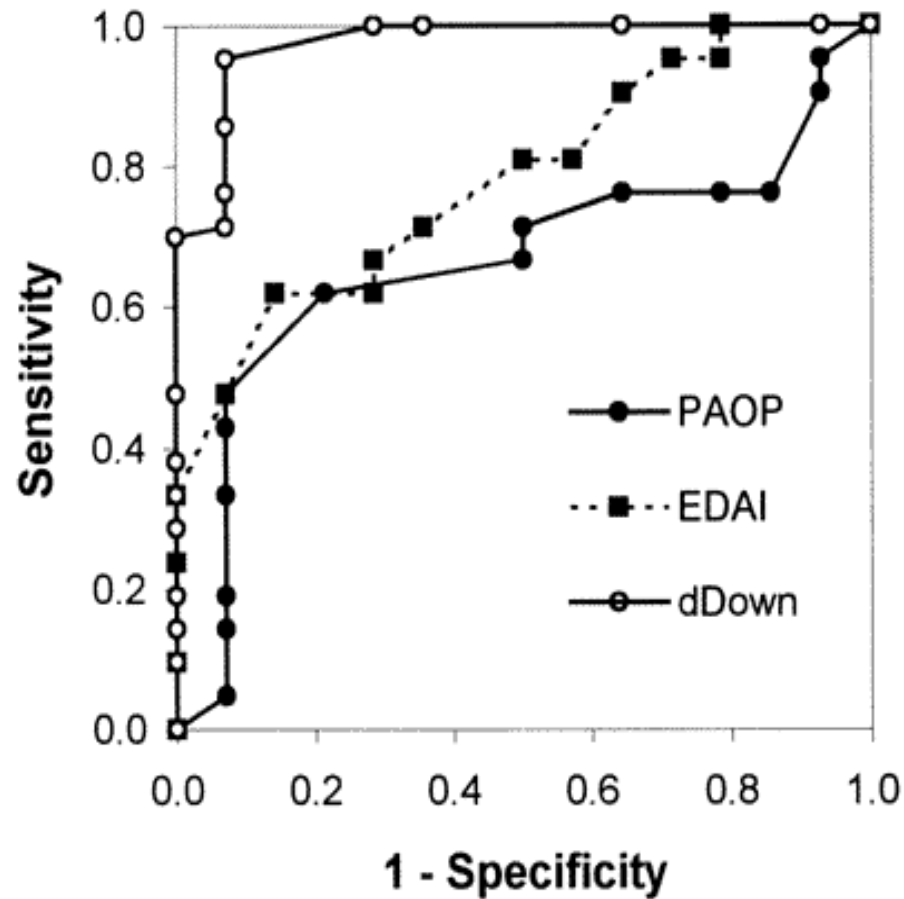
VARIATION DES RETOURS VEINEUX SOUS VA



VARIATIONS DE LA COURBE DE PA SOUS VENTILATION ARTIFICIELLE



VARIATIONS DE LA COURBE DE PA SOUS VENTILATION ARTIFICIELLE



Tavernier *et al.* *Anesthesiology* 1998; 89:1313-1321

ΔPP

Relation between Respiratory Changes in Arterial Pulse Pressure and Fluid Responsiveness in Septic Patients with Acute Circulatory Failure

FRÉDÉRIC MICHARD, SANDRINE BOUSSAT, DENIS CHEMLA, NADIA ANGUEL, ALAIN MERCAT, YVES LECARPENTIER, CHRISTIAN RICHARD, MICHAEL R. PINSKY, and JEAN-LOUIS TEBOUL

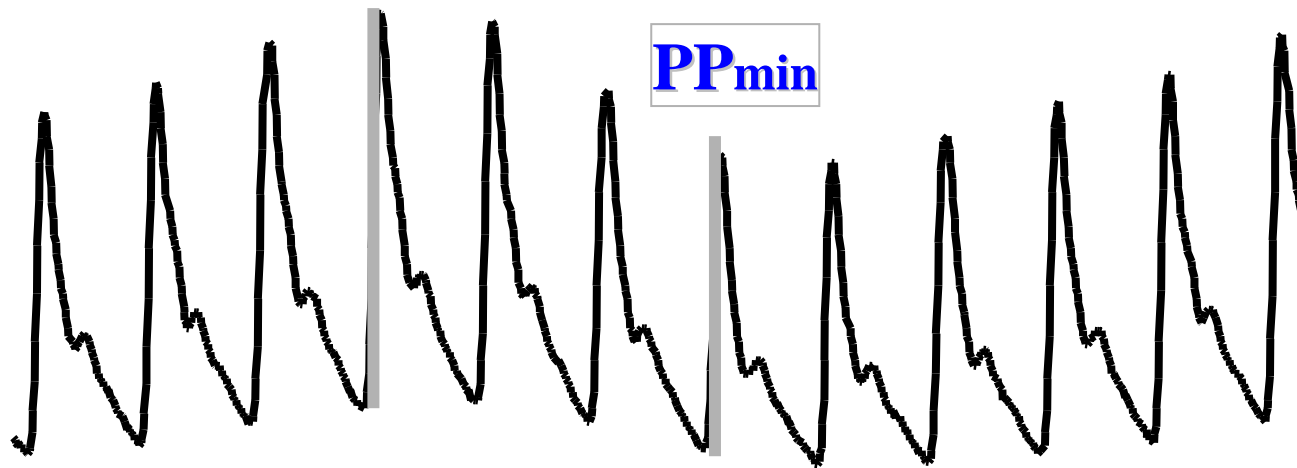
Am J Respir Crit Care Med 2000; 162:134-138

$$\Delta PP = \frac{PP_{\max} - PP_{\min}}{(PP_{\max} + PP_{\min}) / 2}$$

120
mmHg

PP_{max}

PP_{min}



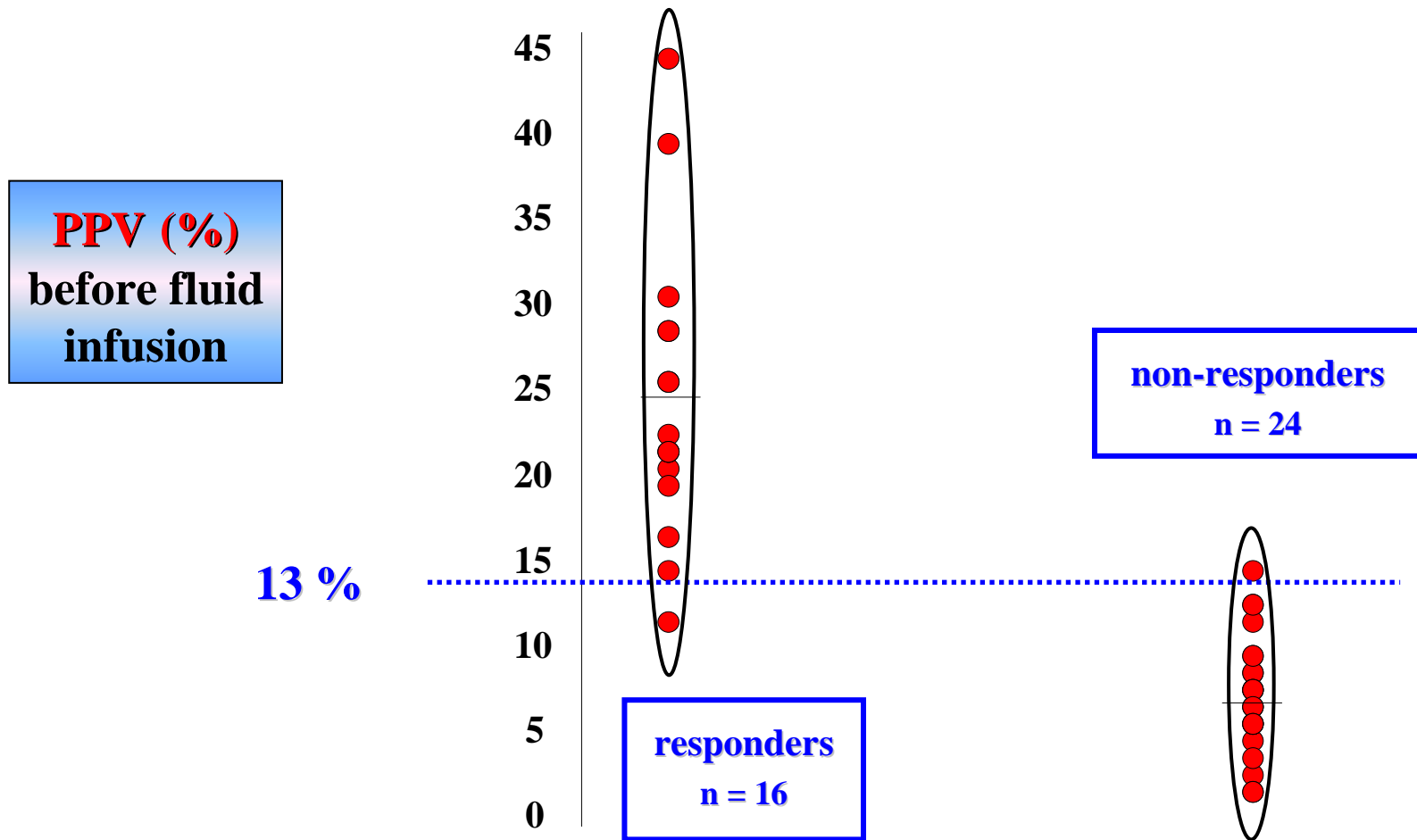
40

Arterial Pressure

Relation between Respiratory Changes in Arterial Pulse Pressure and Fluid Responsiveness in Septic Patients with Acute Circulatory Failure

FRÉDÉRIC MICHARD, SANDRINE BOUSSAT, DENIS CHEMLA, NADIA ANGUEL, ALAIN MERCAT, YVES LECARPENTIER, CHRISTIAN RICHARD, MICHAEL R. PINSKY, and JEAN-LOUIS TEBOUL

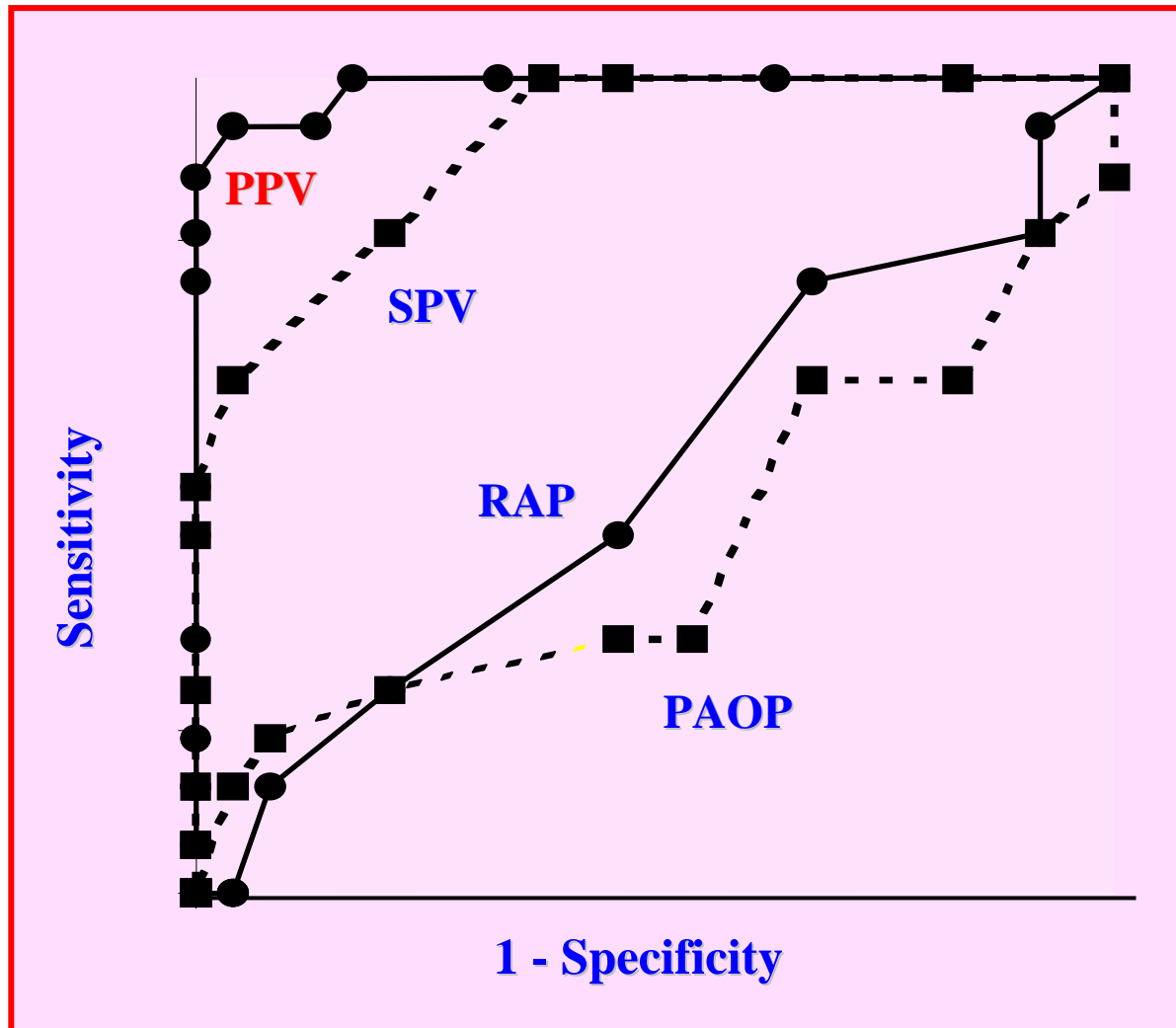
Am J Respir Crit Care Med 2000,162:134-138



Relation between Respiratory Changes in Arterial Pulse Pressure and Fluid Responsiveness in Septic Patients with Acute Circulatory Failure

FRÉDÉRIC MICHARD, SANDRINE BOUSSAT, DENIS CHEMLA, NADIA ANGUEL, ALAIN MERCAT, YVES LECARPENTIER, CHRISTIAN RICHARD, MICHAEL R. PINSKY, and JEAN-LOUIS TEBOUL

Am J Respir Crit Care Med 2000,162:134-138



Conclusion

- Intérêt quantitatif mais aussi qualitatif
- Attention au choix du capteur
- Permet d'extraire avec une bonne fiabilité la composante « hypovolémique » dans les défaillances circulatoires de réanimation.