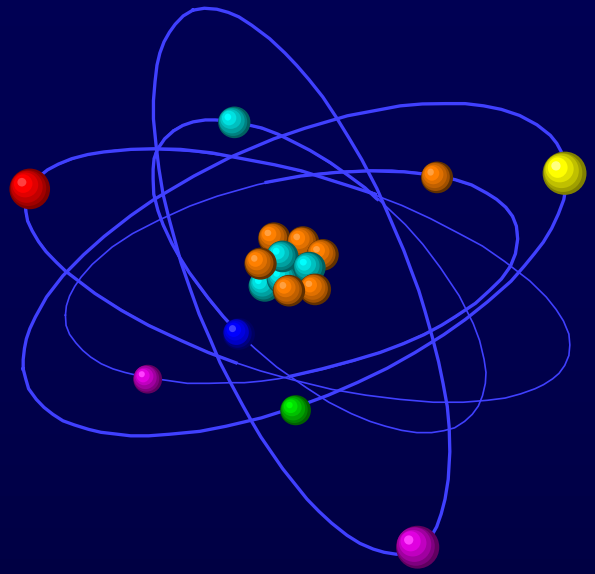
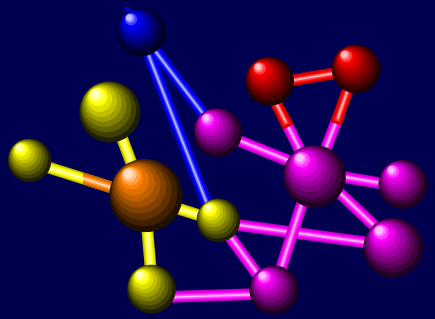
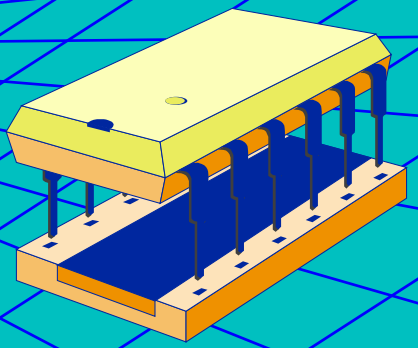
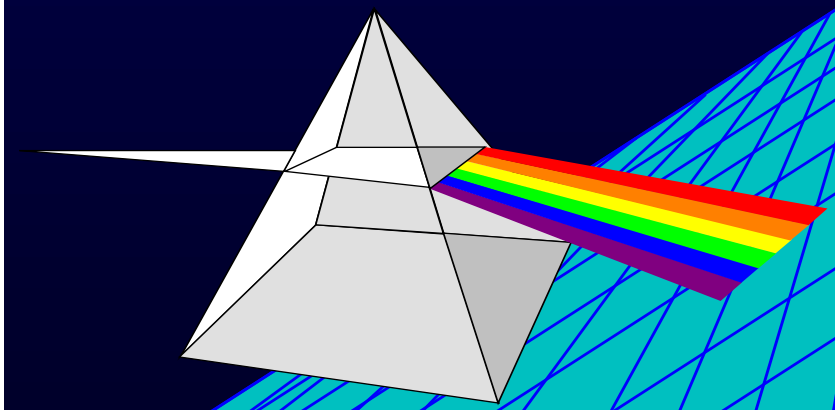








Les stimulateurs cardiaques à fréquence asservie

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Asservissement de fréquence

Pourquoi ?

1. Reproduire l'accélération physiologique de l'effort si nécessaire
2. Maintenir une fréquence adaptée à l'effort pendant le repli ou en cas de passage en FA chronique
3. Sophistication des capteurs et simplification de leur programmation

Asservissement de fréquence

- **Objectifs de la stimulation cardiaque actuelle**
  - restaurer une adaptation de la Fc aux besoins métaboliques
  - le plus proche possible de la physiologie

- **Diagnostic de l 'insuffisance chronotrope**
  - Insuffisance de l 'adaptation de la Fc aux besoins métaboliques de l 'organisme
  - Deux mécanismes ppaux ± associés
    - défaut d 'adaptation du rythme V dans les BAV chroniques: BAV fréq-dépendant souvent démasqué à l 'effort
    - Insuffisance chronotrope atriale: associée à une DS++

D'où l 'intérêt des stimulateurs à fréquence asservie

Asservissement de fréquence

- **Diagnostic de l ’insuffisance chronotrope**

  – simplification: critère diagnostic majeur: réduction significative de la Fc au pic de l ’effort

  Fc < 100 cpm ou 60% de la FMT

  – Formule de Witkoff (1989 J of Electrophysio.)

  Fc Norm = (220 -age -Fc repos)

  x (METS palier-1)/(METS pic-1 + Fc repos)

METS : charge soutenue aux paliers d ’effort successifs (METS palier) et au pic de l ’effort (METS pic)

Asservissement de fréquence

- **Critères diagnostic**
  - normalement: relation Fc / VO2 linéaire
  - meilleur critère: diminution significative de la pente de cette relation (Holden 1978 Brit. Heart)
  - **mais** : pente influencée par de nbreux facteurs physio. ou patho. : Insuff. Cardiaque
- **Diagnostic de l 'insuffisance chronotrope**
  - E Effort standardisée (tapis roulant ou bicyclette ±VO2max)
  - les médicaments influant sur la fct sinusale:
    - arrêter si possible …
    - β-, Ca-, amiodarone, AA classe I,digitaliques, anti-HTA, lithium

Asservissement de fréquence

- **Diagnostic de l ’insuffisance chronotrope**
  - Critères associés, inconstants: DS ++
    - réduction significative de la Fc pour un effort sous maximal (Johnston Pace 1989)
    - pente d ’accélération de Fc à l ’effort réduite
    - modification de la courbe d ’accélération de la Fc (retard du début de l ’accélération, croissance non linéaire, plateau)
    - anomalie de la courbe de Fc en récuperation (décroissance trop rapide, pause ± prolongée)
    - Extrème variabilité individuelle

Asservissement de fréquence

- **Les stimulateurs asservis**

AAIR, DDDR ou VVIR ?

L'incompétence Chronotrope

Avantages du mode AAIR

- Daubert, JACC 1993 : mode AAIR>DDDR quand DS à conduction AV normale

Qc :	AAIR	6,6 +-1,3 l/mn	
	DDDR	6 +- 0,9 l/mn	
	VVIR	5 +- 1,1 l/mn	P<0,05

- Respect de la séquence A-V physiologique

DDD avec recherche d'hystéresis AV

Nouveaux modes de stimulation : AAI Safe-R, MVP

L'incompétence Chronotrope

Limites du mode AAIR

- Risques d'apparition ou aggravation de troubles de conduction AV
  - Daubert, AMC 1990 : 1 pt sur les 12 de l'étude
  - Sutton, PACE 1986 : 3 %/an dans les DS
  - Rosenquist, PACE 1989 : 0,7 %/an

- Limitations technologiques
  - capteurs spécifiques
  - la plupart du temps : non physiologiques

L'incompétence Chronotrope

Limites du mode AAIR

Syndrome du PM AAIR : absence d'adaptation du PR

- Daubert, AMC 1990 :

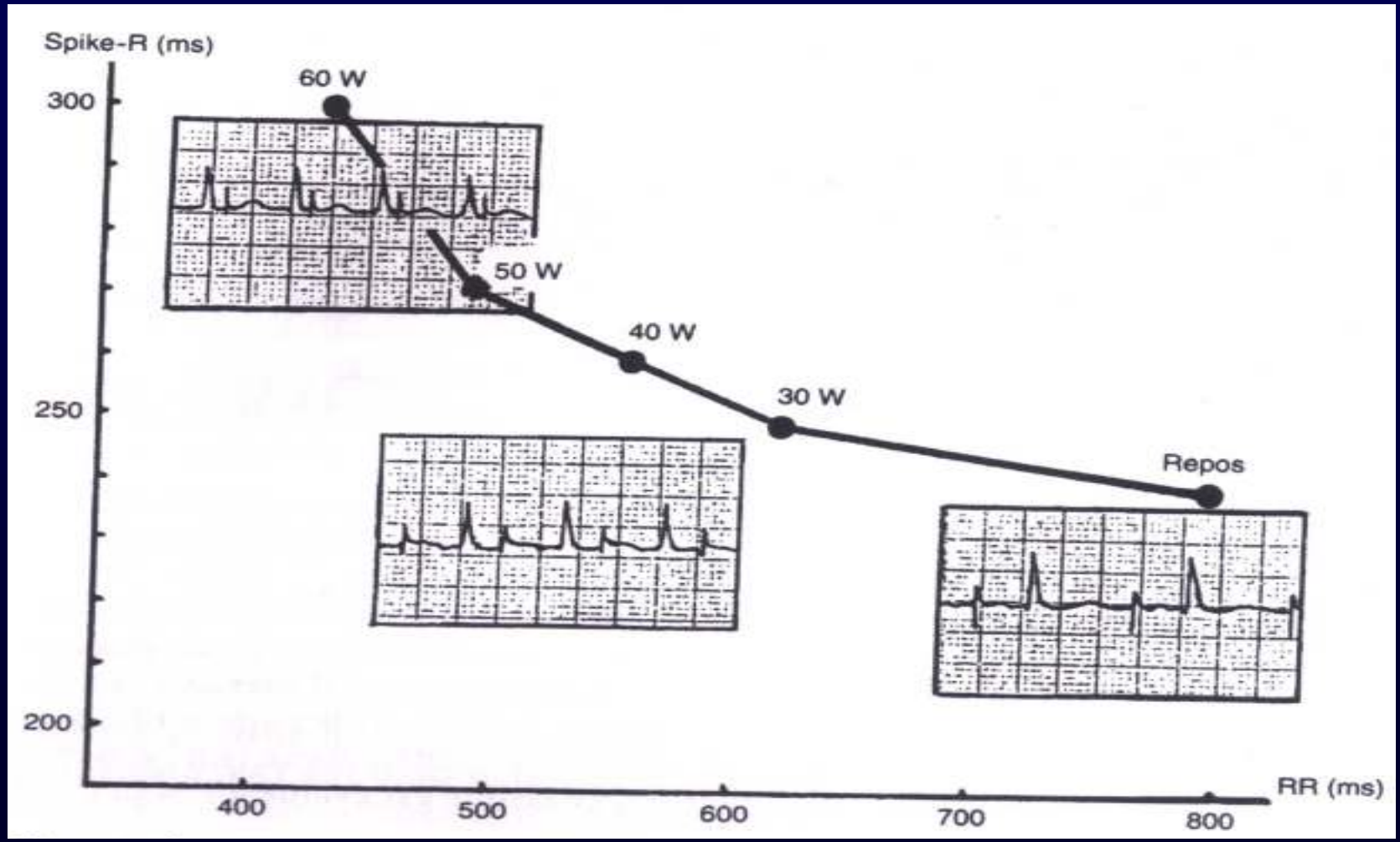
  1 pt : diminution du PR à l'effort
  6 pts : PR constant à l'effort
  4 pts : allongement paradoxale
  ➲ perte du bénéfice hémodynamique de la systole A

- Den Dulk, PACE 1998 : résultats idem

Causes

- Troubles de conduction inter-atriaux aggravés par la FC
- Dysfonction SNA
- "Overpacing" dû aux capteurs
- Médicaments : β-, AAR

Syndrôme du PM AAIR



Allongement paradoxal de l'intervalle spike atrial-R à l'effort
Chez un patient implanté avec un PM AAIR

Indication du mode AAIR

- Dysfonction sinusale

  AVEC Insuffisance Chronotrope

  SANS anomalies de la conduction AV

Mode utilisé dans moins de 1% des indications

Progrès des algorithmes double chambre

DDD avec recherche d'hystéresis AV
AAI Safe-R, MVP

L'incompétence Chronotrope

Avantages du mode DDDR

- Utilisable dans tous les cas quelque soit la conduction AV
- Indication indiscutable : IC atriale +BAV
- Si passage en FA chronique : commutation en VVIR

  Corbelli, PACE 1990 : 50 % pts en FA permanente + stimulation : bénéfice du VVIR
- Correction de l'allongement paradoxal du PR en AAIR
  - Bénéfice ++ :
    - Hystéresis du délai AV
    - Adaptation automatique du DAV à l'effort
- Tous les capteurs utilisables

Indications du mode DDDR

Indication large en stimulation

Dysfonction sinusale + BAV

Asservissement ≈ ***algorithme standard***

Mais

A ne pas programmer systématiquement

Indications du mode VVIR

- **FA permanente avec trouble de la conduction**
- **FA chronique + radiofréquence du Nœud AV**
- **Y-a-t-il encore une place pour le VVI standard?**

Les capteurs actuels

Capteur	Sonde	Réponse	Sensibilité
Noeud Sinusal	atriale	rapide	bonne
Activité	normale	rapide	mauvaise
Accéléromètre	normale	rapide	bonne
VM	bipolaire	lente	bonne
QT	normale	lente	bonne
Contractilité myocardique	spéciale	rapide	bonne
GDV	normale	rapide	bonne
T°VC	spéciale	lente	mauvaise
SO2	spéciale	rapide	bonne
	spéciale	lente	bonne

VES / dP/dt

Le capteur idéal

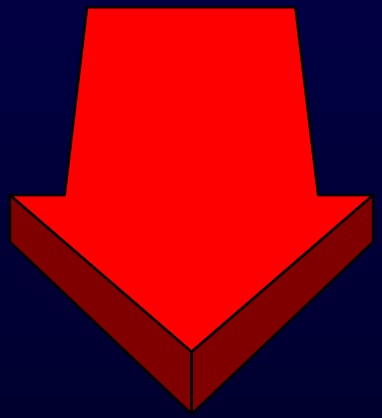
- **Caractéristiques d'un bon capteur**
  - fabrication facile, faible coût
  - consommation faible
  - facilité d 'implantation et de suivi
  - insensibilité aux interférences
  - stabilité à long terme
  - indépendant du type d 'effort recherché
  - proche de la fct sinusale normale

Pas de capteur idéal, association de capteurs ?

Impératifs d'un capteur

- **Répondre à un effort**
- **Réponse proportionnelle et adaptée à cet effort**
- **Répondre à d'autres facteurs qu'un effort (?)**
- **Fiabilité**
- **Facilité d'utilisation (programmation, sonde, suivi)**
- **Prendre en compte la spécificité de chaque patient**

Modifications de paramètres physiologiques ou métaboliques



Nécessité d'un capteur pour mesurer ces variations

Les indicateurs d'effort

↑

Consommation d'oxygène

CO2

Ventilation minute

Pressions intra-cardiaques

Température

Acide lactique

vibrations des masses musculaires

↓

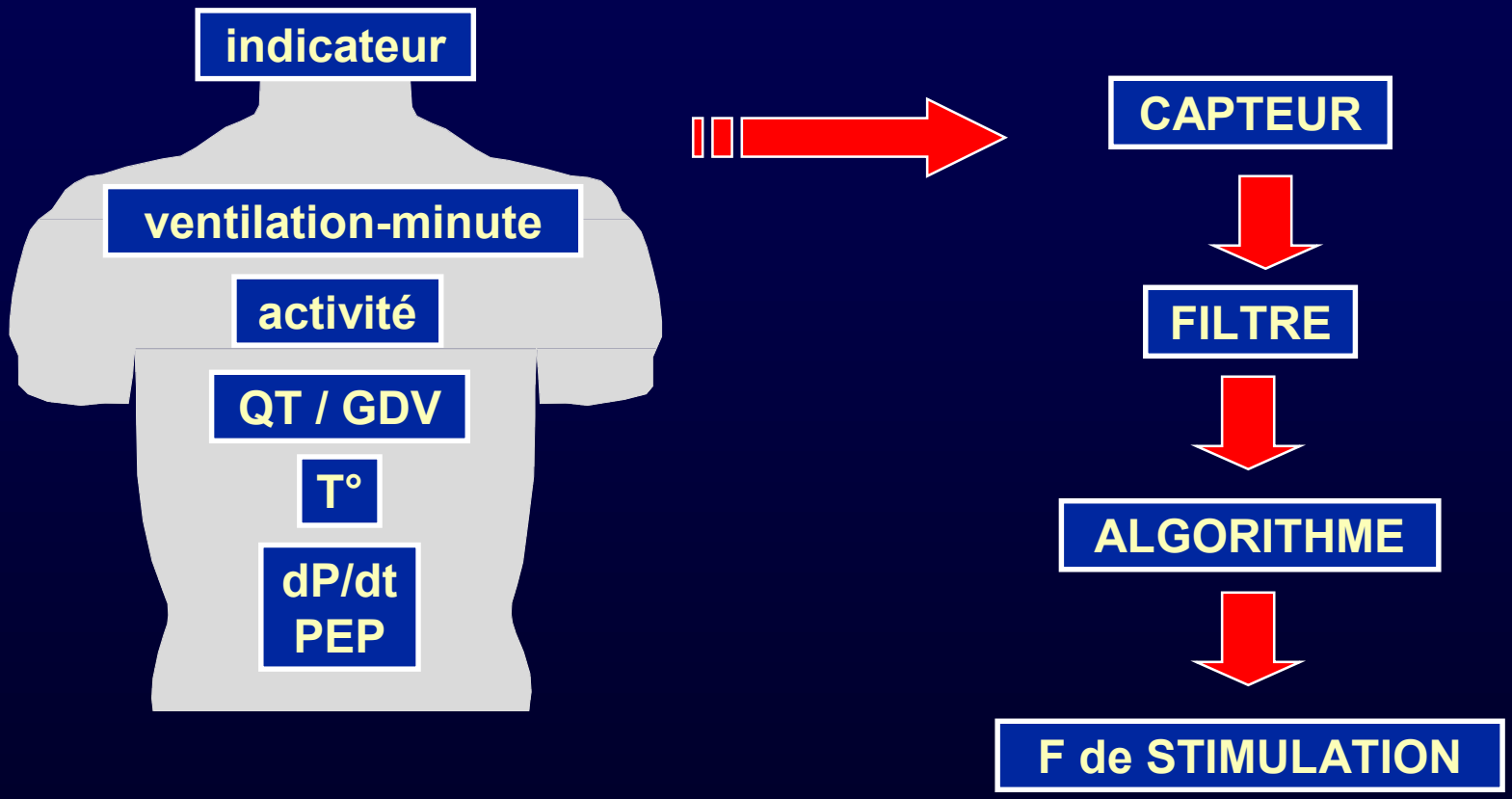
SaO2

GDV

Intervalle QT

pH

Principe d'un système d'asservissement



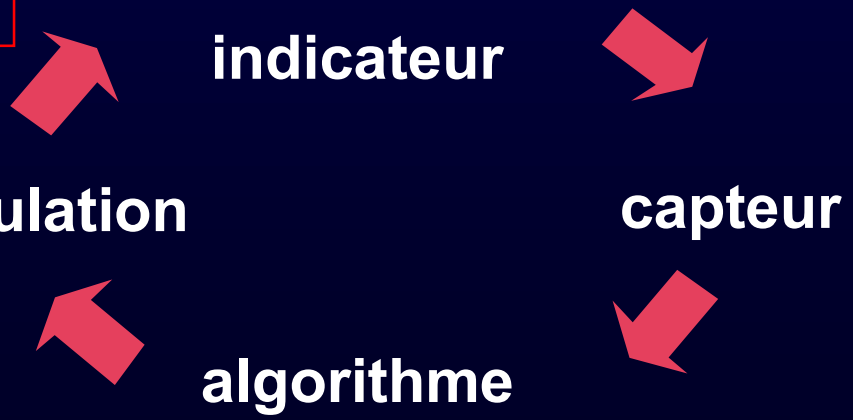
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Modes de réponse des systèmes d'asservissement

"système ouvert"

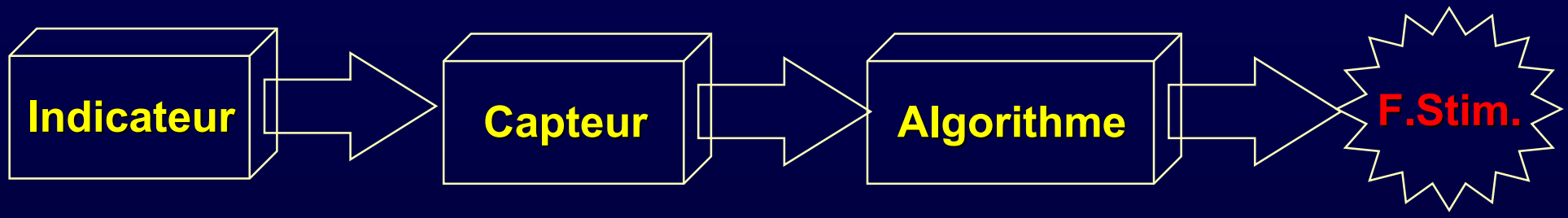
indicateur ----> capteur ----> Algorithme ----> F Stimulation

"système fermé"



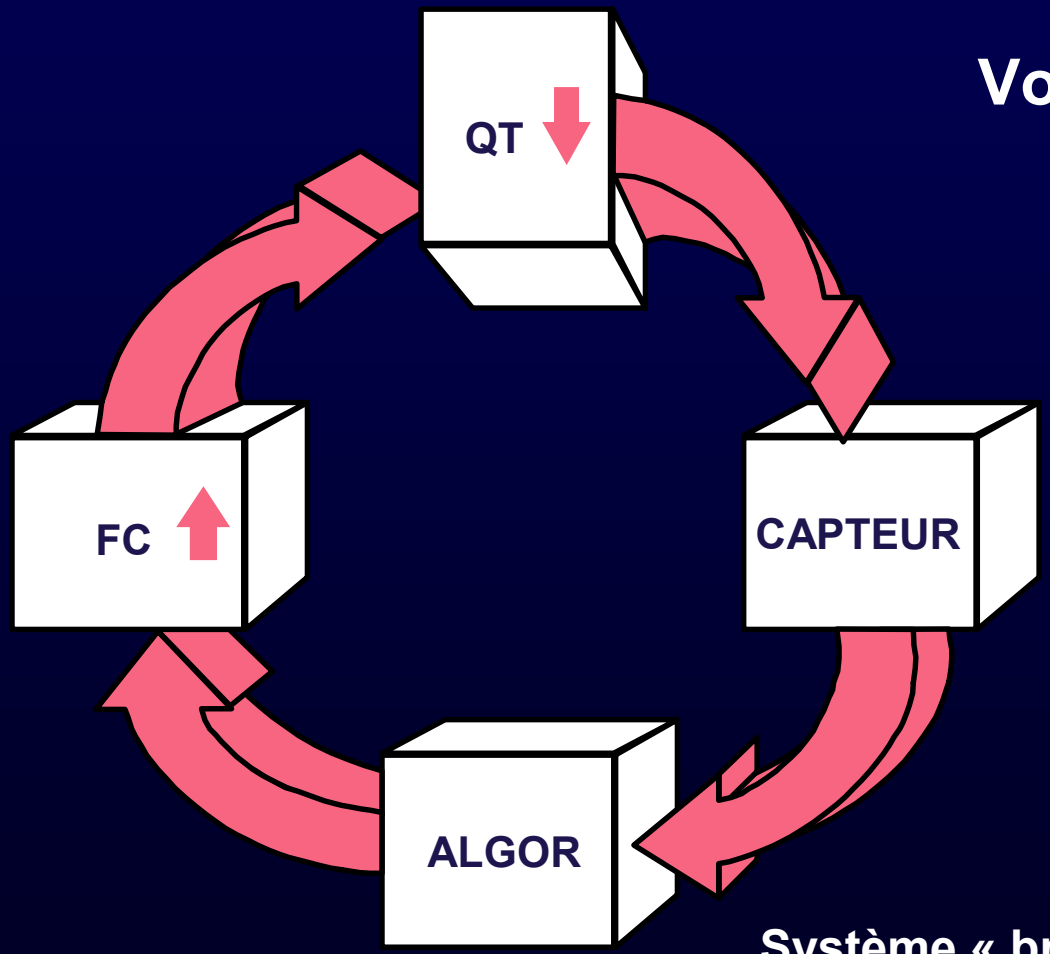
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Système ouvert



Activité
Accélération
Ventilation Minute
Période pré-éjectionnelle
...

Système en boucle fermée
Feedback Positif

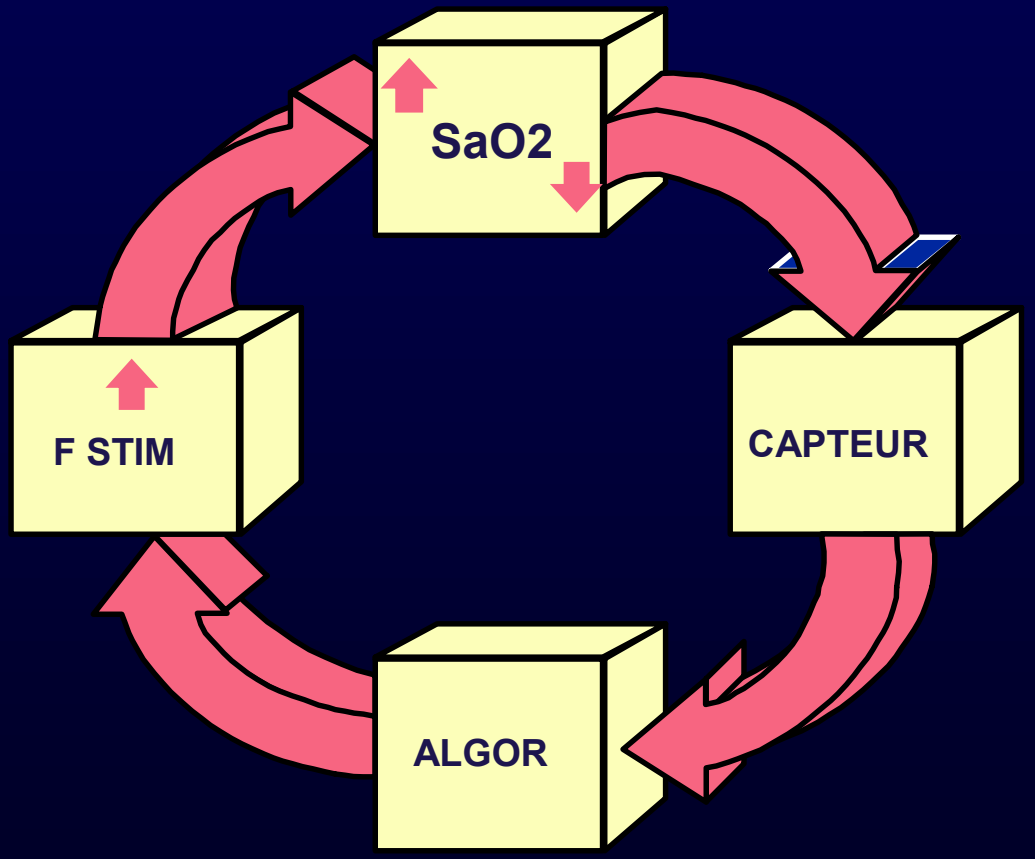


Volume systolique
dP/dt
QT

Système « bridé »
car risque d' »emballement »

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Système en boucle fermée
Feedback Négatif

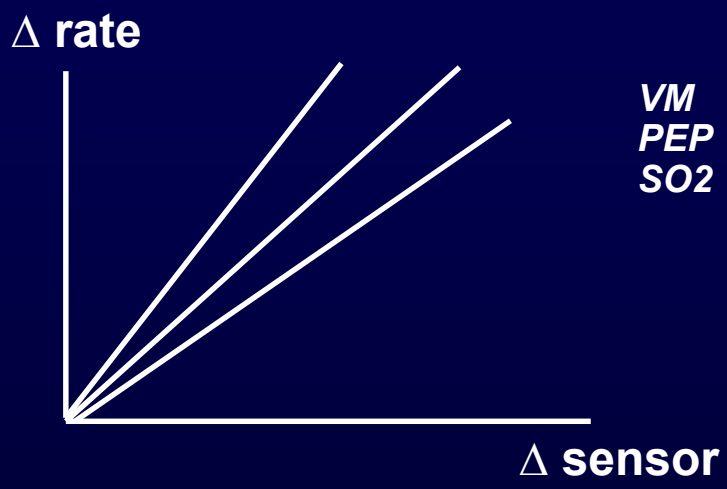


SaO2
GDV
TVC

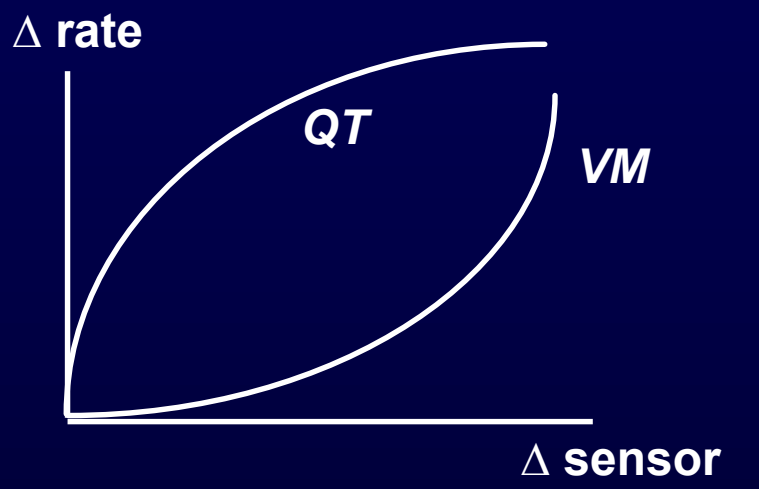
Capteur hypochronotrope par nature

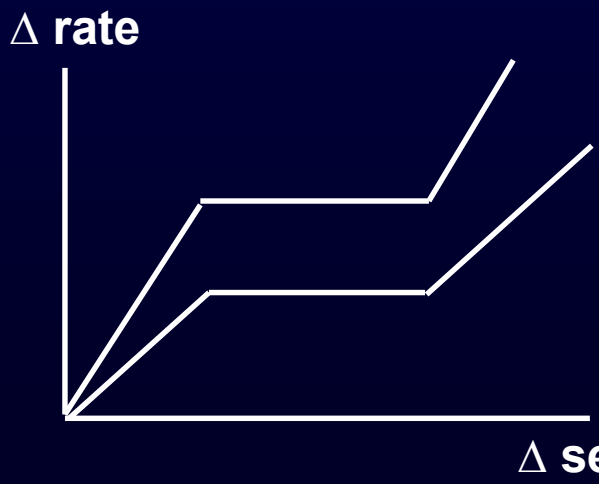
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Courbes d'asservissement

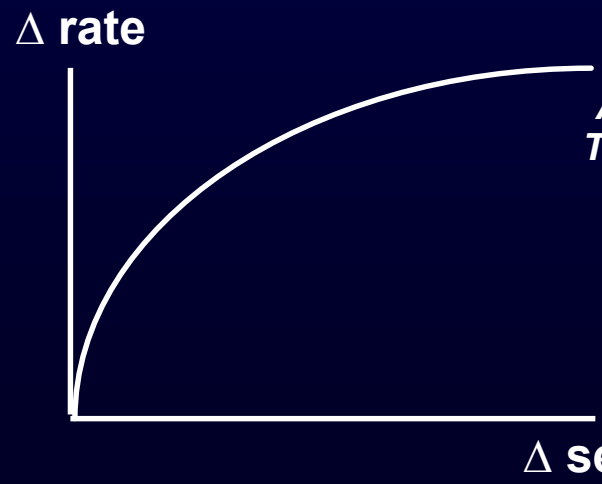


VM
PEP
SO2





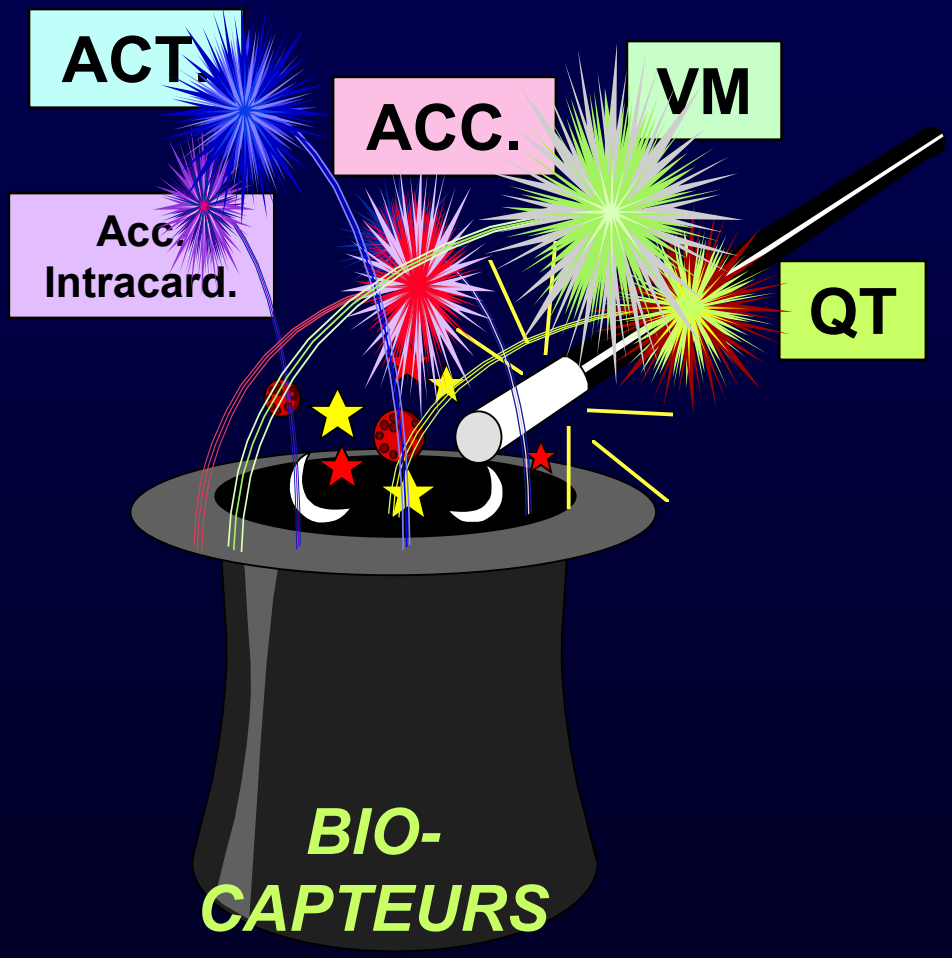
*Dash**
*Relay**
Double pente



*Activitrax***
Temperature

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Les capteurs utilisés en Clinique

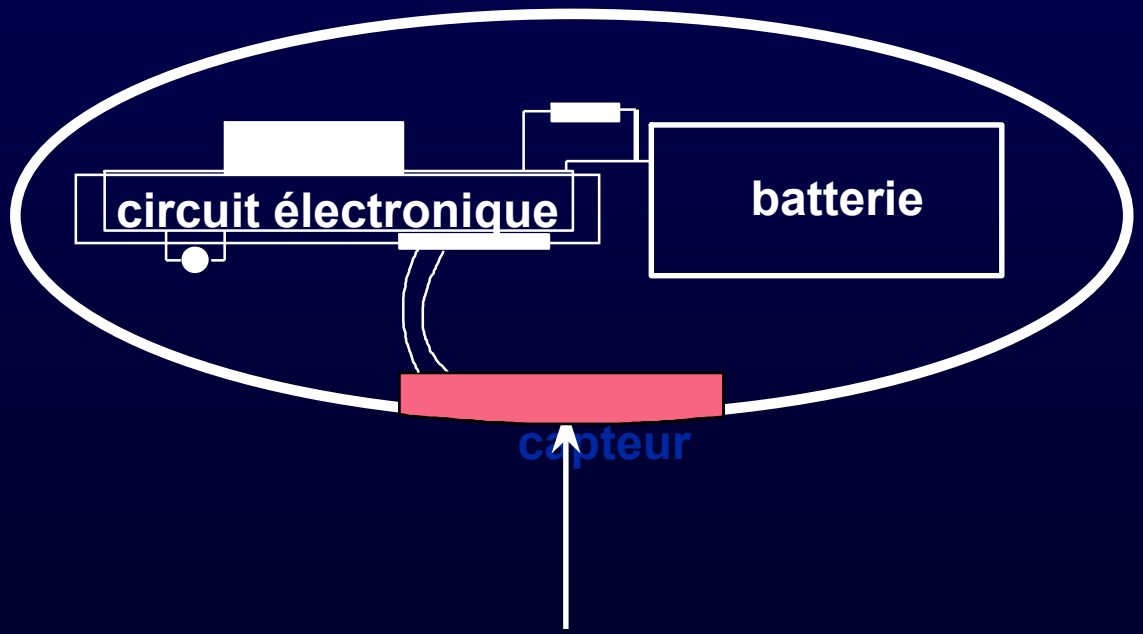


Pascal DEFAYE
DIU 2007

Capteurs biologiques

vibrations musculaires	Activité (Piézo) Accélération
paramètres respiratoires	VE
paramètres cardiaques	QT PPE/VS GDV dP/dT
paramètres métaboliques	T° SaO2

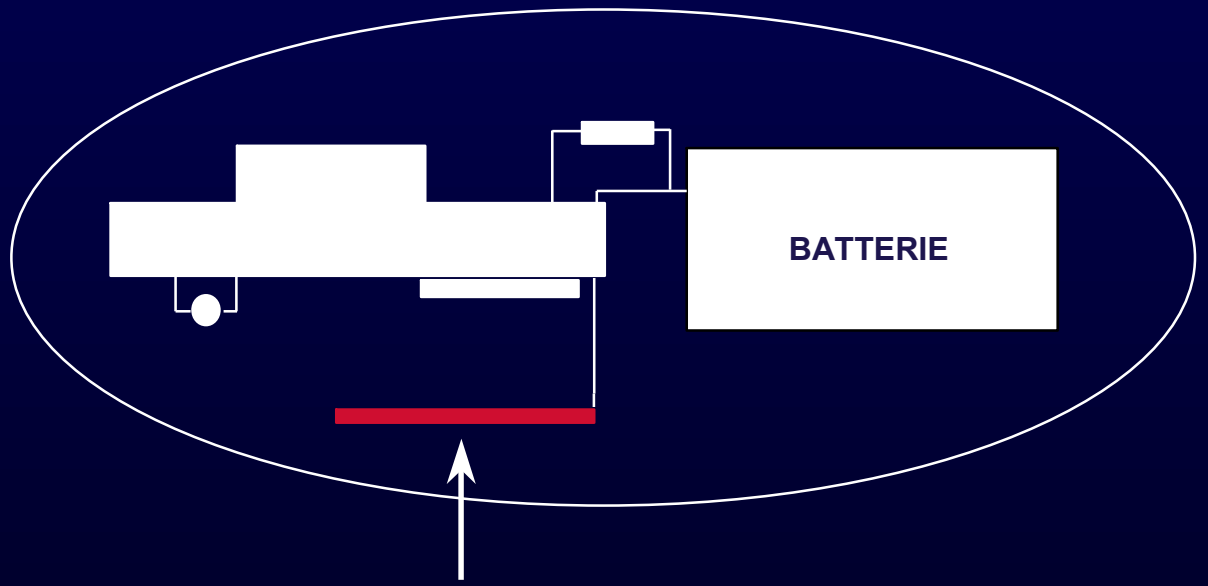
Activité


circuit électronique
batterie
capteur
Quartz piézo-électrique

Activité

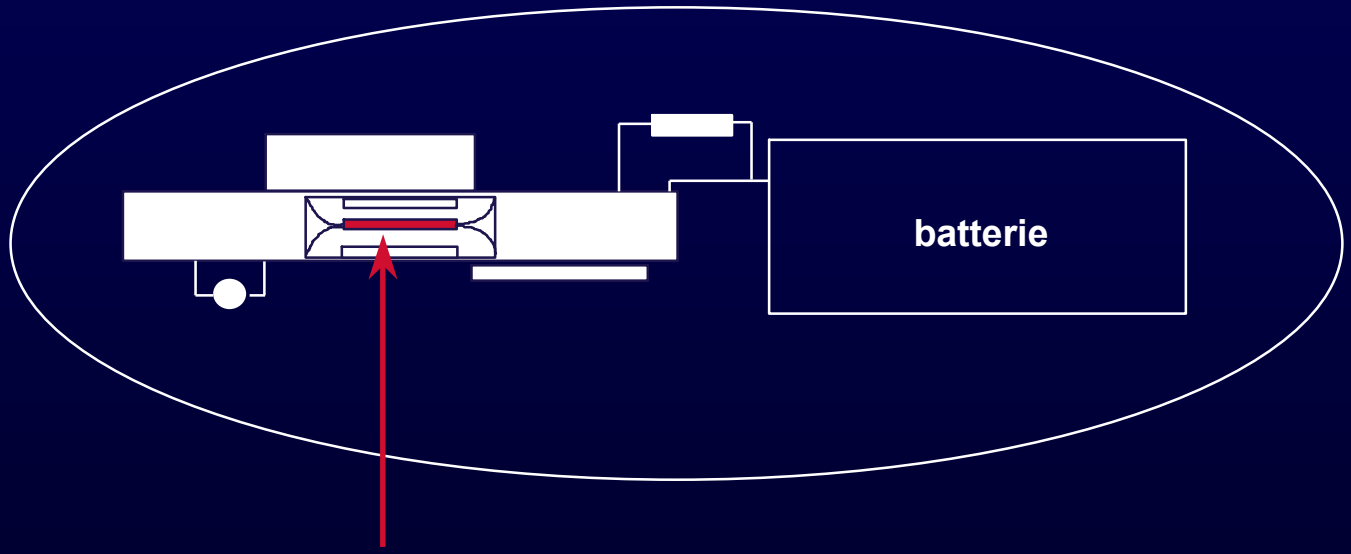
AVANTAGES	INCONVENIENTS
capteur techniquement fiable	indicateur non physiologique
sonde standard	réponse non proportionnelle
réponse rapide	influences extérieures ++

Accélération



Pascal DEFAYE
DIU 2007

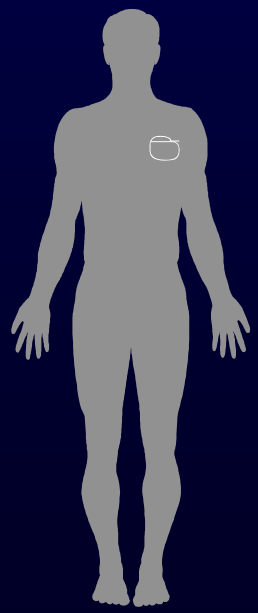
Accélération

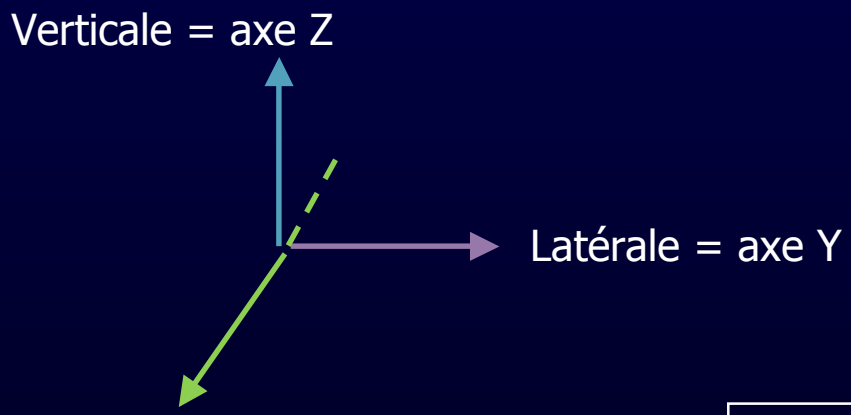


Capteur d'accélération

Technologie Accéléromètre

- **Accéléromètre tri-dimensionnel**
- **Orientation du PM sans effet sur la réponse de l'accéléromètre**





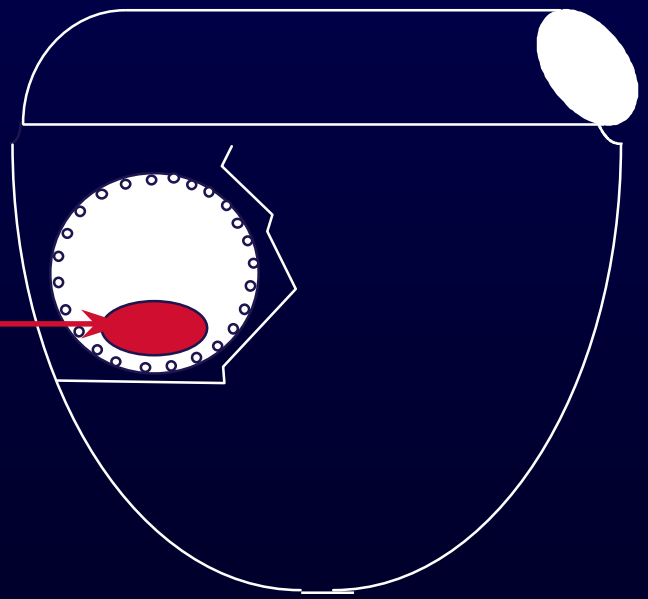
Force du signal

Marche	z	x	y
Vélo	y	x	z

Fort → Faible

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Accélération



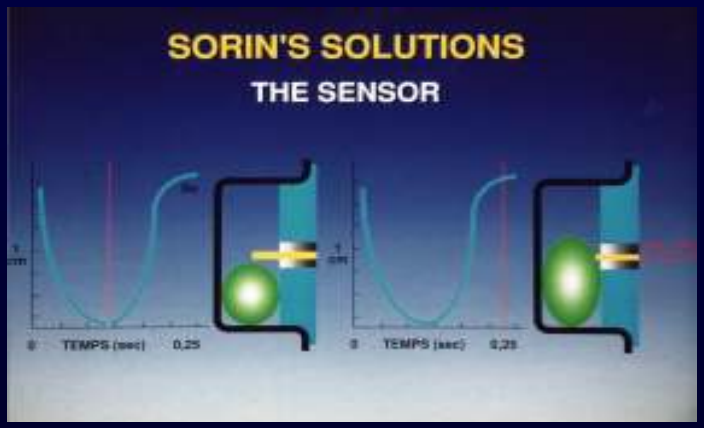
bille de mercure

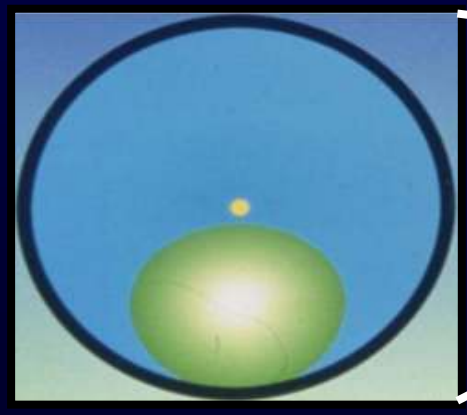
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Asservissement en Fréquence

1 Capteur:

GVM (Capteur gravimétrique)

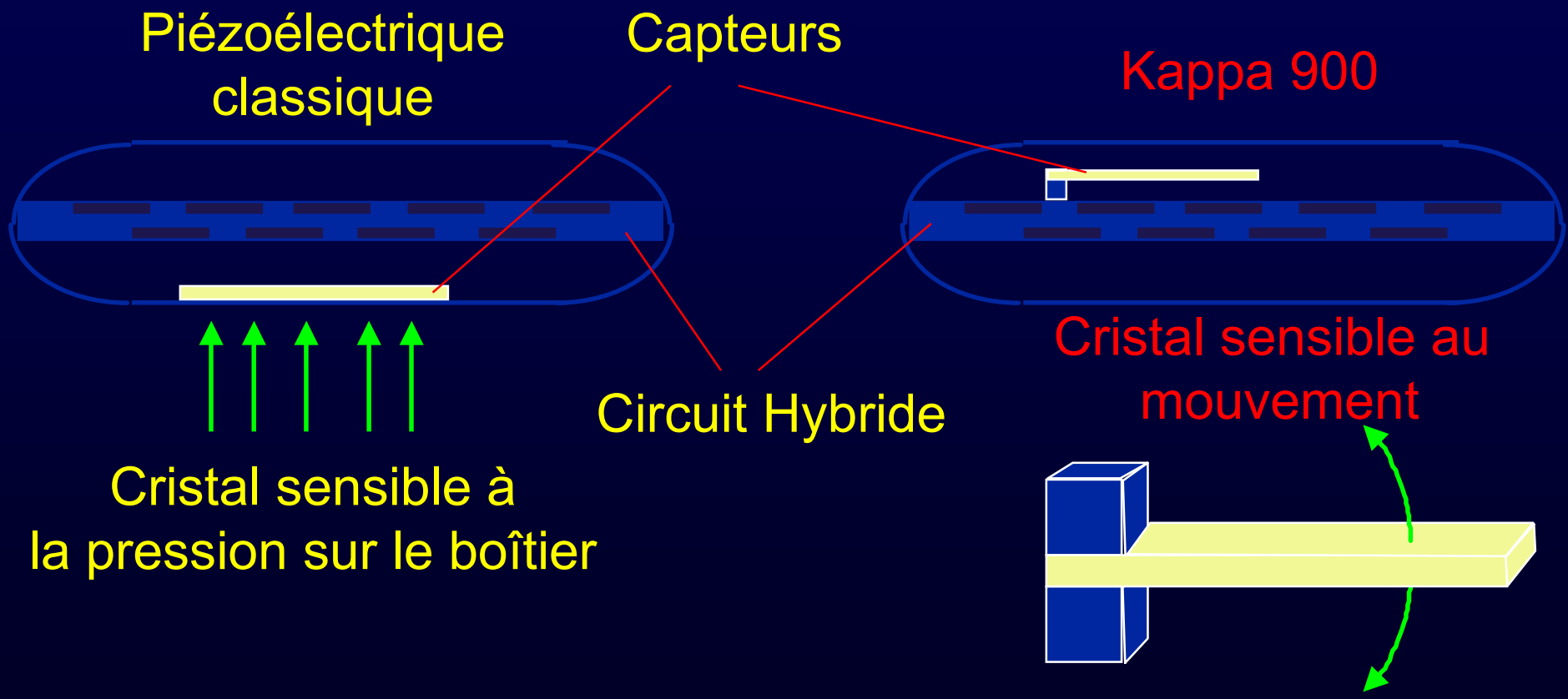




Ex : NEWAY SR, VDR, DR

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Capteur d'asservissement Medtronic Kappa®

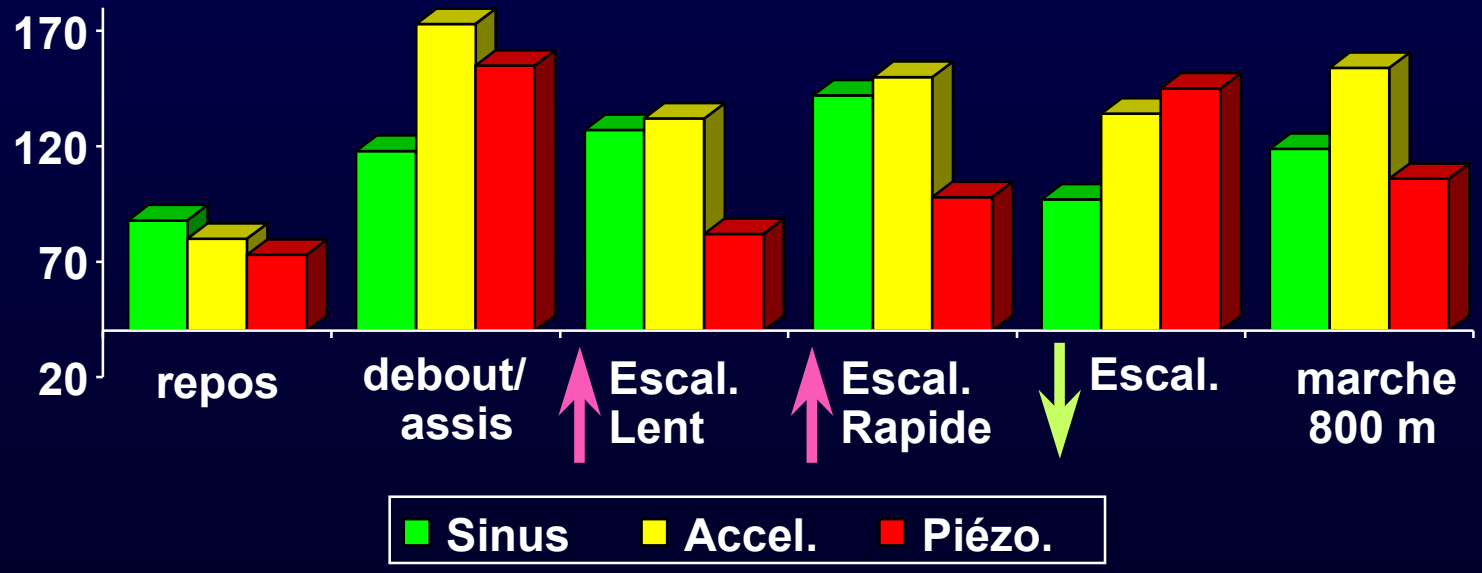


Amélioration des accéléromètres/activité

- **Meilleure proportionnalité de la réponse à l'effort**
- **Moins sensible aux interférences extérieures**

Comparaison de la réponse à l'effort pour différentes activités

Sinus / Accéléromètre / Piézoélectrique

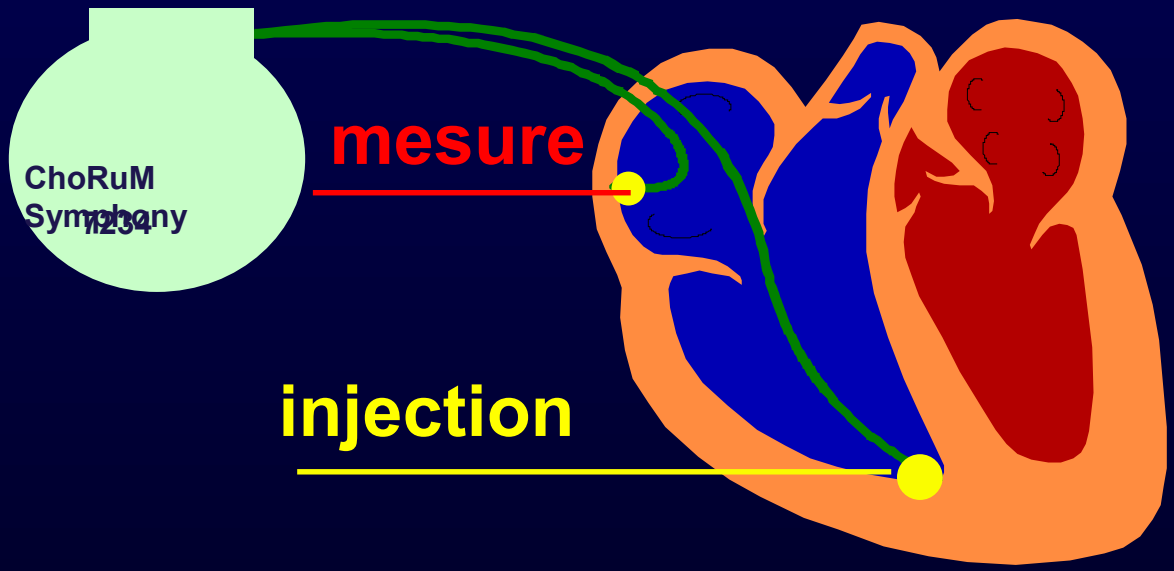


6 sujets sains, 35 ans (exercices dans un ordre aléatoire)

D. Roberts NASPE 93

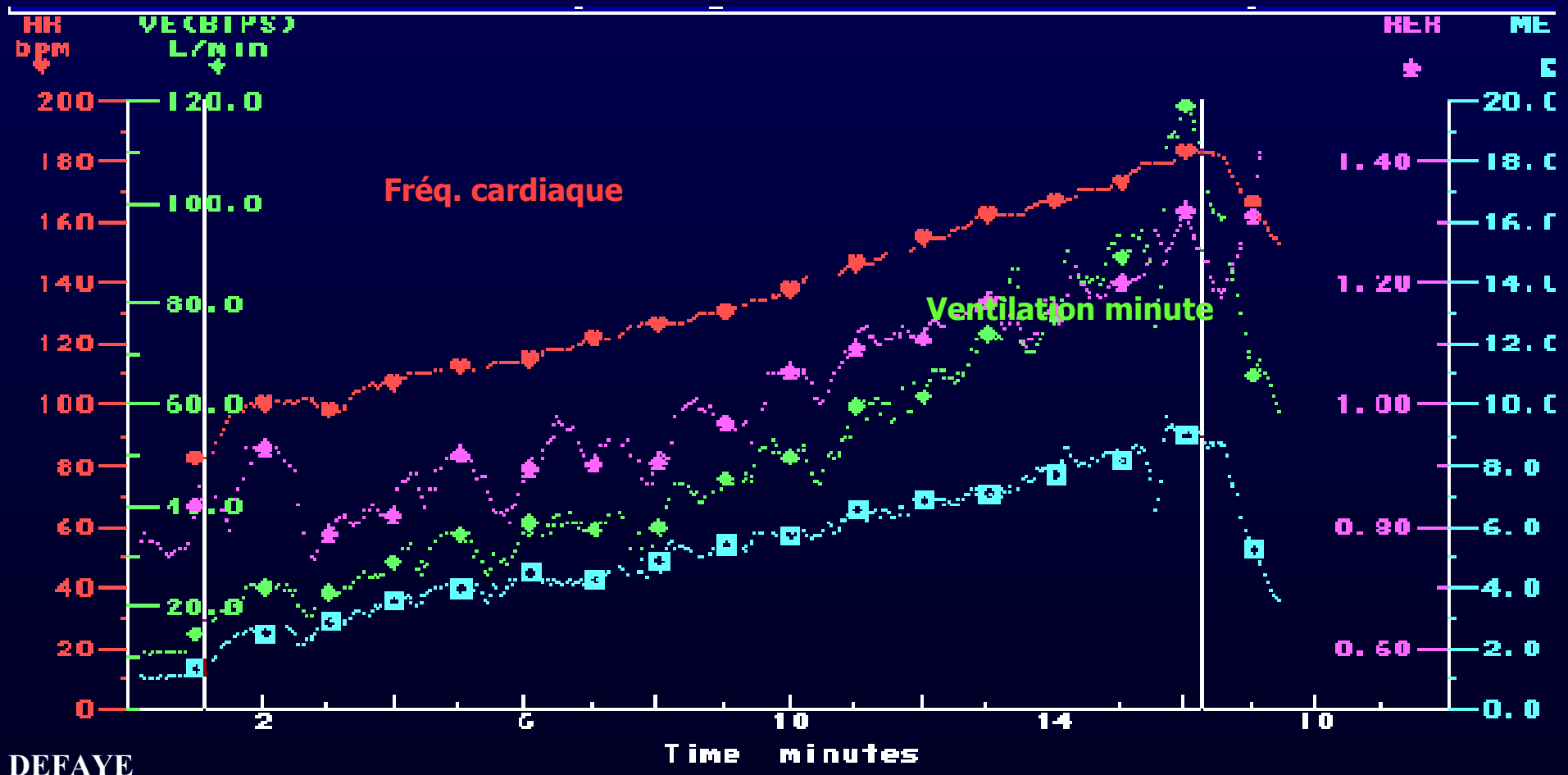
Ventilation Minute

Mesure



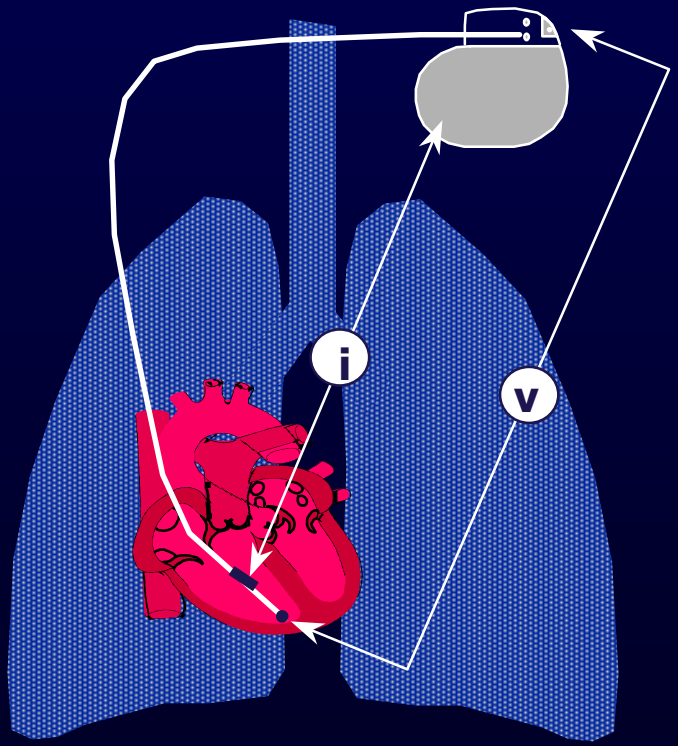
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Fréquence cardiaque et VM



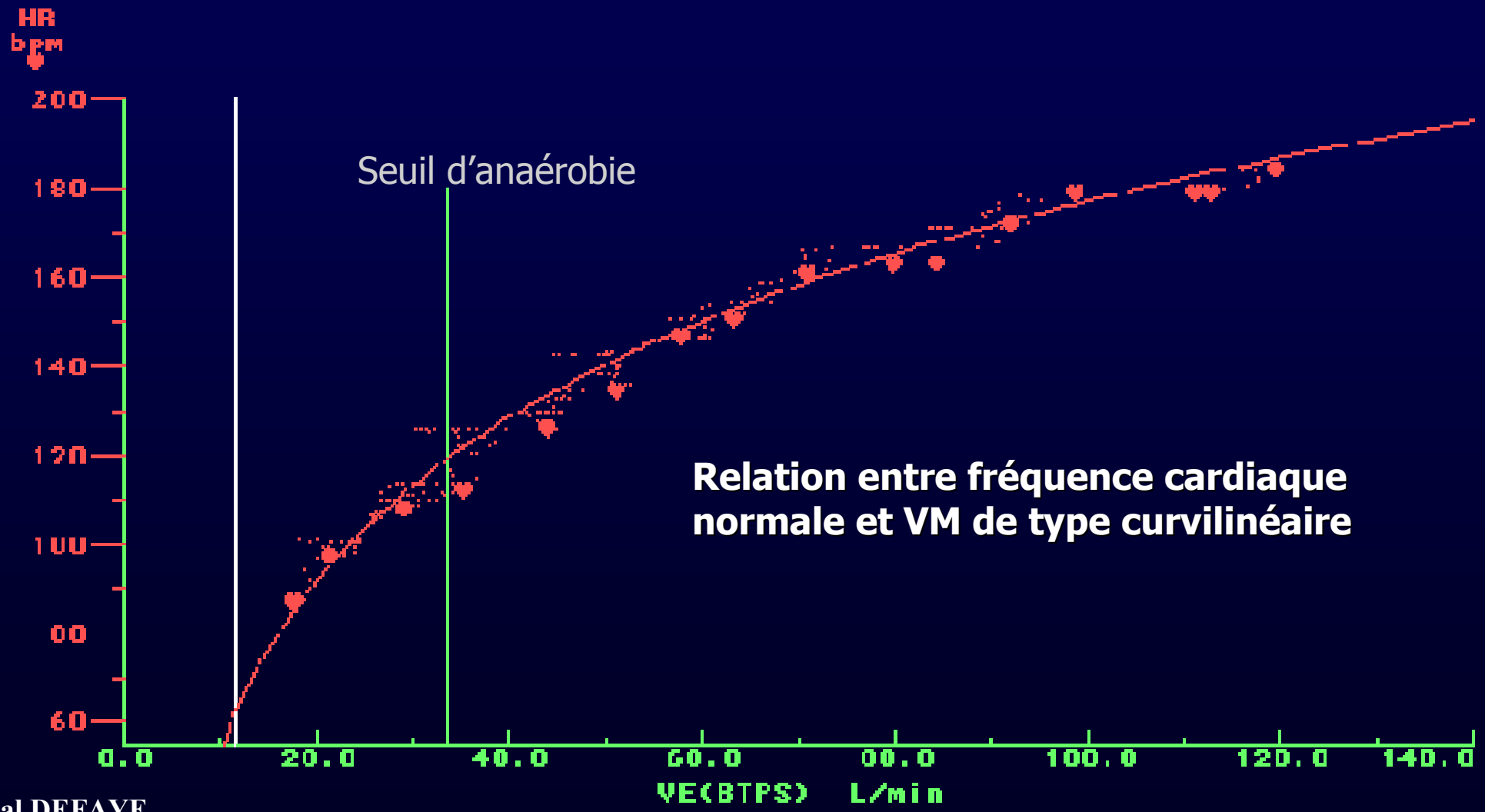
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Ventilation Minute : mesure



- **Mesure impédance trans-thoracique**
- **Injection sur électrode proximale (0.5µA / 50ms)**
- **Mesure de la tension entre électrode distale et électrode indifférente**

Relation linéaire Fréquence/VM



Relation entre fréquence cardiaque normale et VM de type curvilinéaire

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Pente de réponse

L'augmentation de la pente de réponse entraîne une fréquence de stimulation progressivement plus élevée

Ventilation minute

AVANTAGES

capteur fiable

indicateur physiologique et proportionnel

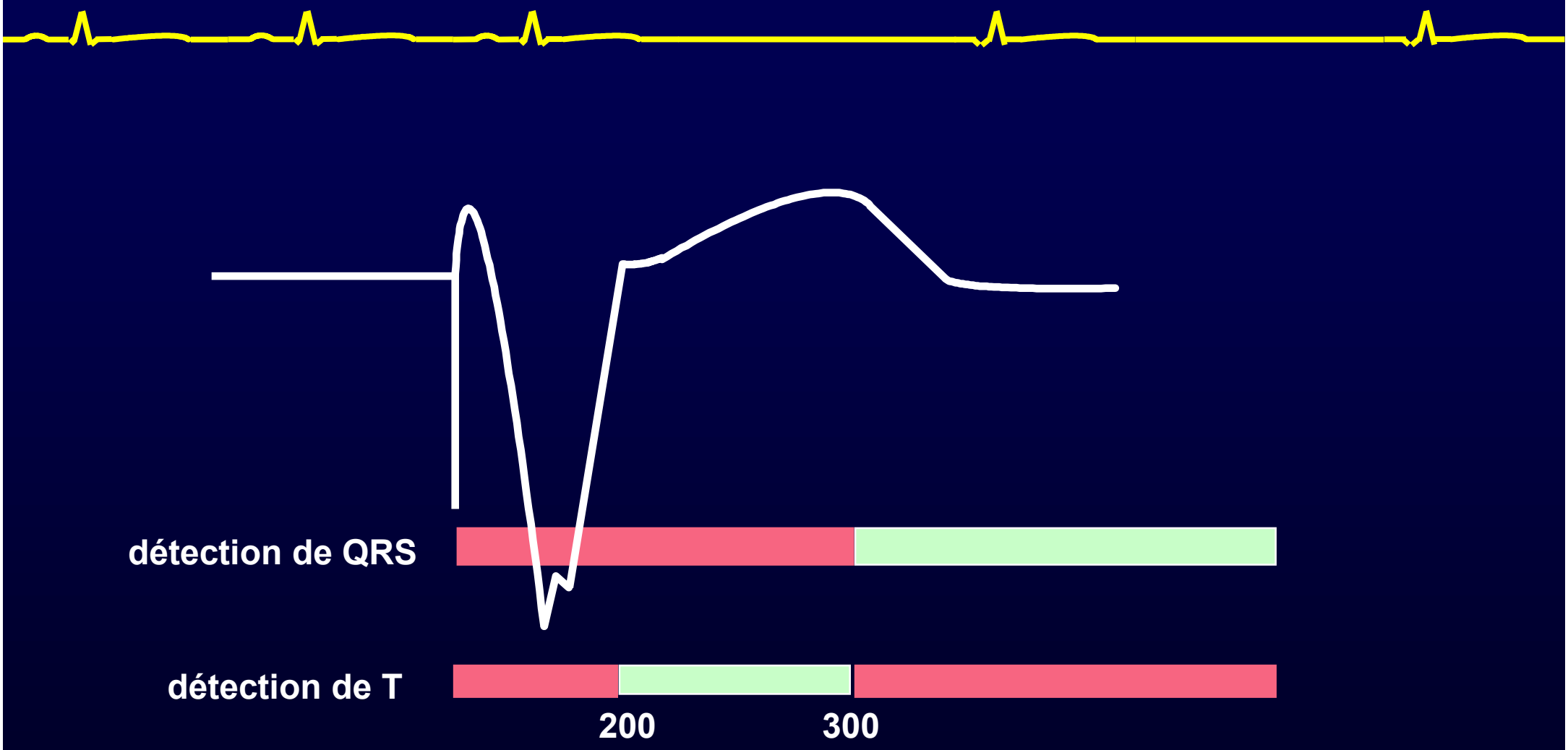
sonde standard (bipolaire)

INCONVENIENTS

sensibilité aux mouvements bras(??)

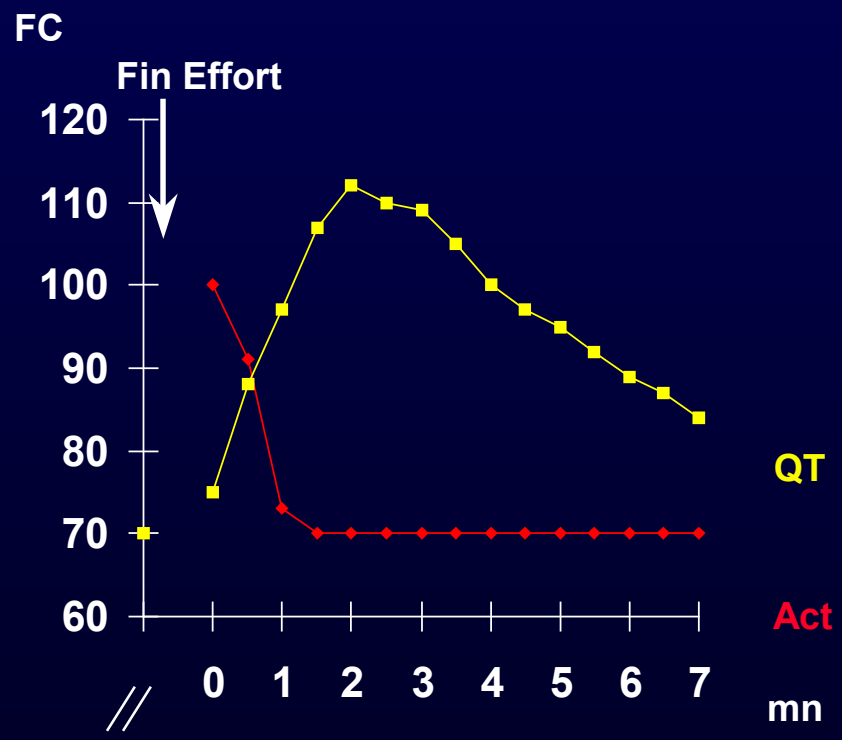
utilisation limitée chez l'enfant et l'insuffisant respiratoire (?)

Intervalle QT

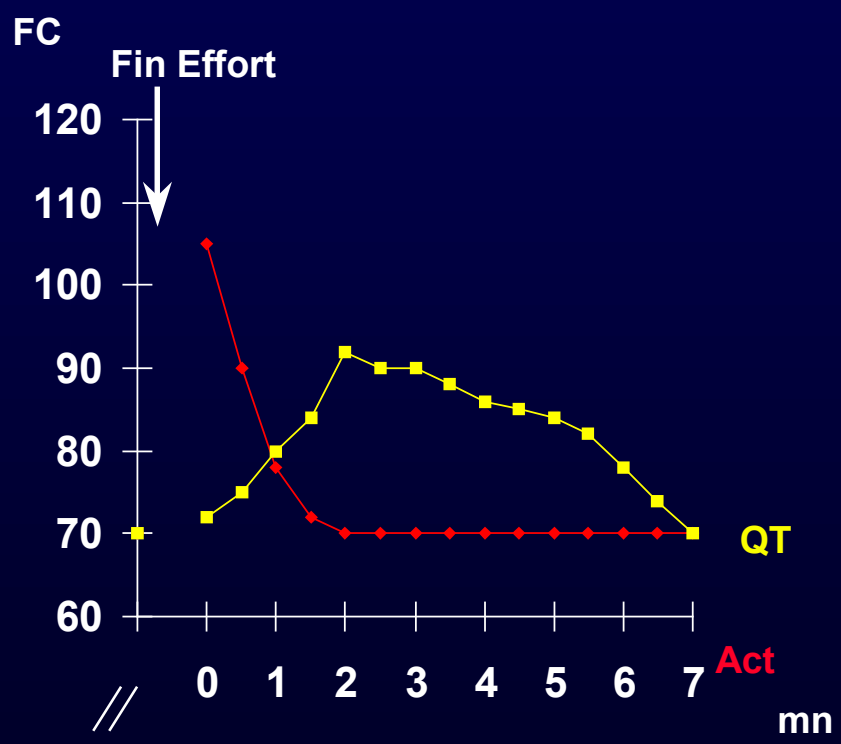


Pascal DEFAYE
DIU 2007

Réponse à l'effort
Mesure de l'intervalle QT



Montée d'escaliers



Descente d'escaliers

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Intervalle QT

AVANTAGES

sonde standard

réponse physiologique

répond au stress et aux émotions

INCONVENIENTS

stimulation ventriculaire nécessaire pour la mesure

réponse lente ou retardée

perte de détection de l'onde T (3,6 à 20 %)

sensibilité aux "drogues"

stimulation inappropriée en cas d'angor(?)

Paramètres Cardiaques

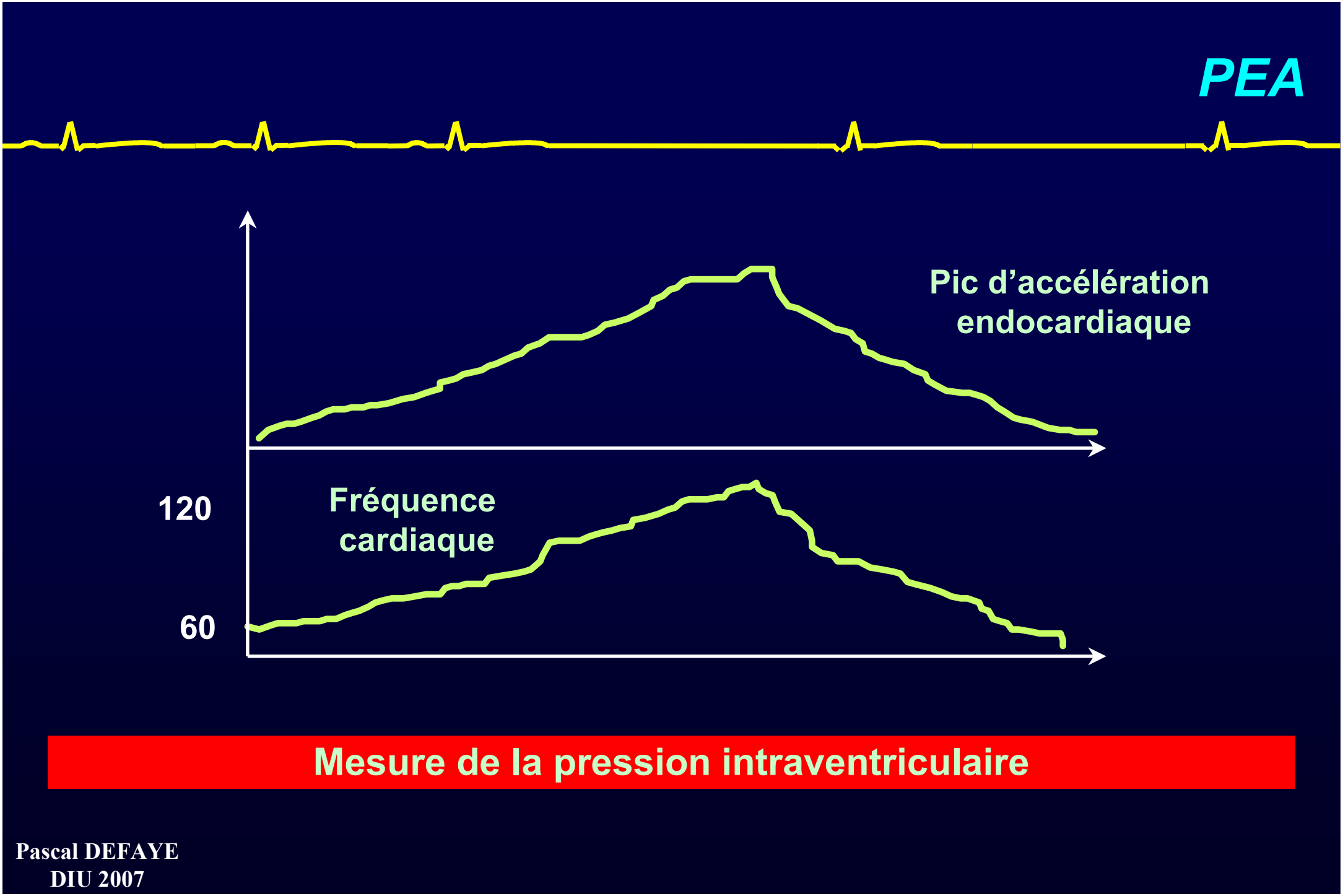
- **PEA**

  Peak of Endocardial Acceleration

- **ANS**

  Autonomic Nervous System

⇨ **Contractilité myocardique**



Mesure de la pression intraventriculaire

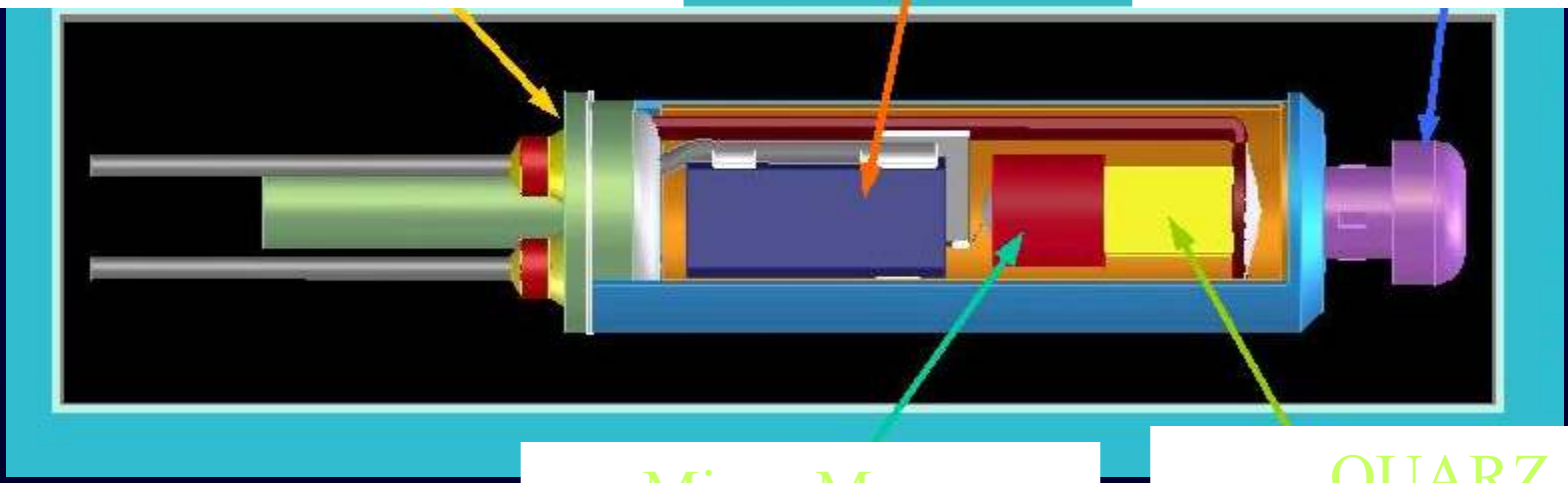
Pascal DEFAYE
DIU 2007

Accéléromètre intracardiaque : système BEST

Conteneur en titane rigide et Hermétique

Electronique

Pôle de Stimulation et de détection



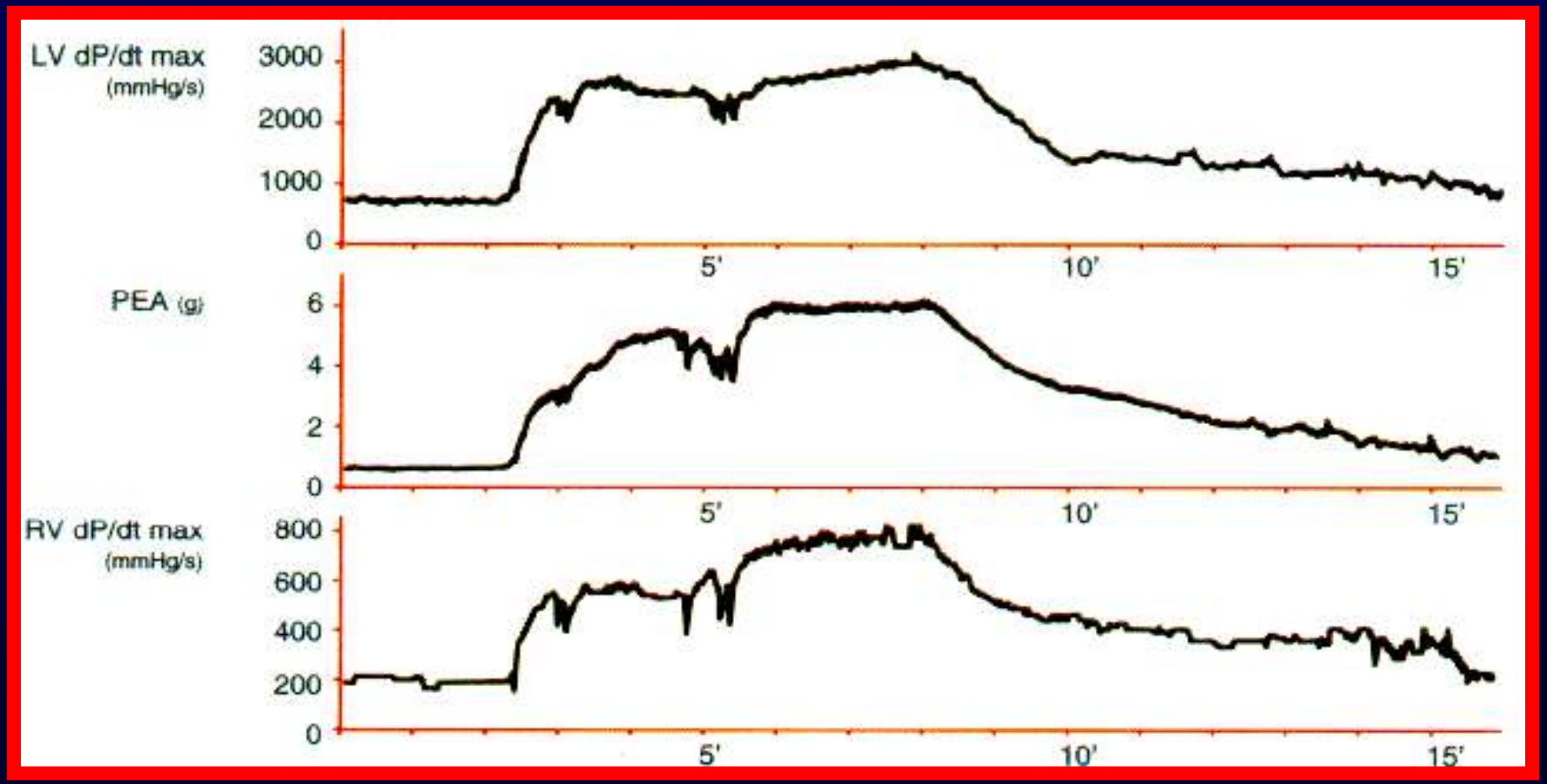
Micro Masse

QUARZ

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Accéléromètre intracardiaque : concept

Comparaison avec l'indice de contractilité



Le PEA est le reflet du ventricule G

Paramètres Cardiaques

AVANTAGES

Physiologique

Temps de réponse rapide

Réponse proportionnelle à l'effort

INCONVENIENTS

Sensibilité aux drogues

Influence posturale

Sonde non standard (PEA)

Double Capteur Objectifs

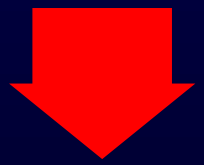
- **Compenser les inconvénients d'un capteur par les avantages d'un second**

- **Tenter de limiter les accélérations inappropriées ou défectueuses (contrôle des faux positifs et négatifs)**

Double Capteur Limites

Programmation

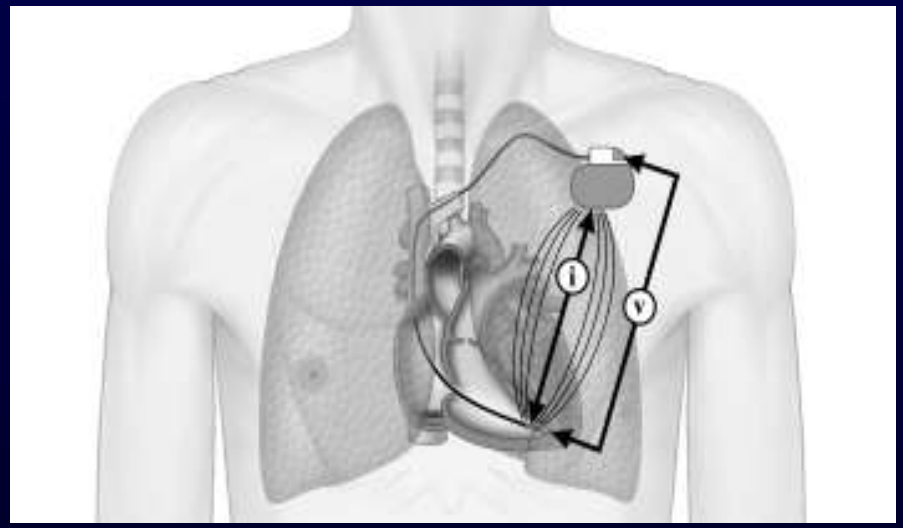
Définition des "rôles" de chaque capteur



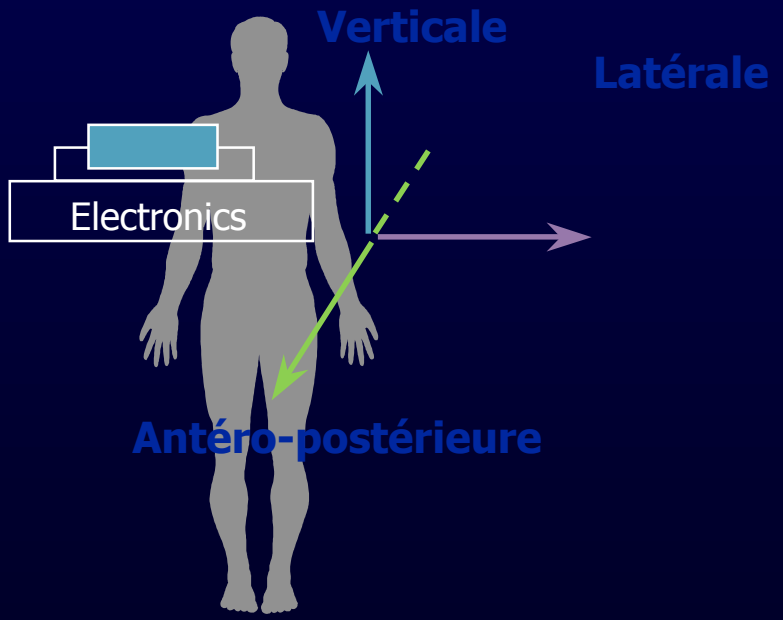
Bénéfice clinique ?

Double capteur : exemple VM x accéléromètre

Ventilation Minute



Accéléromètre



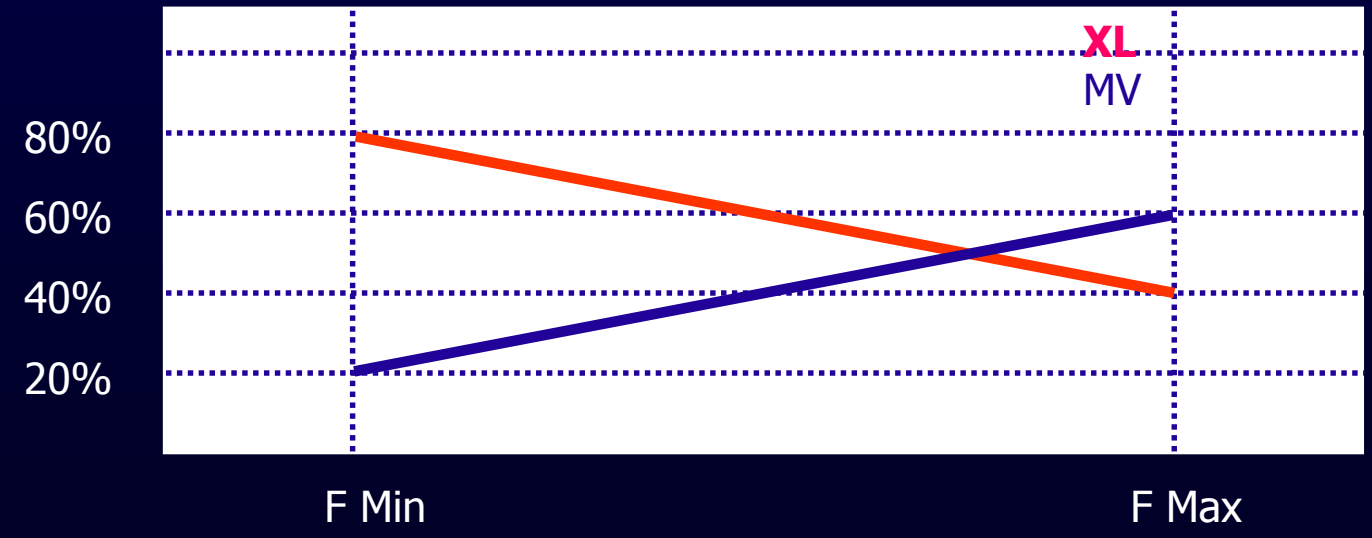
…combine spécificité de la VM avec sensibilité de l'accéléromètre

Mélanges de capteur

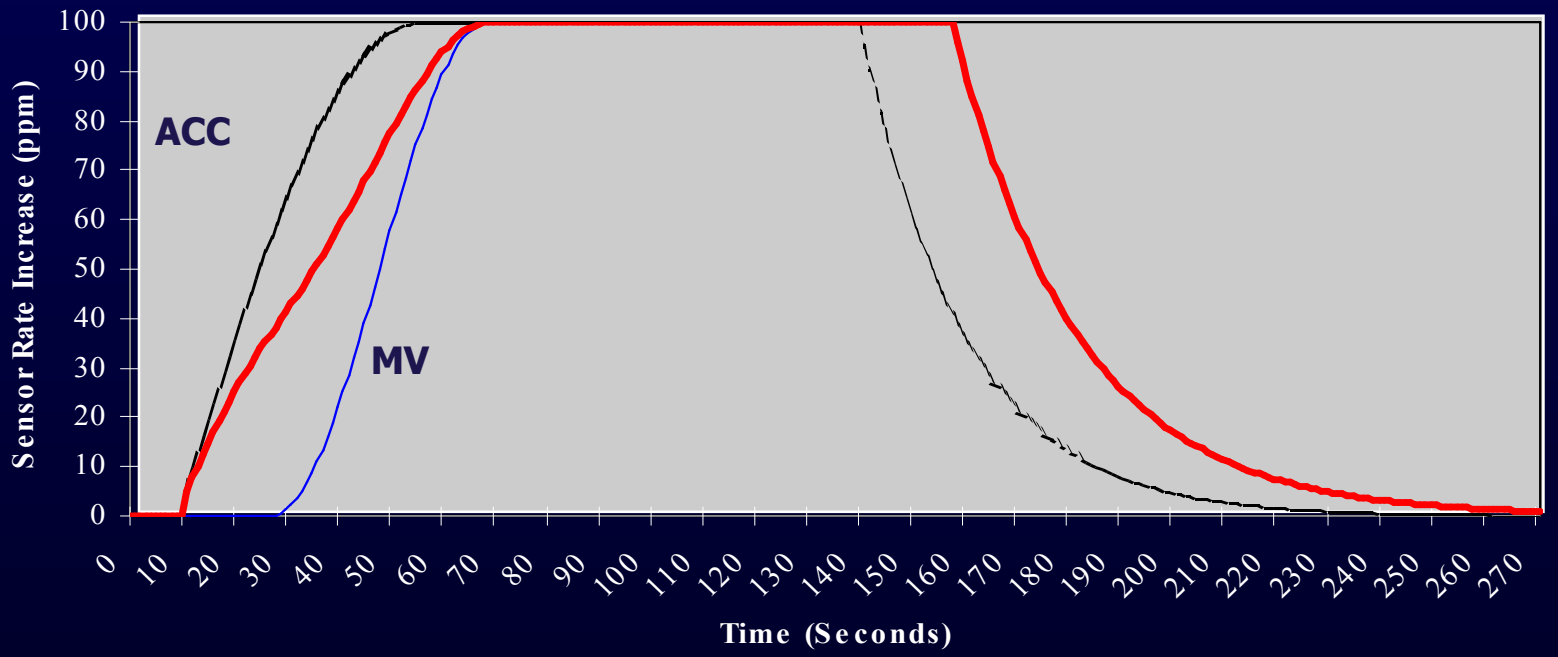
Rapide en début d'effort et **physiologique** aux fréquences élevées et en récupération

MV > XL -> 100% MV

XL > MV ->

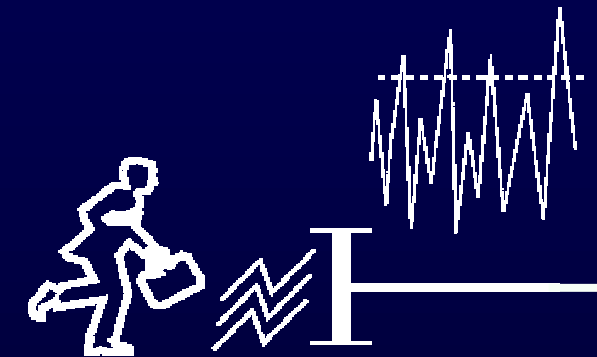


Mélange capteur



Pascal DEFAYE
DIU 2007

Asservissement double capteur : accéléromètre x QT



Activité Physique

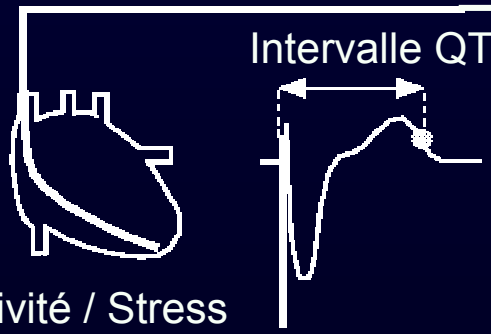
Capteur Piezo

Confrontation

Pondération

Apprentissage quotidien

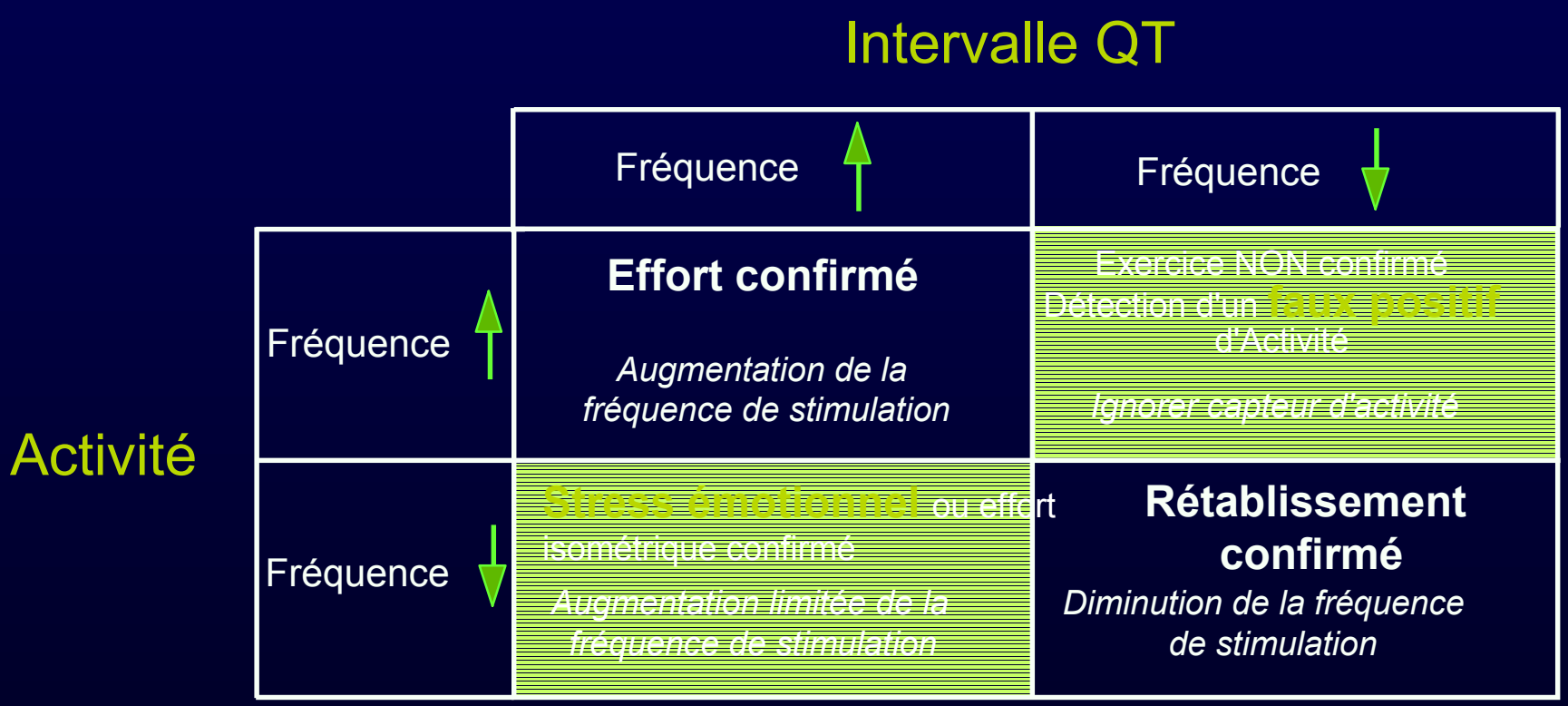
FREQUENCE CAPTEUR



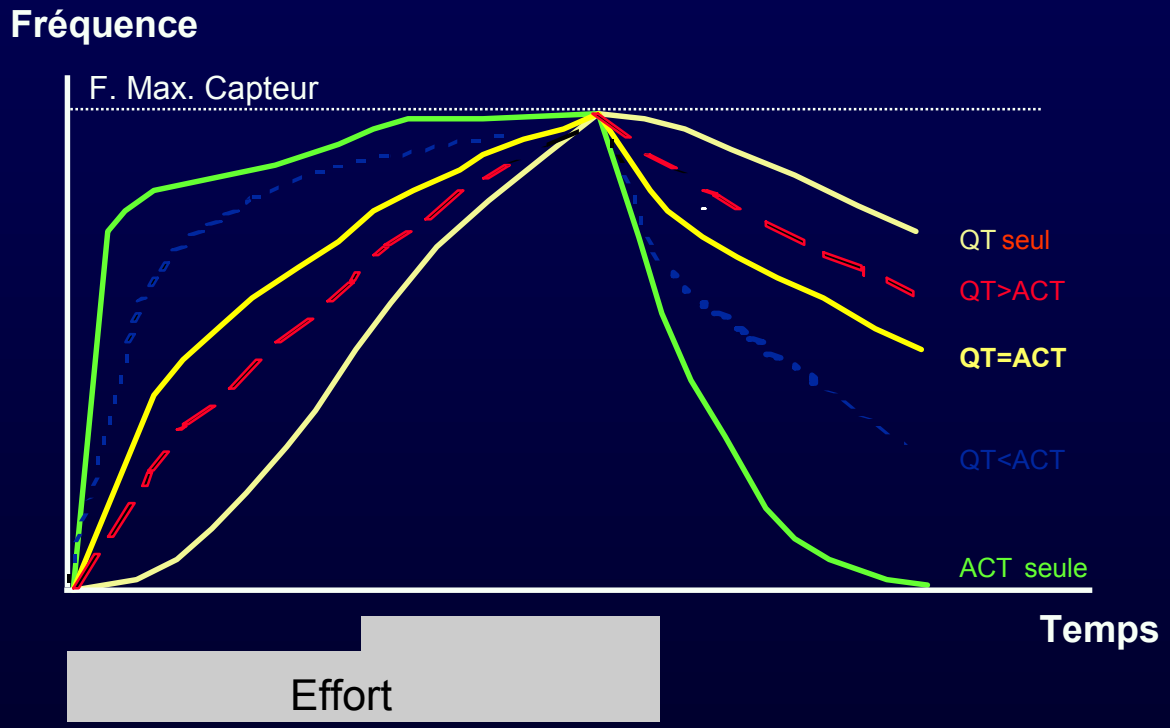
Intervalle QT

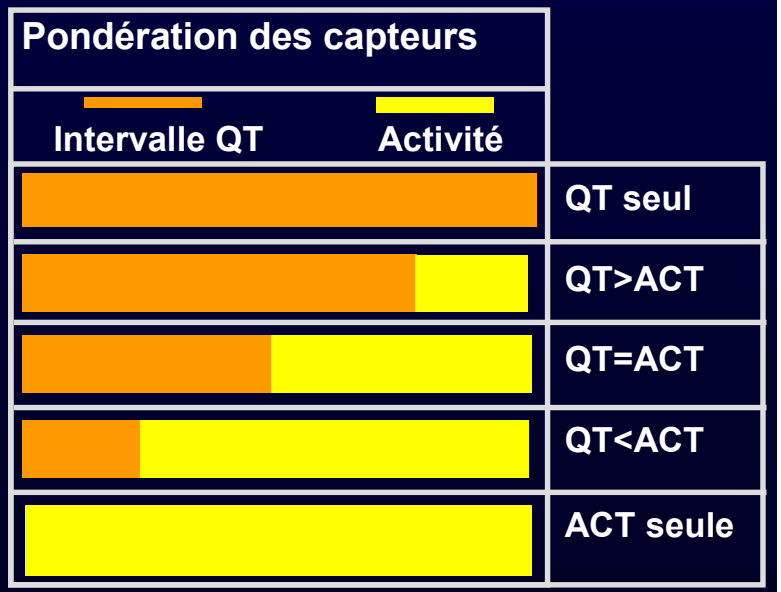
Activité / Stress

Confrontation des capteurs : accéléromètre xQT



Pondération des capteurs : QT x accéléromètre





Pascal DEFAYE
DIU 2007

Mélanges de capteurs : QT x activité
Paramètres programmables

Seuil d'activité

Détection Activité

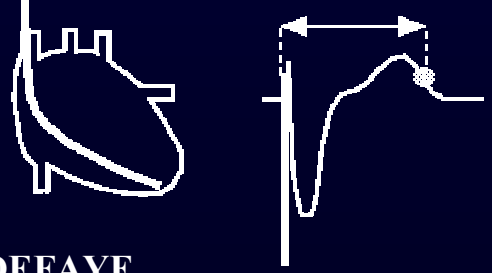
Pente

Algorithmes

Fréquence Maximale Capteur

Fréquence Capteur

Détection Ondes T



Sensibilité Ondes T
Provocation QT

Pondération des Capteurs

Pascal DEFAYE
DIU 2007

Programmation d ’un capteur

- **Fréquence Max capteur**
- **Pente de réponse**
- **Seuil d ’Activité**
- **Temps de récupération**

	Tapis	Vélo	Marche	Montée	Descente	Flexions	Hyperpnée
Effort							
.0 min	84,0 ± 7,4	92,6 ± 12,1	85,9 ± 13,1	85,0 ± 9,1	84,3 ± 7,4	94,1 ± 8,0	88,9 ± 9,2
	100,2 ± 7,2	98,7 ± 11,2	93,7 ± 9,0	100,5 ± 8,7	95,5 ± 9,5	121,7 ± 10,4	98,3 ± 9,7
.1 min	109,6 ± 9,0	104,9 ± 10,8	97,7 ± 9,1	115,8 ± 9,7	96,5 ± 8,6		101,3 ± 10,6
	111,7 ± 9,1	106,3 ± 10,7	99,7 ± 8,6				103,0 ± 12,3
.2 min	114,3 ± 9,2	107,8 ± 10,5	101,5 ± 8,6				104,4 ± 14,7
	116,3 ± 9,9	109,4 ± 10,3	103,7 ± 9,0				
.3 min	118,7 ± 11,2	110,9 ± 10,4	105,6 ± 9,7				
			106,4 ± 9,5				
.4 min	123,9 ± 9,9	115,9 ± 9,8	106,7 ± 9,1				
			107,0 ± 8,9				
.5 min	130,3 ± 9,6	121,1 ± 9,2	107,2 ± 9,0				
			107,3 ± 9,1				
.6 min	136,7 ± 10,3	126,5 ± 9,9	107,6 ± 9,3				
.Fin	151,1 ± 15,6			126,3 ± 9,1	96,4 ± 7,8		
Récupération							
	143,1 ± 13,9	118,7 ± 10,2	99,4 ± 7,2	116,7 ± 8,0	90,2 ± 7,7	104,1 ± 8,6	95,6 ± 15,9
.1 min	132,7 ± 14,4	112,9 ± 10,8	94,5 ± 6,4	101,3 ± 9,0	85,7 ± 8,2	93,3 ± 7,3	90,3 ± 14,0
	125,3 ± 13,6	110,0 ± 10,4	91,9 ± 6,1	97,8 ± 8,1	84,7 ± 7,9	90,7 ± 7,0	89,1 ± 12,7
.2 min	117,9 ± 12,9	107,1 ± 10,6	89,1 ± 6,5	94,1 ± 7,6	83,5 ± 7,8	87,9 ± 7,6	87,6 ± 11,4
	109,9 ± 12,9	104,1 ± 11,3	86,1 ± 7,4	90,3 ± 7,6	82,3 ± 7,9	85,1 ± 8,5	86,1 ± 10,3
.3 min	103,9 ± 12,5	101,0 ± 12,1	83,3 ± 8,3	86,6 ± 7,9	81,5 ± 8,7	82,7 ± 9,9	84,7 ± 9,6

Valeurs des fc des témoins pour les efforts de la vie courante ayant été utilisées pour la réalisation des abaques

Clementy, Intérêt d'un protocole comportant des exercices de la vie courante standardisés pour la programmation des stimulations à fréquence asservie, Arch Mal Cœur 1993

EXERCICES DE LA VIE COURANTE - VALEUR DES FRÉQUENCES CARDIAQUES DES TÉMOINS ET DES MALADES APPAREILLÉS
ÉTUDE STATISTIQUE

	Fréquence cardiaque ± écart-type		Test t de Student
	Témoins non appareillés	Patients appareillés	
Marche			
Effort			
. 0	86 ± 13	71 ± 3	0,01
. 30 s	94 ± 9	80 ± 6	0,01
. 1 min	98 ± 9	86 ± 8	0,01
	100 ± 8	94 ± 13	NS
. 2 min	101 ± 8	95 ± 10	NS
	104 ± 9	95 ± 6	NS
. 3 min	105 ± 10	97 ± 9	NS
	106 ± 9	98 ± 9	NS
. 4 min	106 ± 9	101 ± 9	NS
	107 ± 9	103 ± 8	NS
. 5 min	107 ± 9	103 ± 3	NS
	107 ± 9	104 ± 5	NS
. 6 min	108 ± 9	106 ± 6	NS
Récupération			
. 30 s	99 ± 7	92 ± 6	0,05
. 1 min	94 ± 6	83 ± 7	0,01
	92 ± 6	77 ± 5	0,001
. 2 min	89 ± 6	75 ± 4	0,001
	86 ± 7	73 ± 4	0,001
. 3 min	83 ± 8	72 ± 4	0,01
Tapis			
Effort			
. 0	84 ± 7	71 ± 4	0,001
. 1 min	109 ± 9	84 ± 9	0,001
. 2 min	114 ± 9	96 ± 6	0,001
. 3 min	119 ± 11	105 ± 9	0,001
. 4 min	124 ± 10	110 ± 14	0,01
. 5 min	130 ± 9	118 ± 16	NS
. 6 min	137 ± 10	125 ± 12	0,01
. Max	151 ± 15	141 ± 15	NS
Récupération			
. 30 s	143 ± 14	134 ± 17	NS
. 1 min	133 ± 14	133 ± 19	NS
	125 ± 13	124 ± 14	NS
. 2 min	117 ± 13	110 ± 20	NS
	110 ± 13	98 ± 20	NS
. 3 min	104 ± 12	90 ± 14	0,05
Cycloergomètre			
Effort			
. 0	92 ± 12	72 ± 4	0,001
. 1 min	105 ± 10	84 ± 9	0,01
. 2 min	108 ± 10	90 ± 6	0,01
. 3 min	111 ± 10	93 ± 7	0,001
. 4 min	116 ± 10	98 ± 10	0,001
. 5 min	121 ± 9	107 ± 14	0,01
. 6 min	126 ± 10	112 ± 14	0,001
Récupération			
. 30 s	119 ± 10	107 ± 13	0,05
. 1 min	113 ± 11	103 ± 15	NS
	110 ± 10	93 ± 15	0,01
. 2 min	107 ± 10	89 ± 12	0,01
	104 ± 11	82 ± 10	0,001
. 3 min	101 ± 12	78 ± 8	0,001

	Fréquence cardiaque ± écart-type		Test t de Student
	Témoins non appareillés	Patients appareillés	
Montée escaliers			
Effort			
. 0	85 ± 9	73 ± 3	0,001
. 30 s	100 ± 9	88 ± 5	0,01
. 1 min	116 ± 10	109 ± 15	NS
. 1 min 30	126 ± 9	127 ± 17	NS
Récupération			
. 30 s	117 ± 8	118 ± 15	NS
. 1 min	101 ± 9	101 ± 16	NS
	98 ± 8	86 ± 8	0,01
. 2 min	94 ± 7	80 ± 9	0,001
	90 ± 7	75 ± 6	0,001
. 3 min	86 ± 8	72 ± 4	0,001
Descente escaliers			
Effort			
. 0	84 ± 7	72 ± 4	0,001
. 30 s	95 ± 9	83 ± 8	0,01
. 1 min	96 ± 8	90 ± 11	NS
. 1 min 30	97 ± 7	95 ± 9	NS
Récupération			
. 30 s	90 ± 7	86 ± 9	NS
. 1 min	86 ± 8	79 ± 5	NS
	85 ± 8	77 ± 5	0,05
. 2 min	84 ± 7	74 ± 4	0,01
	82 ± 8	72 ± 4	0,01
. 3 min	81 ± 8	71 ± 3	0,01
Flexion			
Effort			
. 0	94 ± 8	71 ± 4	0,0001
. 30 s	121 ± 10	118 ± 14	NS
Récupération			
. 30 s	104 ± 8	116 ± 13	0,01
. 1 min	93 ± 7	107 ± 20	0,05
	91 ± 7	92 ± 17	NS
. 2 min	88 ± 8	86 ± 15	NS
	85 ± 8	77 ± 8	0,05
. 3 min	82 ± 10	72 ± 5	0,02
Hyperpnée			
Effort			
. 0 s	88,9 ± 9	72 ± 4	0,001
. 30 s	98,3 ± 9	107 ± 23	NS
. 1 min	101,3 ± 10	123 ± 23	0,01
	103,0 ± 12	129 ± 22	0,01
. 2 min	104,4 ± 14	132 ± 19	0,001
Récupération			
. 30 s	95,6 ± 15	99 ± 17	NS
. 1 min	90,3 ± 14	76 ± 7	0,02
	89,1 ± 12	73 ± 5	0,01
. 2 min	87,6 ± 11	71 ± 3	0,001
	86,1 ± 10	72 ± 4	0,001
. 3 min	84,7 ± 9	71 ± 3	0,001

Clementy J
AMCV 1993

Pascal DEFAYE
DIU 2007

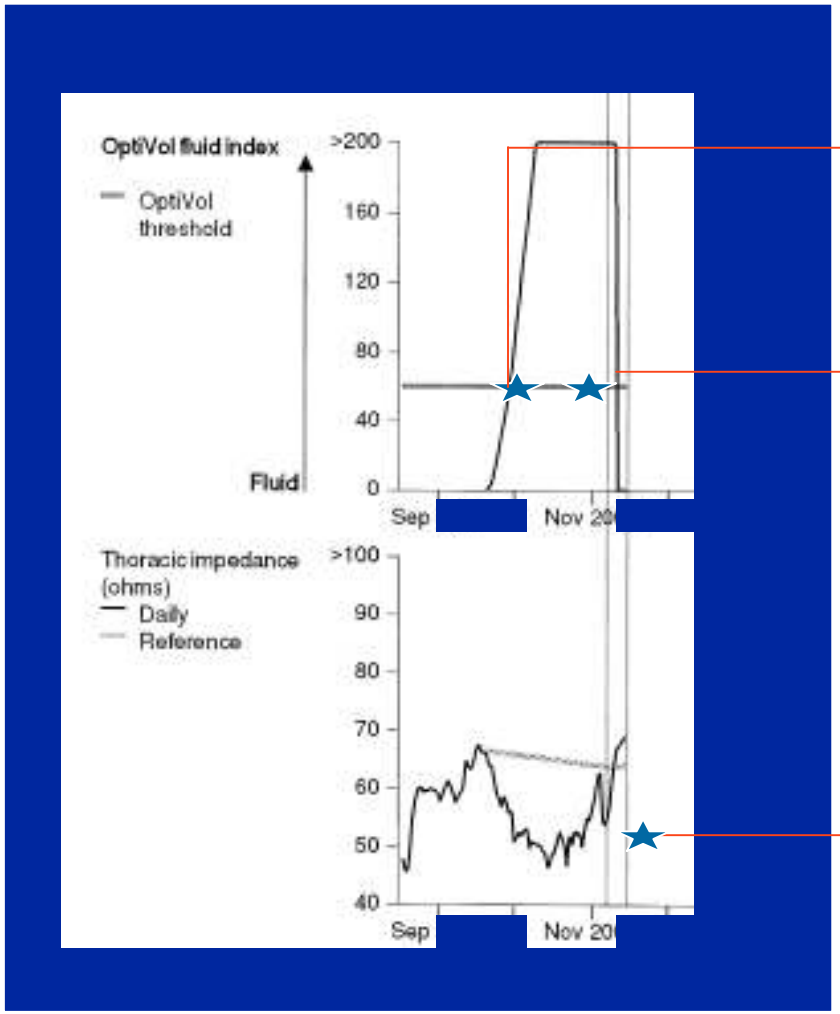
Conclusion

Le noeud sinusal reste le meilleur capteur

Perspectives d'amélioration des capteurs :

- **Double capteur**
- **Optimisation d'un capteur physiologique**

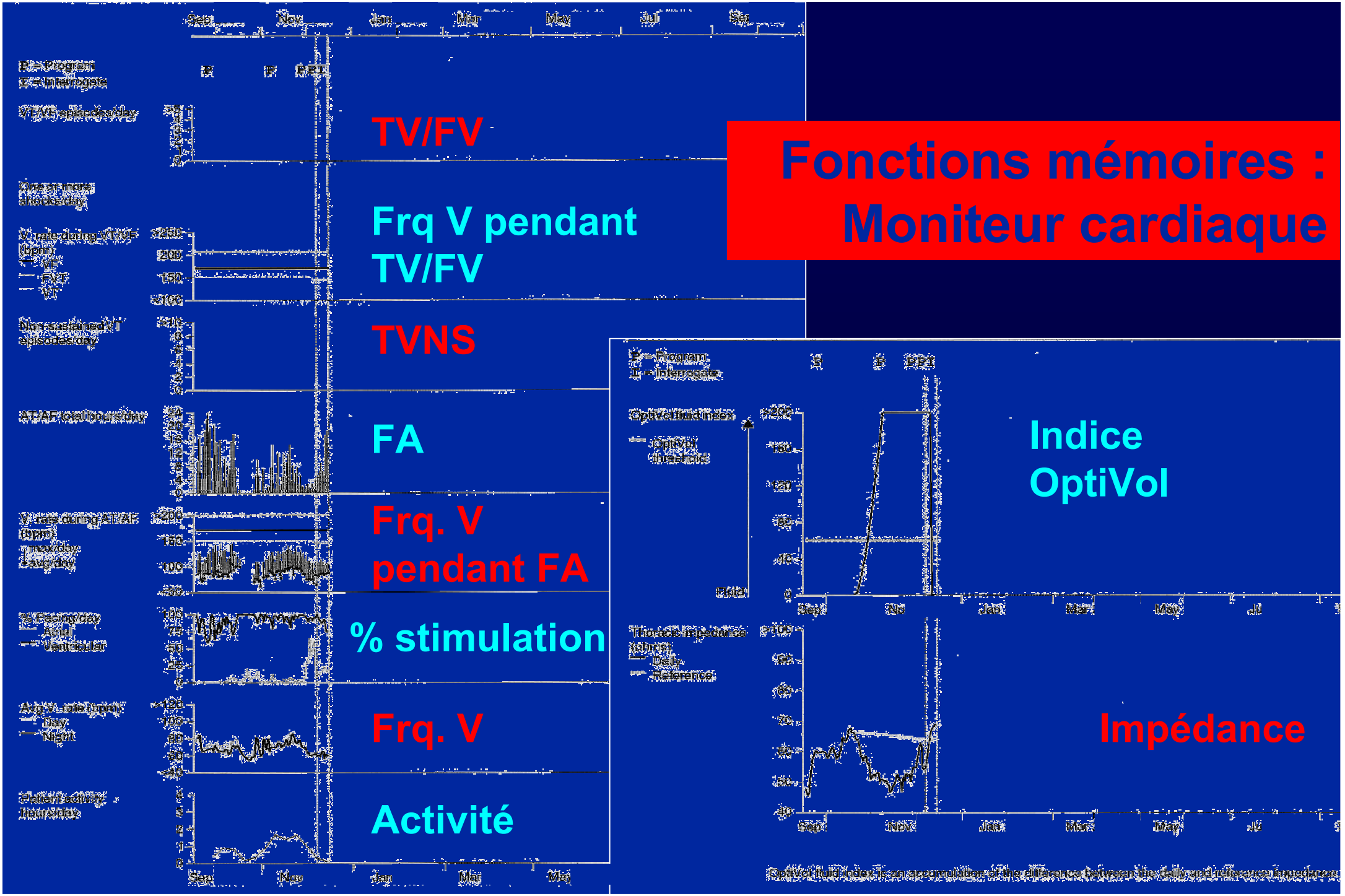
Evolution des courbes OptiVol



29 sept. : dépassement du seuil d'alerte OptiVol

28 oct. : Hospitalisation pour décompensation cardiaque globale. Orthopnée, oedèmes périphériques. Traitement diurétique IV initié.

5 nov. : Le patient a perdu 8 kgs pendant l'hospitalisation. L'impédance s'est normalisée et l'index OptiVol est réinitialisé

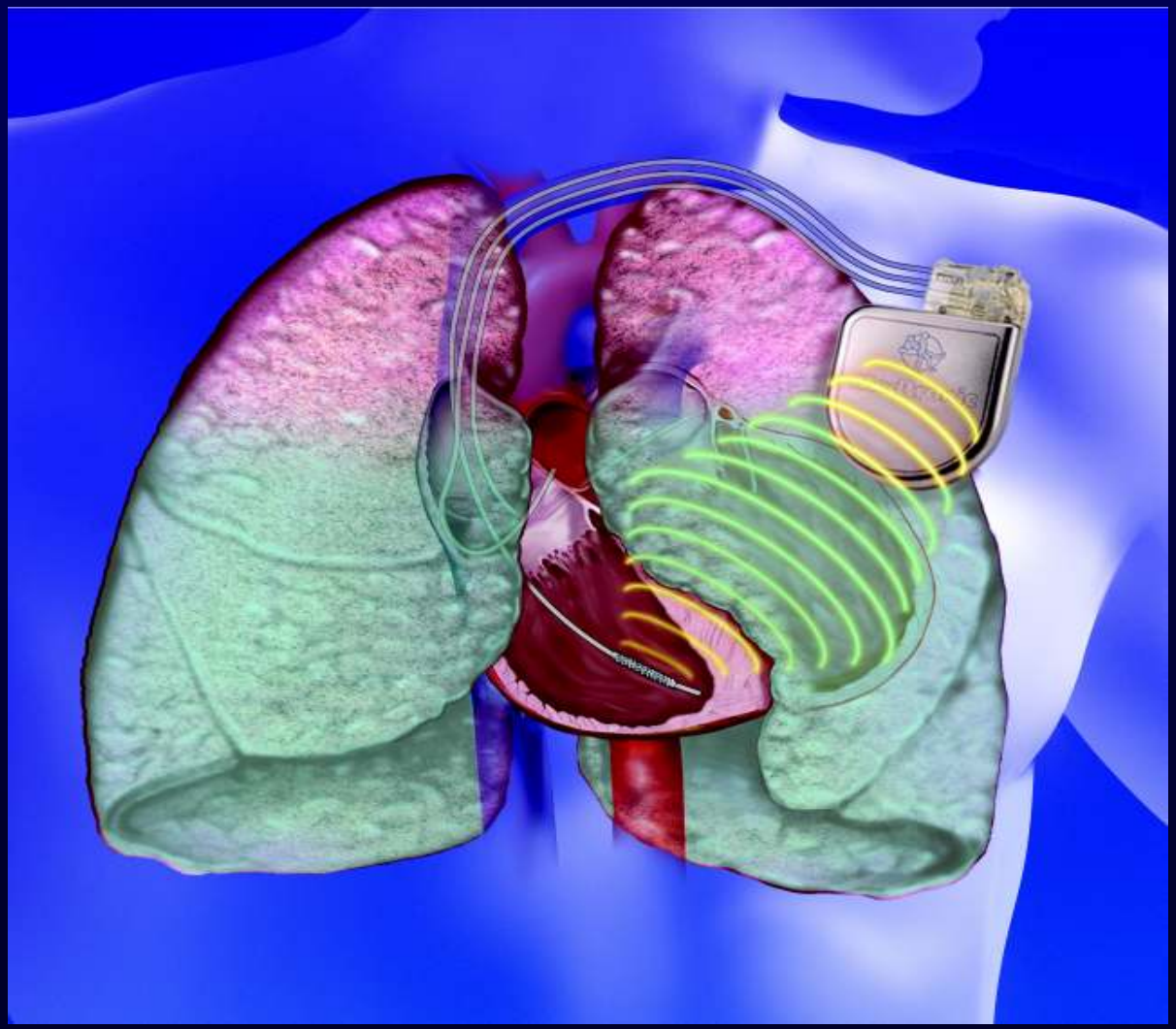

Fonctions mémoires :
Moniteur cardiaque
TV/FV
Frq V pendant TV/FV
TVNS
FA
Frq. V pendant FA
% stimulation
Frq. V
Activité
Indice OptiVol
Impédance

Résumé

- Fonction « Optivol » : identification de l'apparition d'une surcharge pulmonaire préalable à la poussée d'insuffisance cardiaque clinique

- Le franchissement du seuil OptiVol précéde la décompensation & l'hospitalisation

- L'efficacité du traitement diurétique est objectivé par la diminution et la normalisation de l'impédance.



Aggravation de l'IC

↓

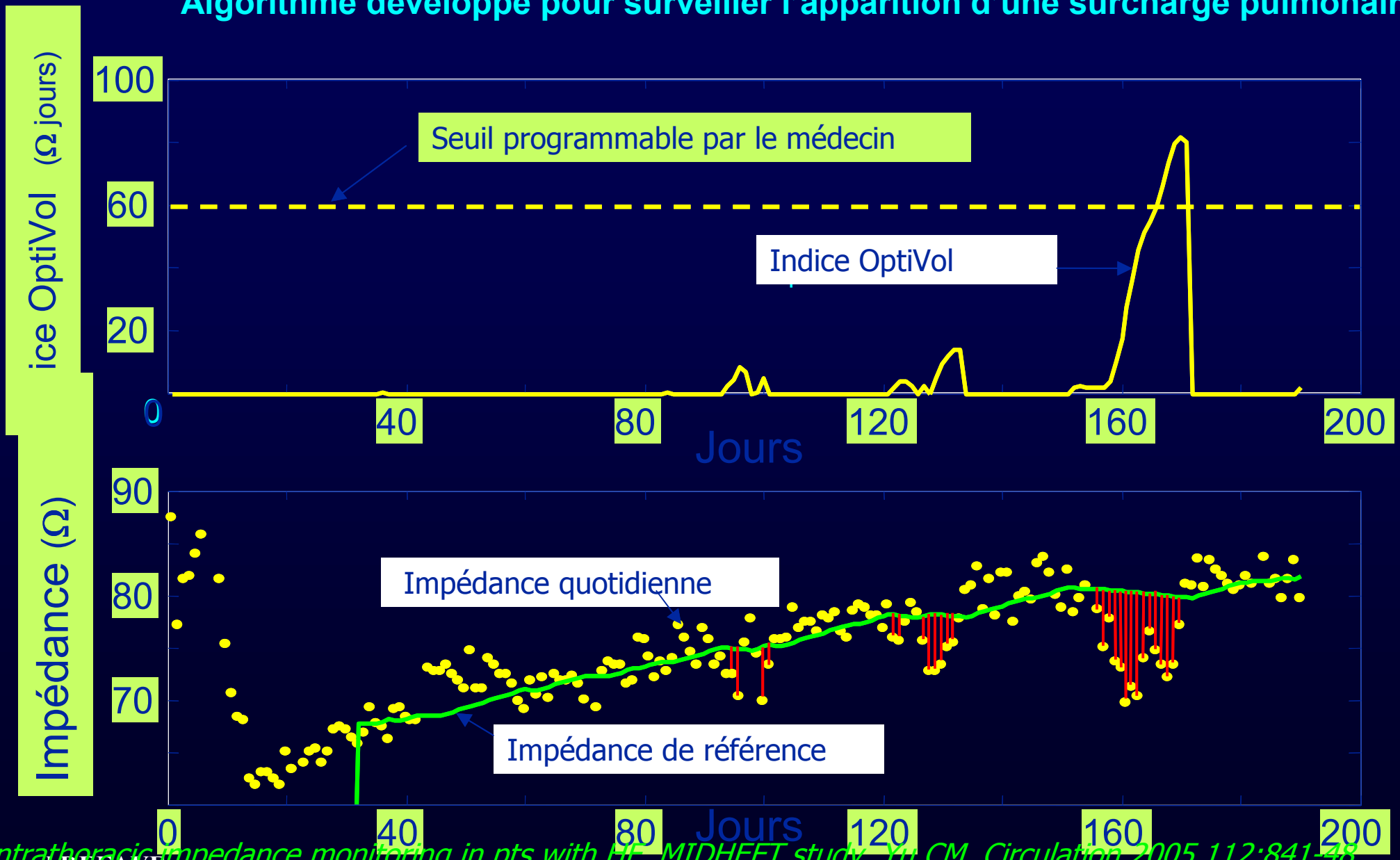
Congestion pulmonaire

↓

Diminution de l'impédance transthoracique

Impédance : résistance au flux électrique (Ohms)

Algorithme développé pour surveiller l'apparition d'une surcharge pulmonaire



Intrathoracic impedance monitoring in pts with HF, MIDHEFT study. Yu CM, Circulation 2005,112:841-48

Conclusions : étude MIDHeFT

- Une chute de l'impédance a précédé l'apparition des symptômes et l'hospitalisation pour insuffisance cardiaque dans tous les cas

- Algorithme de détection automatique :

  - sensibilité de détection d'une hospitalisation de 76 % *- faible taux de faux positifs*

- La mesure de l'impédance intra-thoracique par un appareil implanté permet :
  - Chez des patients IC d'évaluer la présence de fluide au niveau thoracique
  - Et d'évaluer ses variations

Intrathoracic impedance monitoring in pts with HF, MIDHEFT study. Circulation 2005, 112:841-48

Etudes supplémentaires actuellement en cours

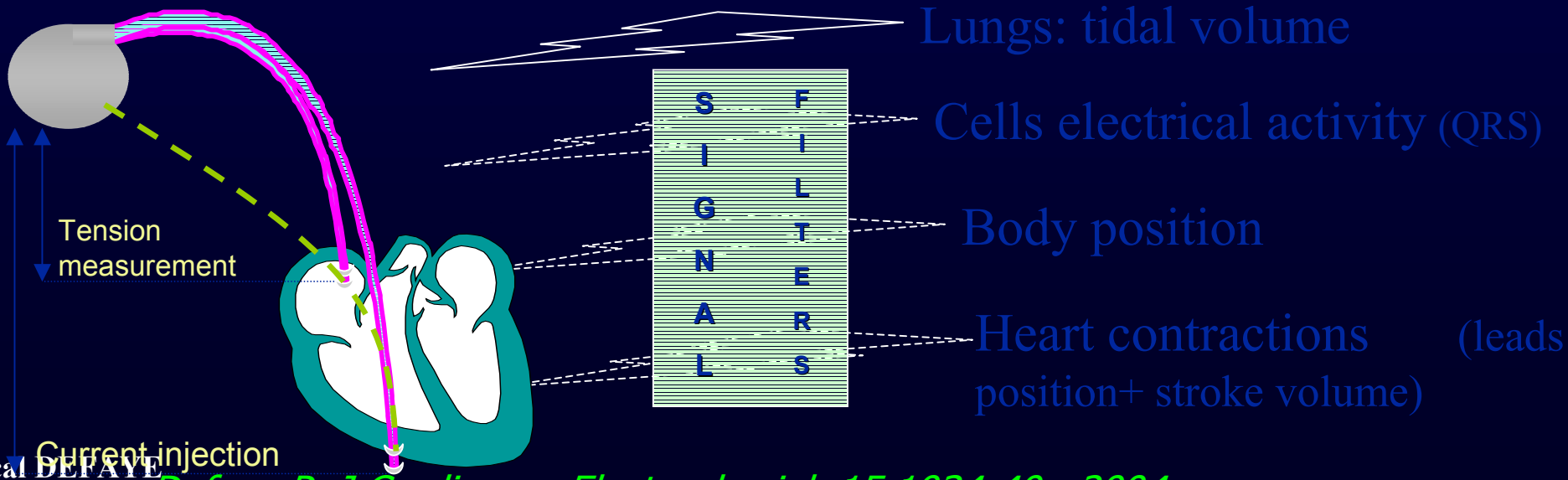
FAST Expansion	Extension de l'étude FAST à 19 autres centres nord-américains, total 190 pts	Objectif similaire à celui de FAST. Recueil de données sur des patients implantés mais non porteurs d'un système de resynchronisation
SENSE-HF	Étude prospective, multi-phase, multicentrique. 500 patients, 30 centres européens, suivi sur 24 mois	Évaluer la sensibilité et la valeur prédictive positive de l'algorithme pour la prédiction des hospitalisations pour insuffisance cardiaque et les visites à l'hôpital (consultations, hosp. de jour, hosp., examens)
PARTNERS-HF	Étude prospective non randomisée. 100 centres, 1000 patients	Déterminer la relation entre les infos OptiVol + autres données du moniteur cardiaque avec le recours aux structures de santé ((consultations, hosp. de jour, hosp., examens)
Registre européen	Étude d'observation multicentrique, prospective. 500 patients	Recueillir des données sur l'intérêt clinique de la fonction OptiVol disponible avec l'InSync Sentry. Évaluer la fréquence des événements liés à l'IC, la sensibilité et la spécificité de l'algorithme. Recueillir des données de coût-efficacité

Sleep Apnea Syndrome : Diagnosis

Transthoracic impedance measurement

- After injection of an electrical transthoracic current , the changes in electric conductance are measured, which depend on the ratio of gas/fluid volumes
- This principle is used in MV sensors of PMs

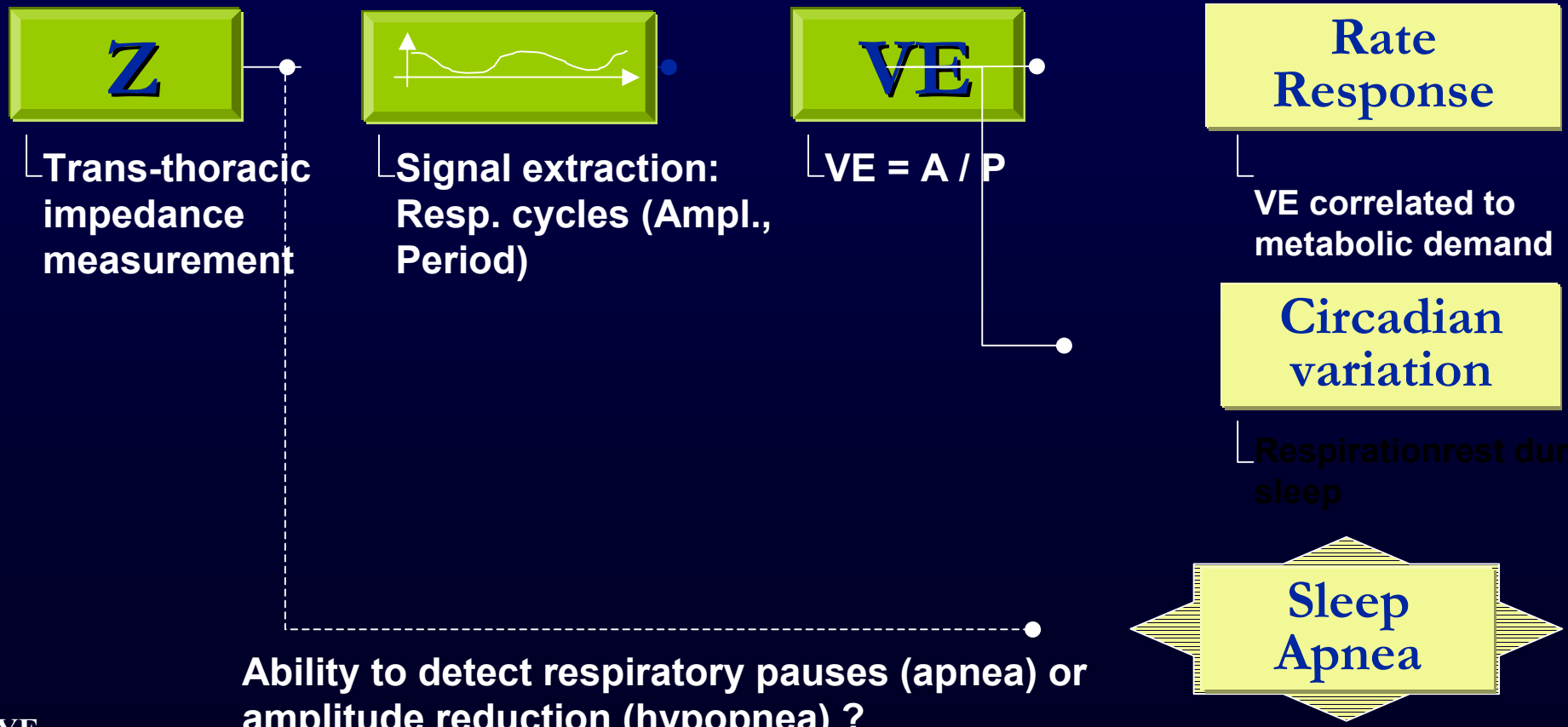
Z variations:



Defaye P, J Cardiovasc Electrophysiol, 15,1034-40, 2004

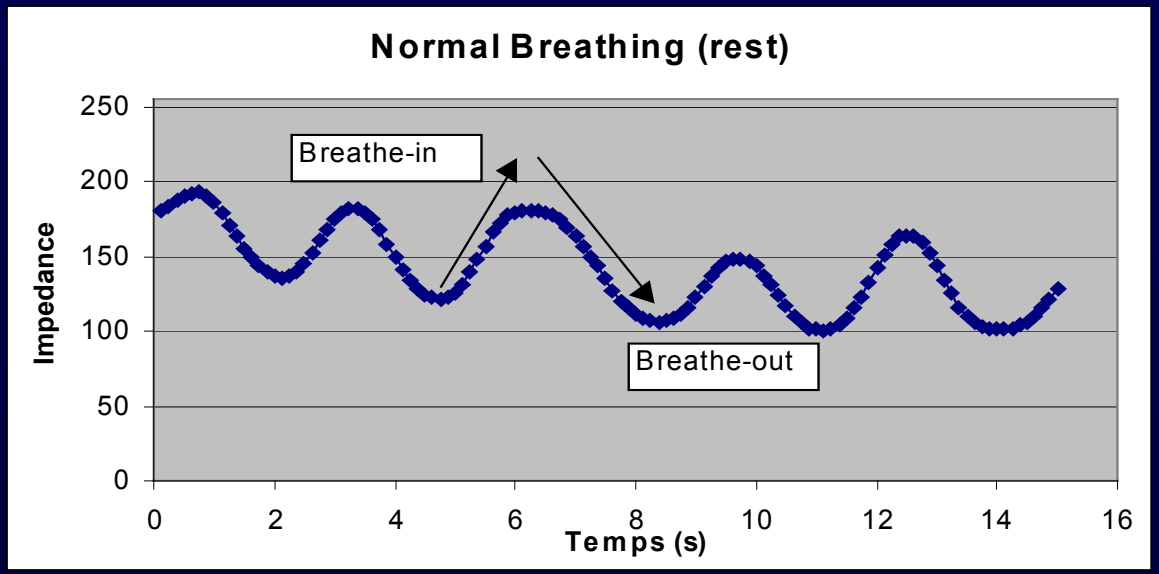
Sleep Apnea monitoring using MV sensor

MV sensor synopsis

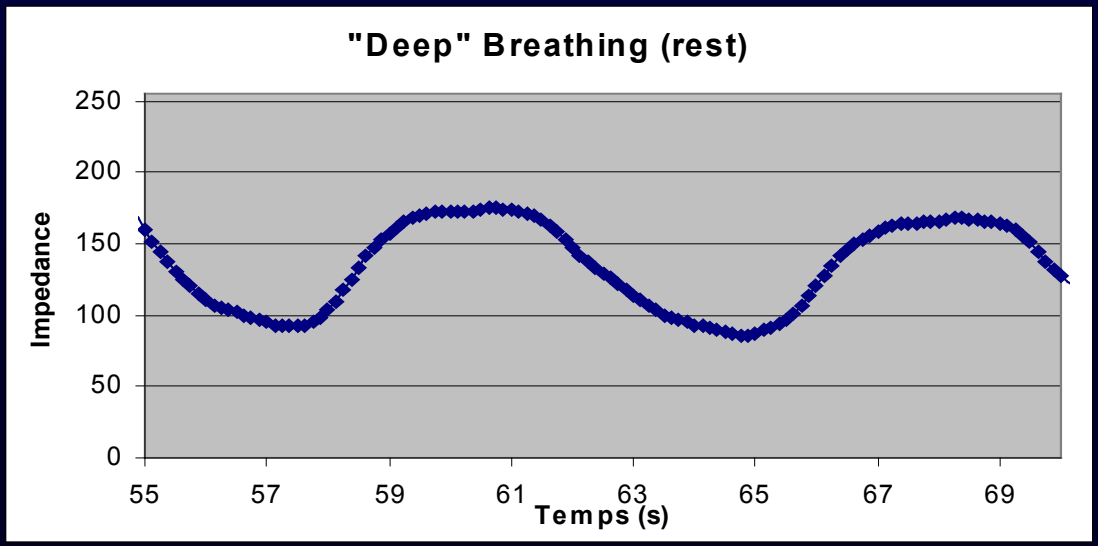


Defaye P, J Cardiovasc Electrophysiol, 15,1034-40, 2004

Respiration signal

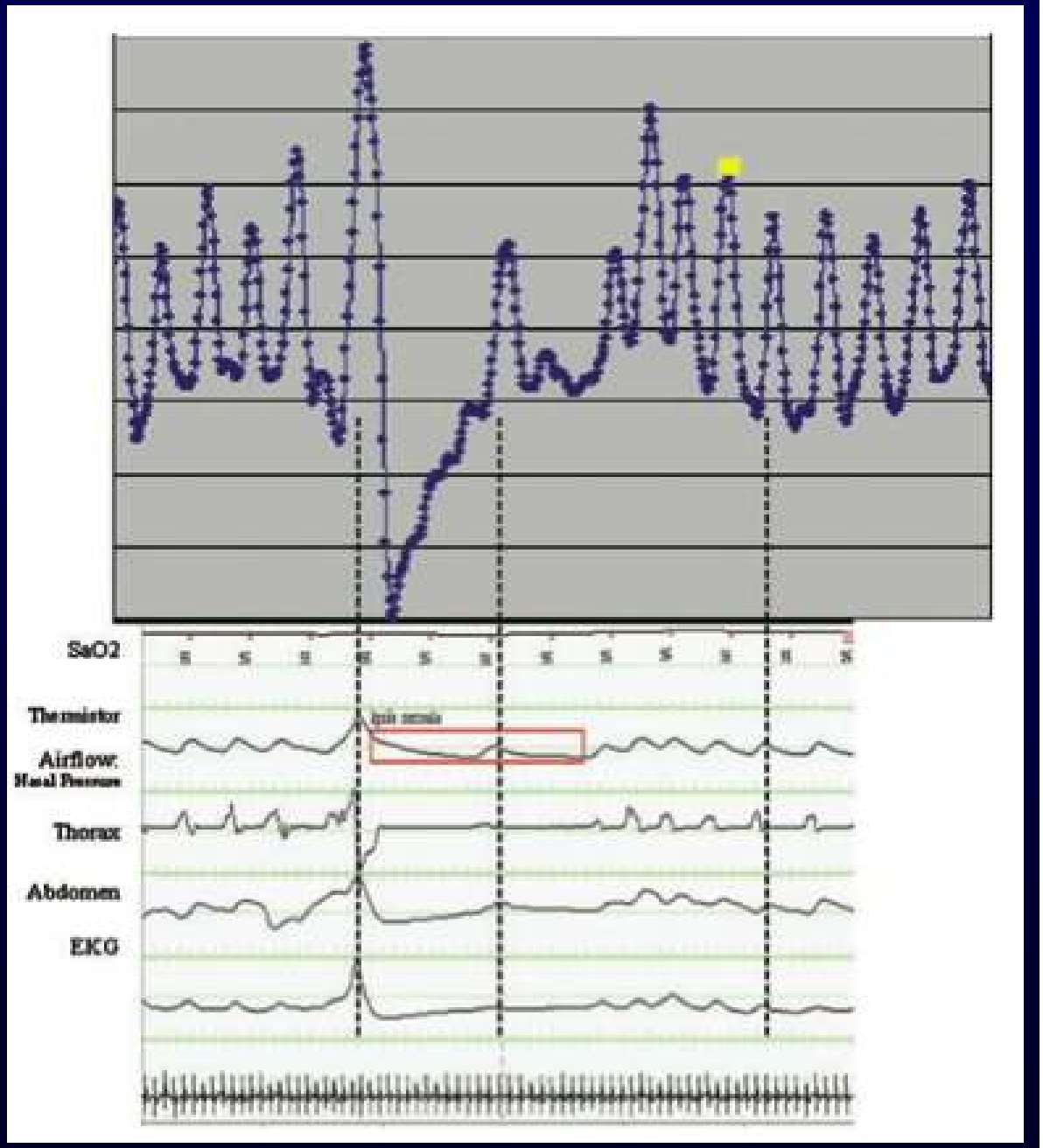


The pacemaker sensor allows monitoring of respiratory cycles by automatic analysis of the impedance signal



Defaye P, J Cardiovasc Electrophysiol, 15,1034-40, 2004

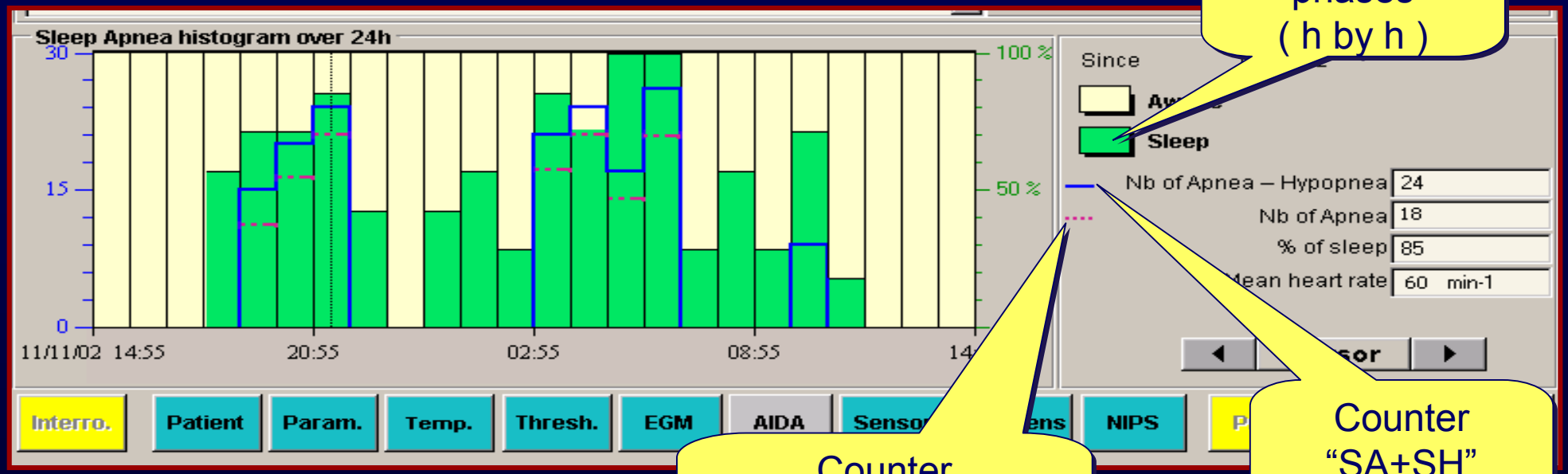
Recording of a central apnea lasting for 17 sec with the MV pacing system
bottom : polysomnographic recording of the same event



Defaye P, J Cardiovasc Electrophysiol, 15,1034-40, 2004

PM Apnea function

Device internal holter:



% resting phases (h by h)

Counter "SA only" (h by h)

Counter "SA+SH" (h by h)

Sleep Apnea-Hypopnea Index estimation:

total number of apnea + hypopnea / total sleep time

After PM interrogation an RDI corresponding to the mean number of detected events/h or estimated sleep is automatically computed and displayed on the programmer

Defaye P, J Cardiovasc Electrophysiol, 15,1034-40, September 2004