

# Principes de base du monitoring en anesthésie

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

Anna Fabrizi

CHUM

Février 2012



# Questions...

- Pour le saturomètre de pouls... Si
  - $(AC\ 660/DC660) / (AC940/DC940) = 1$ , quelle sera la saturation indiquée?
- Le biais est la différence des mesures d'un appareil vs le standard
- Les débitmètres sur la plupart des machines d'anesthésie sont basés sur le principe du tube de Thorpe
- Un analyseur de gaz à infrarouge pourra déterminer la  $FiO_2$

# Plan

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Sections pertinentes du chapitre 38 du Miller (7<sup>ème</sup> éd.) et ses annexes
- 8 points à retenir tels que cités en page 1197



# Introduction



DR. H. J. BIGELOW    DR. A. A. GOULD    DR. J. C. WARREN    DR. W. T. C. MORTON    DR. SAMUEL PARKMAN    DR. GEORGE HAYWARD  
DR. J. MASON WARREN    DR. S. D. TOWNSEND

*The First Public Demonstration of Surgical Anaesthesia  
Boston, October 16, 1846*



0011 0010

0011 0010



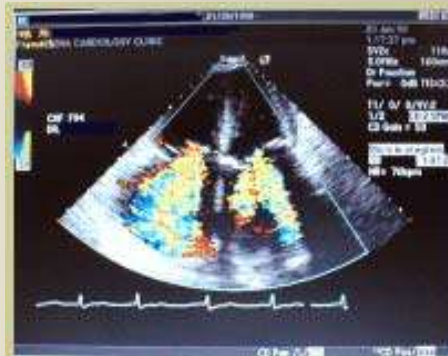
001

011

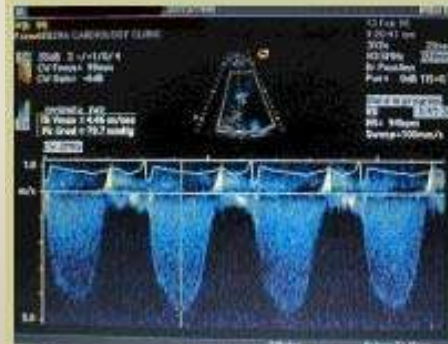




11



Example of color flow mapping



Picture of Doppler echocardiography



Doppler Echocardiography Study



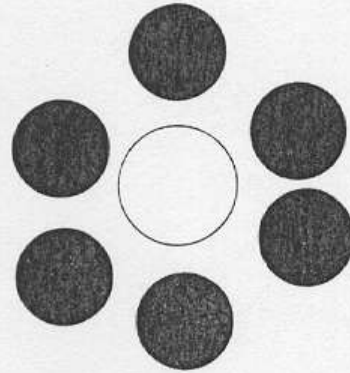
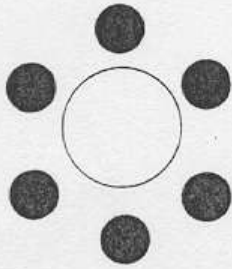
4 5

# Nature de la physique et des mesures..

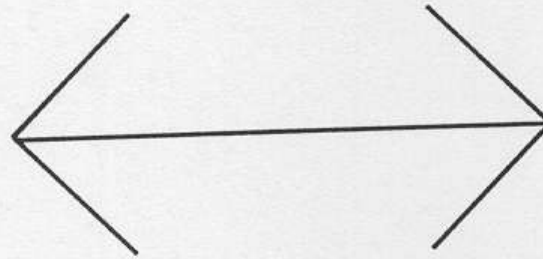
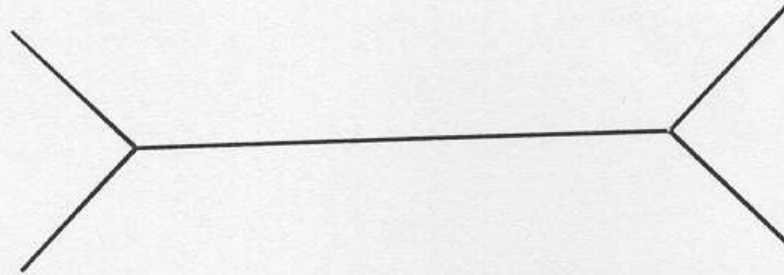
- 0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011
- La physique est la science de la matière et de l'énergie et de l'interaction entre les deux
  - nous voulons donc mesurer et monitoriser, en anesthésie, de la masse ou de l'énergie et habituellement ces éléments sont en dehors des limites perceptibles par nos sens



0011 0010 1010 1



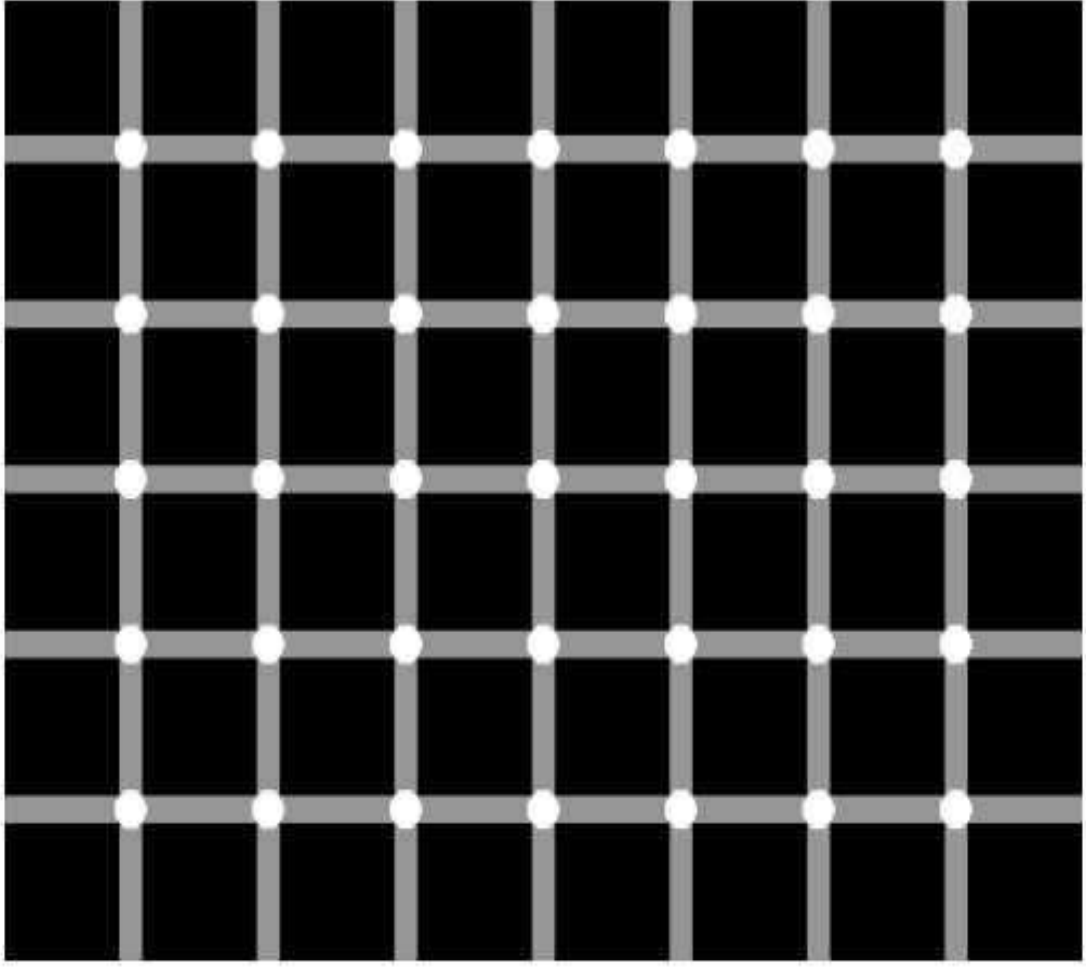
Which circle is larger?

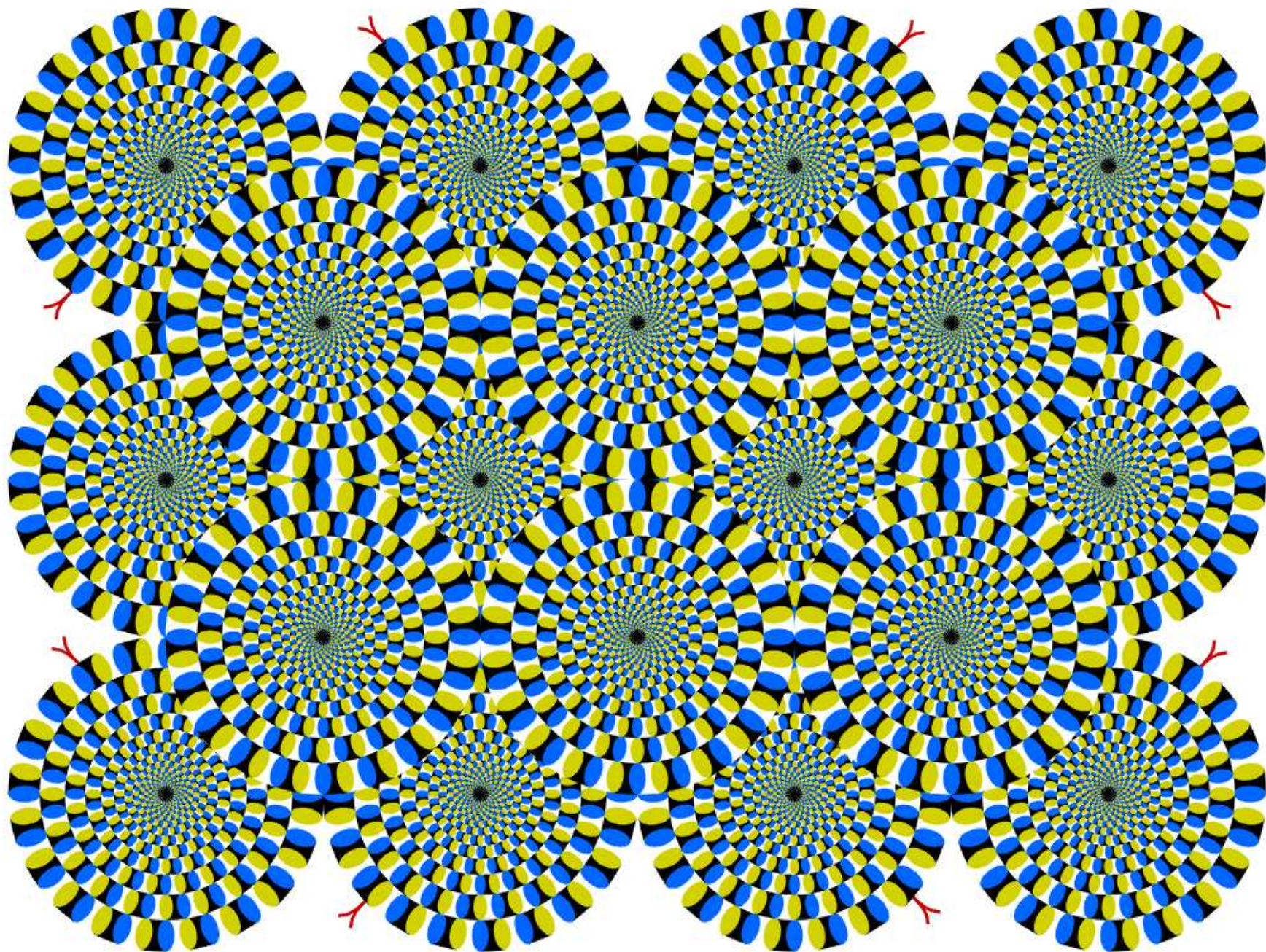


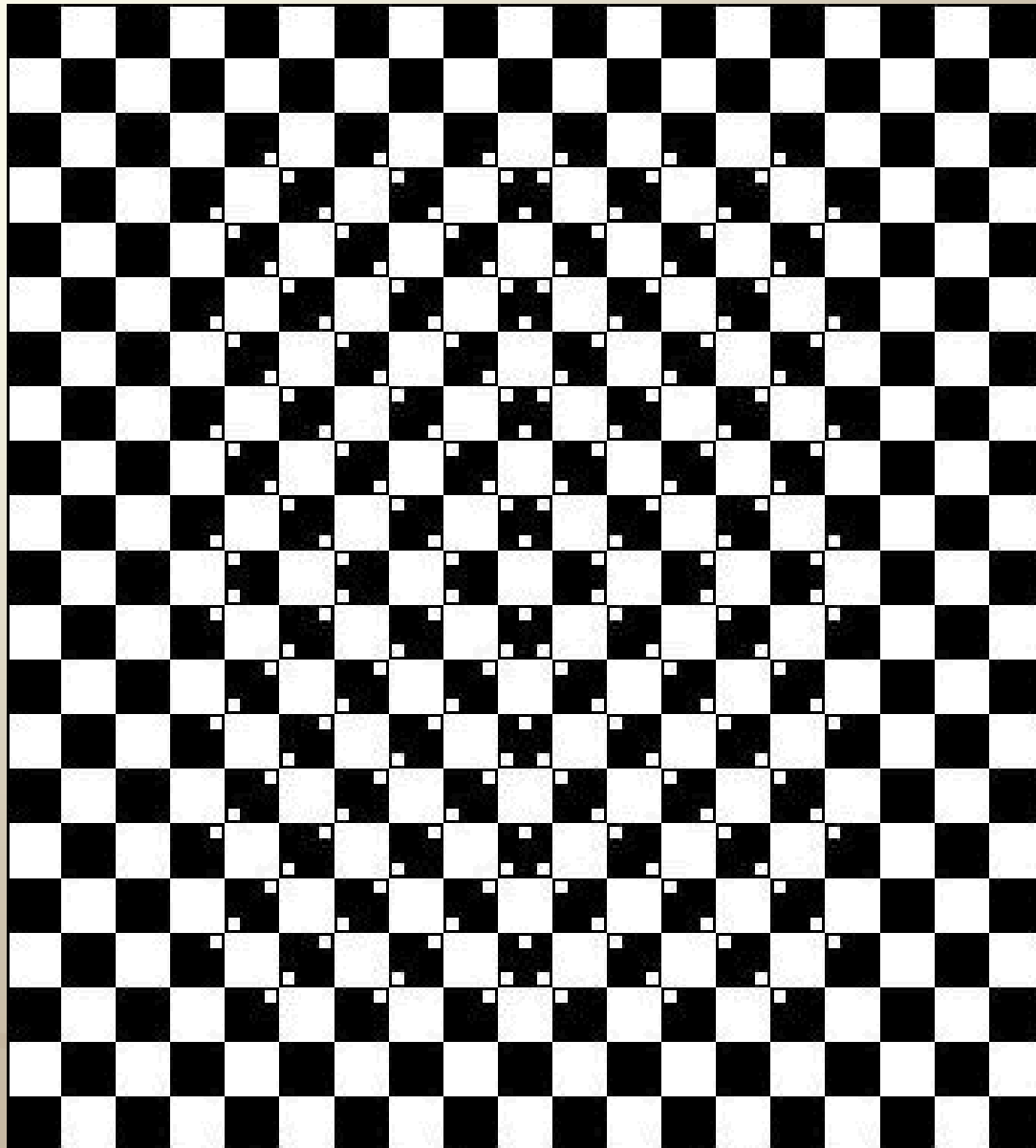
Which line is longer?

1  
2  
4  
5

0011 0







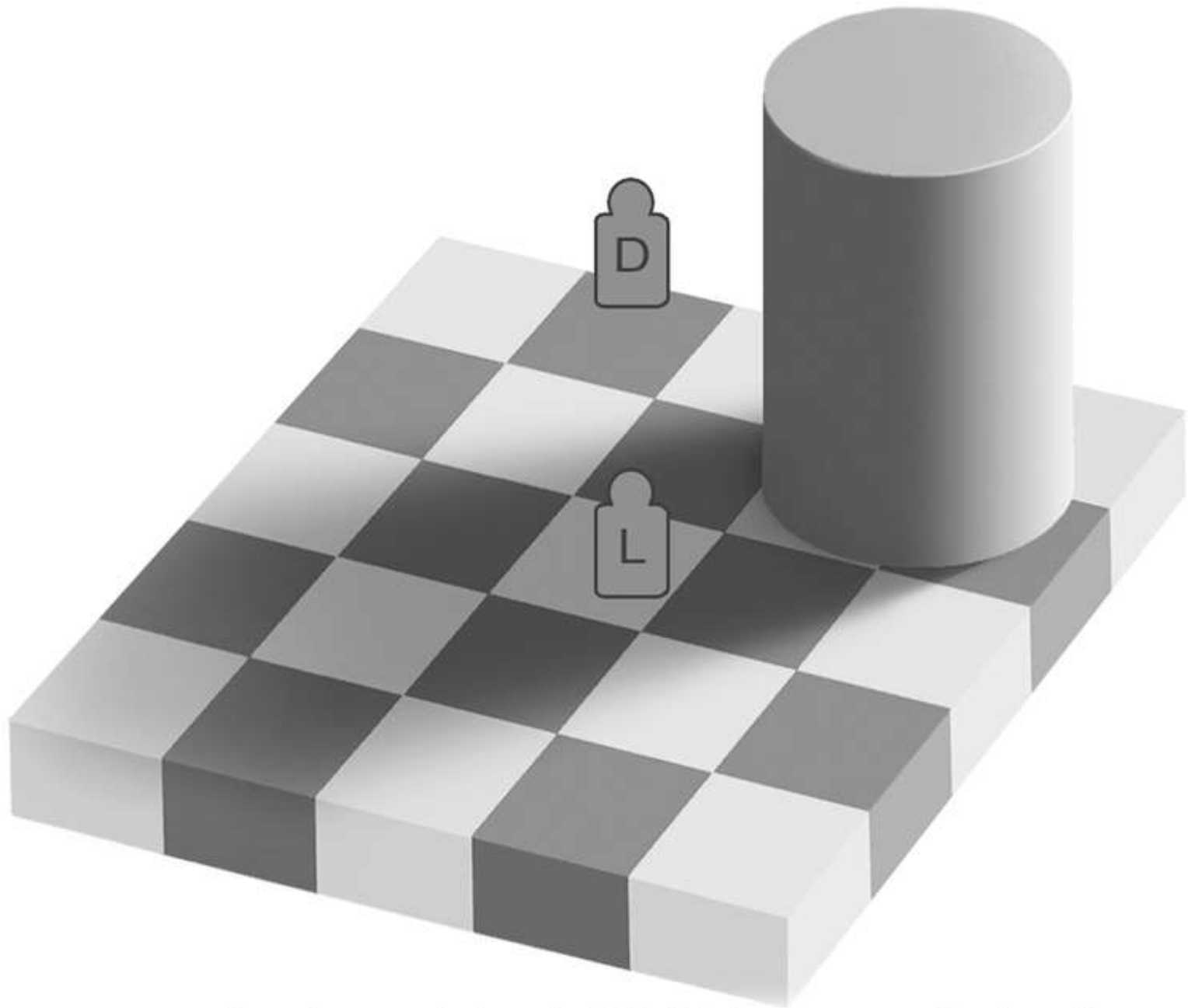
**Les lignes sont droites ou pas ? Elles le sont.**

(Traduction : <http://perso.wanadoo.fr/nine.sourine>)

0011 0010 101



00110



Based on work done by E H Adelson. [www.freshgasflow.com](http://www.freshgasflow.com)

- De même...

Table 9.1 Oxygen saturations and the inability of the human eye to detect cyanosis

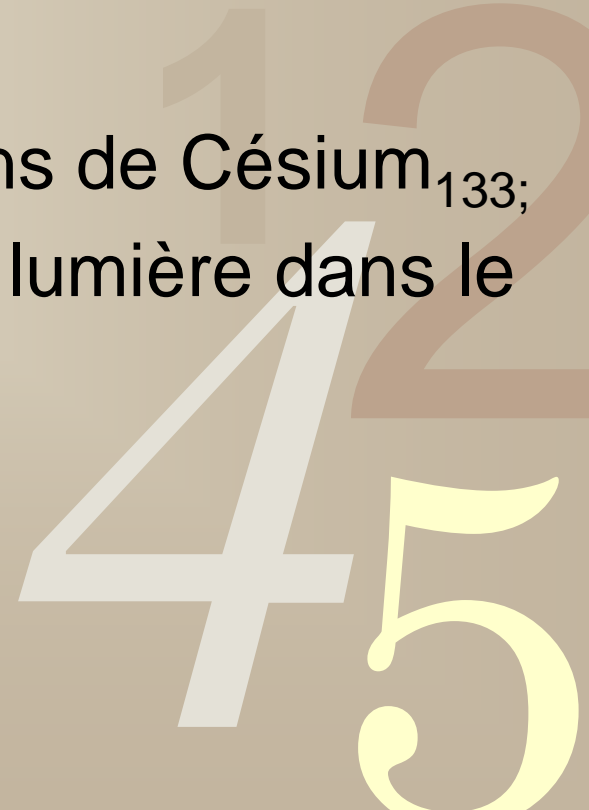
SpO <sub>2</sub> % reading	Percentage of anaesthetists detecting cyanosis
96–100	1.1
91–95	12.3
86–90	22.5
81–85	29.2
76–80	12.3
≤75	22.5

SpO<sub>2</sub>, arterial oxygen saturation measured by a pulse-oximeter.

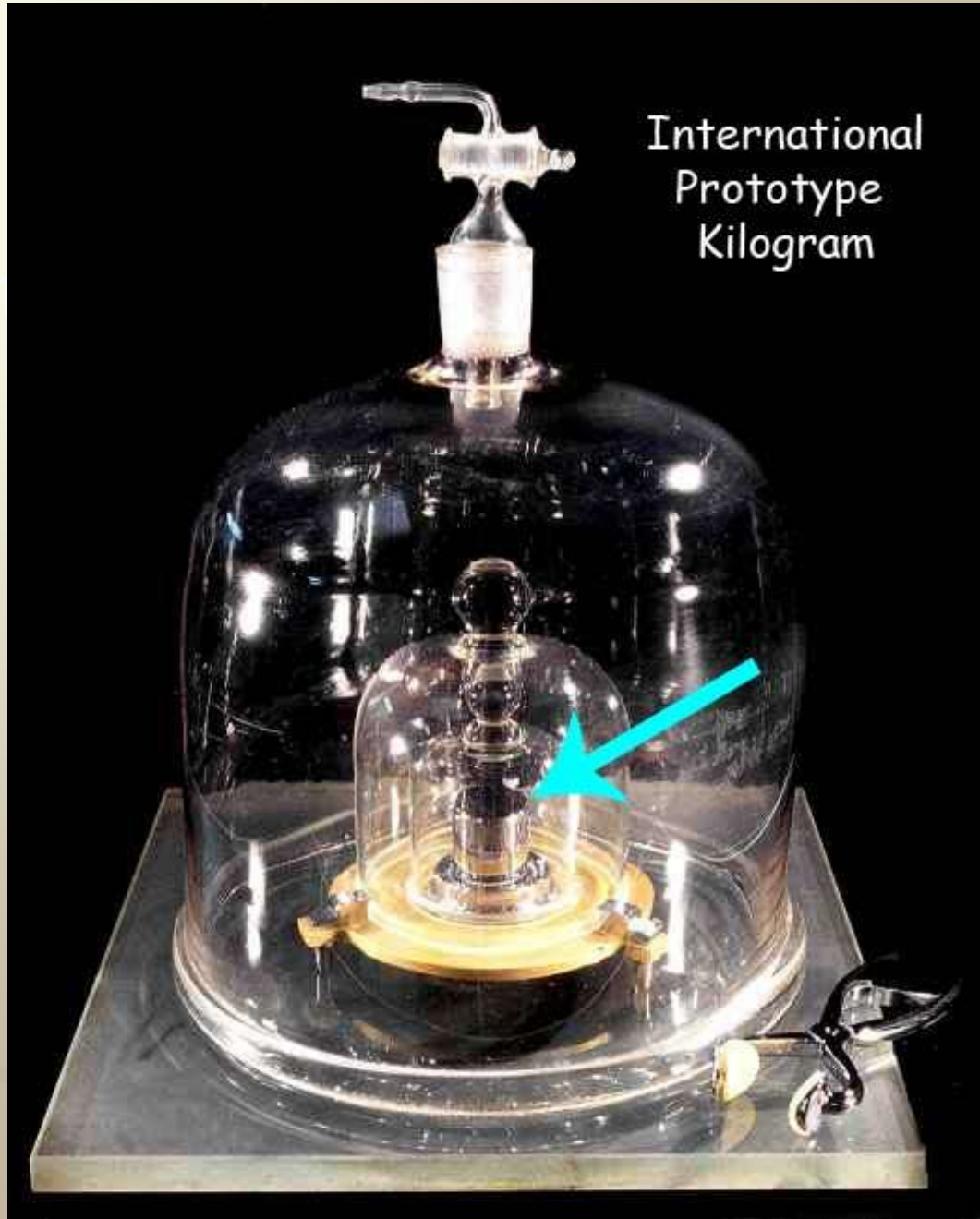
Tiré de MAGEE, Tobey, *The Physics, clinical measurement and equipment of anaesthetic practice*, Oxford, 2005

# Nature de la physique...

- La mesure dépend d'une interaction: si une masse ou une énergie n'interagit avec rien, on ne pourra la percevoir.
- unités fondamentales:
  - seconde = 9 192 631 770 vibrations de Césium<sub>133</sub>;
  - mètre = distance parcourue par la lumière dans le vide durant 1/299 792 456 s;
  - kg = étalon standard.
- Température
- Mesure continue contre discrète



International  
Prototype  
Kilogram



0011 0010 1010 11

12  
45



# La métrologie



Conseil national  
de recherches Canada

National Research  
Council Canada

Institut des étalons  
nationaux de mesure



## Activités scientifiques se rapportant aux mesures à l'IE NM:

Métrologie acoustique

Métrologie chimique

Métrologie dimensionnelle

Métrologie électrique

Métrologie de la fréquence et du temps

Métrologie des rayonnements ionisants

Métrologie de masse

Optique et systèmes photoniques

Photométrie et radiométrie

Thermométrie



Mesures  
Canada

Un organisme  
d'Industrie Canada

Measurement  
Canada

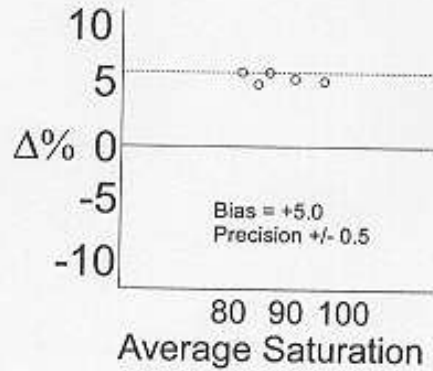
An Agency of  
Industry Canada

# Exactitude de la mesure (accuracy)

- Toutes les mesures ont une erreur qui peut être déterminée en comparant la mesure à son « gold standard »
- notion de biais/exactitude
  - Différence dans les mesures simultanées vs gold standard, erreur systématique
    - Biais: dans l'estimation de la valeur d'un paramètre, d'une répartition de probabilités, c'est la différence entre la valeur prévue (mesurée) et la valeur réelle du paramètre.
- notion de précision/reproductibilité
  - Déviation dans les mesures répétées du même phénomène, «random error» ou dispersion (scatter)
    - Précision : la précision est une mesure de la similarité. La même mesure exécutée plus d'une fois devrait donner les mêmes résultats ou des résultats similaires. Plus les résultats de chaque répétition se ressemblent, plus ils sont précis.



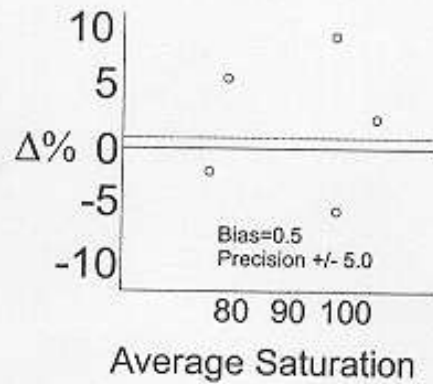
A



Instrument précis mais inexact



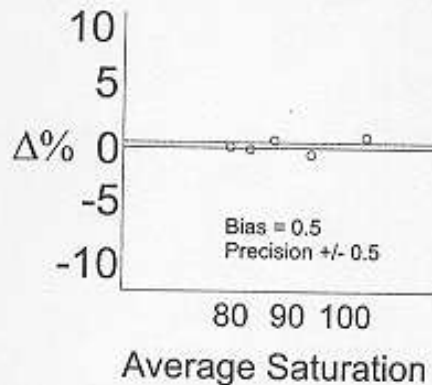
B



Instrument imprécis mais exact

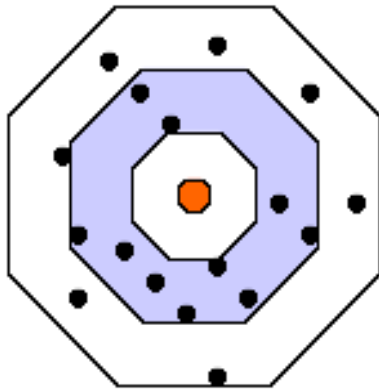


C



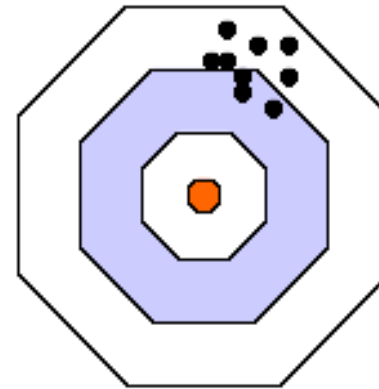
Instrument précis et exact

# Exactitude et précision



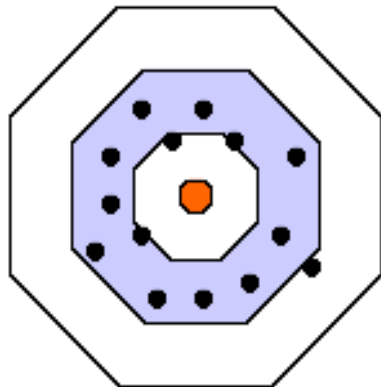
Précision  
faible

Exactitude  
faible

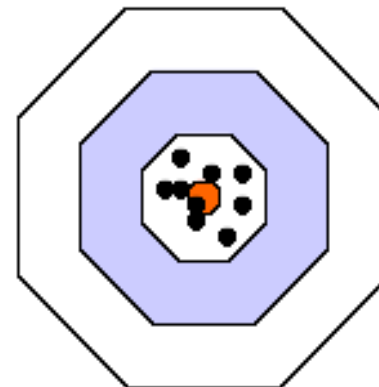


Précision  
bonne

Exactitude  
faible



Précision  
améliorée et  
exactitude  
améliorée



Precision  
bonne  
Exactitude  
bonne

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Si l'erreur «random» est trop grande l'appareil ne pourra être utilisé en clinique
- Une erreur systématique nécessite une calibration de l'appareil



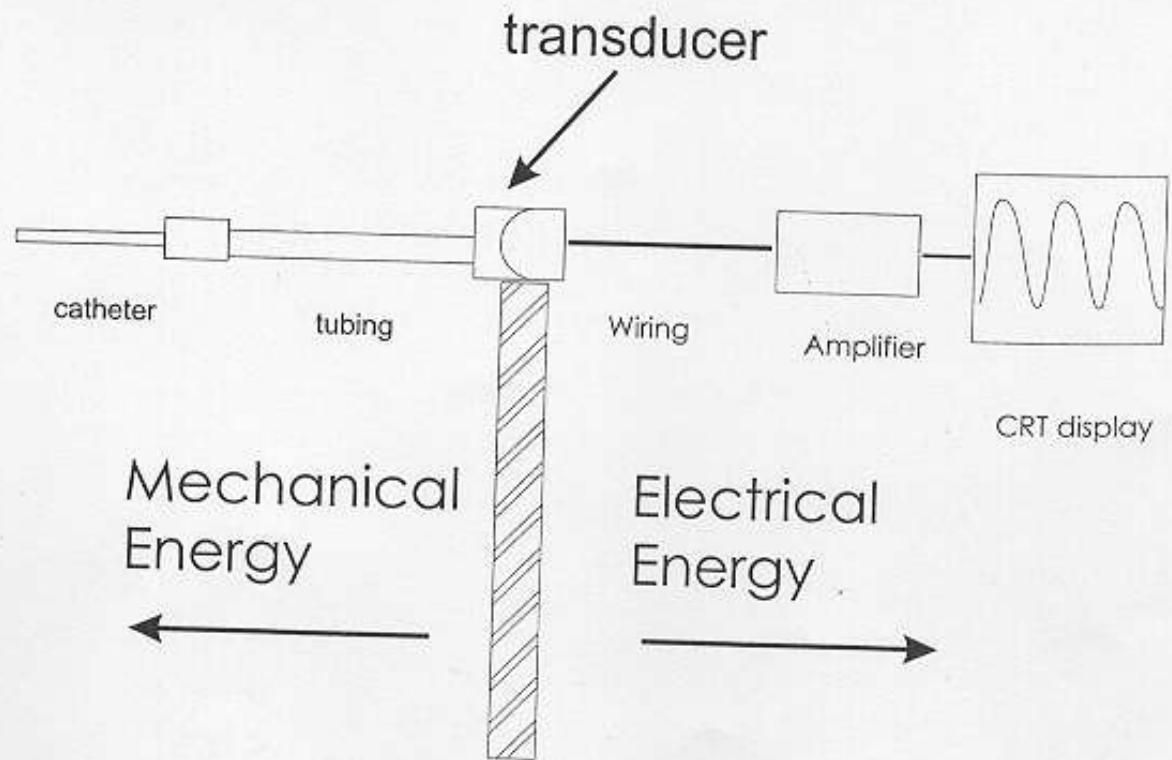
# Traitement du signal (processing)

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- On doit travailler à amplifier les signaux
  - conversion en une autre forme d'énergie, habituellement électrique, par un transformateur ( transducer)
  - l'amplification des signaux pose un problème... amplification des bruits de fond, donc des filtres sont nécessaires
  - si un signal est identique d'une mesure à l'autre on peut en soustraire le bruit de fond qui, lui, varie dans le temps



Arterial waveform



# Traitement du signal (processing)

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- On doit travailler à amplifier les signaux
  - conversion en une autre forme d'énergie, habituellement électrique, par un transformateur ( transducer)
  - l'amplification des signaux pose un problème... amplification des bruits de fond, donc des filtres sont nécessaires
  - si un signal est identique d'une mesure à l'autre on peut en soustraire le bruit de fond qui, lui, varie dans le temps



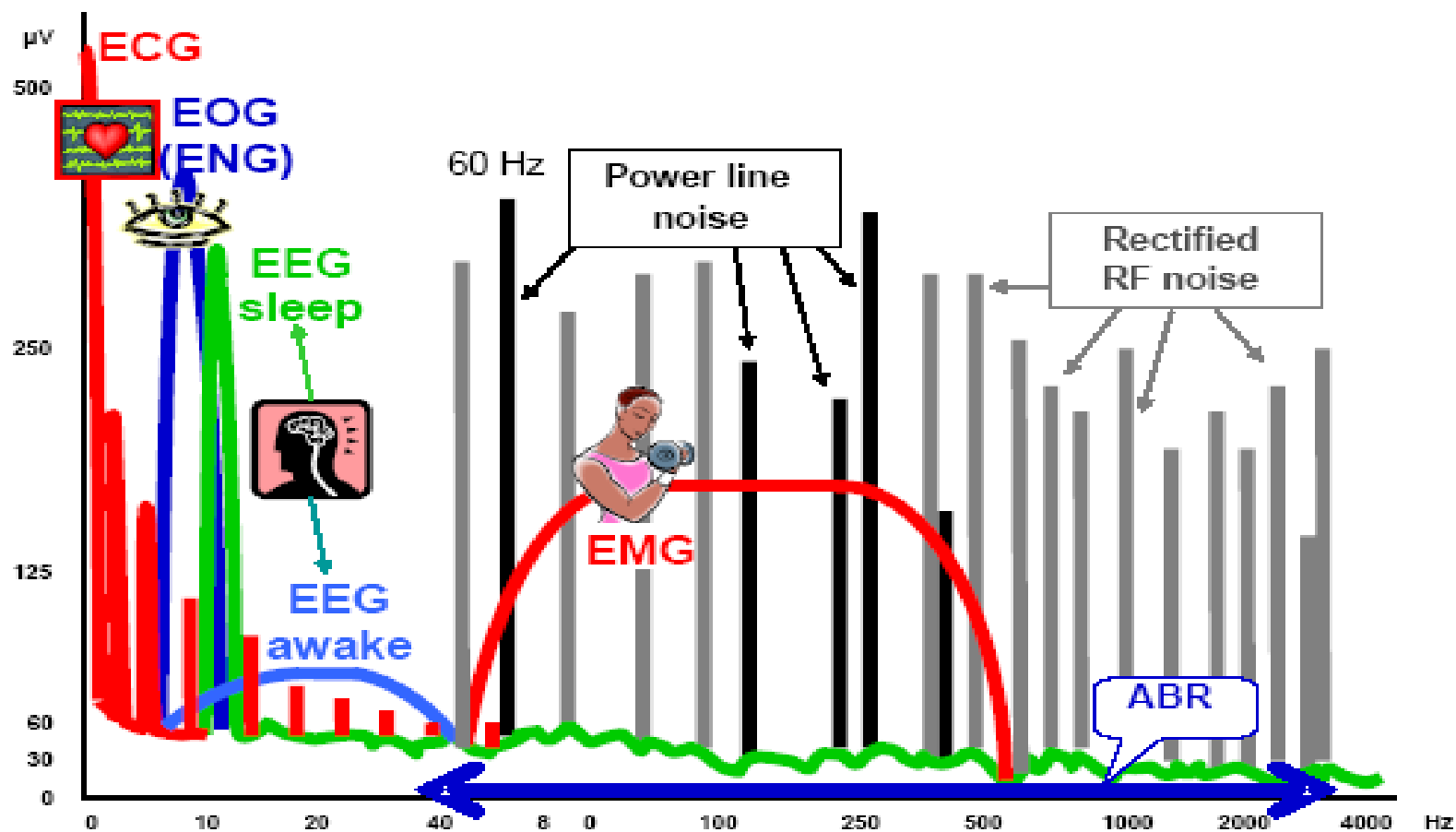


Figure 5. Spectrum of signals in ABR system: ABR signal is literally “buried” in noises.

# Traitement du signal (processing)

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- On doit travailler à amplifier les signaux
  - conversion en une autre forme d'énergie, habituellement électrique, par un transformateur ( transducer)
  - l'amplification des signaux pose un problème... amplification des bruits de fond, donc des filtres sont nécessaires
  - si un signal est identique d'une mesure à l'autre on peut en soustraire le bruit de fond qui, lui, varie dans le temps

0011 0010 10

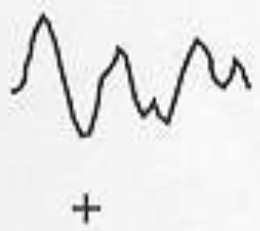
signal and noise

pure noise

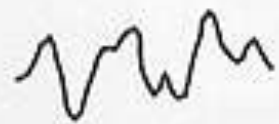
trace 1



trace 2



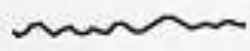
trace 3



signal



zero



**Table 1. Magnetic field strength in various clinical environments generated by various sources.**

Intensive care unit	0.1 - 220	Measured at nurse's chest
Post-anesthesia care unit	0.1 - 24	
Magnetic resonance imaging (MRI)	0.5 - 280	Measured at technician's work locations
Desk work locations	0.1 - 7	Peaks due to laser printers
Desks near power center	18 - 50	
Power cables in floor	15 - 170	
Computer center	0.4 - 6.6	
Can opener	3000	Appliance fields measured 6 in. away
Desktop cooling fan	1000	
Other office appliances	10 - 200	
Building power supplies	25 - 1800	

Vivosonic Integrity™ Technology: Making ABR Practical

**vivosonic**  
clinical efficiency through innovation

# Erreurs d'analyse

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

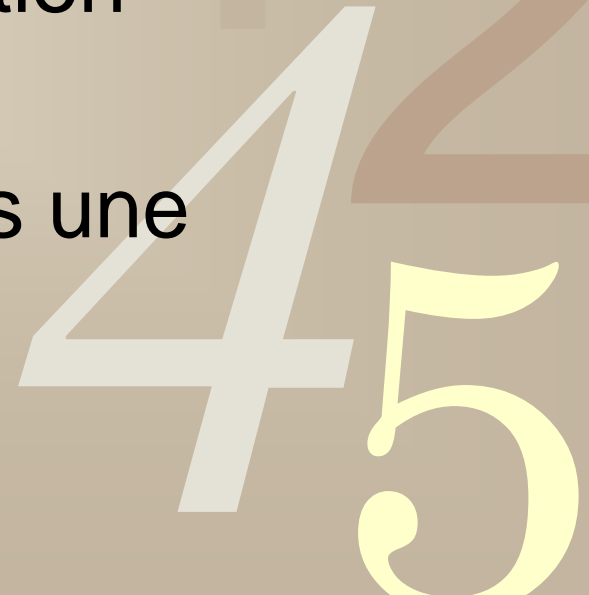
- Aliasing (crénelage)
  - Si la fréquence d'échantillonnage est trop lente pour les variations du signal
  - [http://www.youtube.com/watch?feature=player\\_detailpage&v=ltMPMz37VPk](http://www.youtube.com/watch?feature=player_detailpage&v=ltMPMz37VPk)
  - [http://www.youtube.com/watch?feature=player\\_detailpage&v=LVwmtwZLG88](http://www.youtube.com/watch?feature=player_detailpage&v=LVwmtwZLG88)
- Résonance (amplification)
- Amortissement (damping)
- Ajustements automatiques



# Pression

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- La pression représente la force exercée sur une surface...  $\text{N/m}^2$  ou pascal
- $E$  cinétique = masse  $\times$  vitesse<sup>2</sup> = Joules
- Travail =  $F \times$  distance = variation d'énergie = joules
- $E$  potentielle =  $E$  stockée sous une forme ou sous une autre



**Table 28–1. Comparison of Energy Levels of Common and Uncommon Events**

EVENT	ENERGY
1-kg mass falling 1 m on Earth	9.8 J
Heart beat	10 J (at rest, 60 bpm, 10 W)
Internal defibrillation for ventricular fibrillation	30 J
Maximum output of surface defibrillator	360 J
1 kcal	4186 J
Car battery	1.8 MJ = $1.8 \times 10^6$ J
Kilogram of fat	$3.8 \times 10^7$ J
Ton of TNT	$4.2 \times 10^9$ J
Atomic bomb (Hiroshima)	15 kilotons = $15 \times 10^3 \times 4.2 \times 10^9$ J = $6.3 \times 10^{14}$ J
Hydrogen bomb	1 megaton = $4.2 \times 10^{15}$ J
1 kg converted completely to energy	$8.987 \times 10^{16}$ J
The sun ( $4.2 \times 10^9$ kg matter/s)	$3.8 \times 10^{26}$ J/s

Modified from Hecht.<sup>19</sup>

# Mesure de pressions statiques

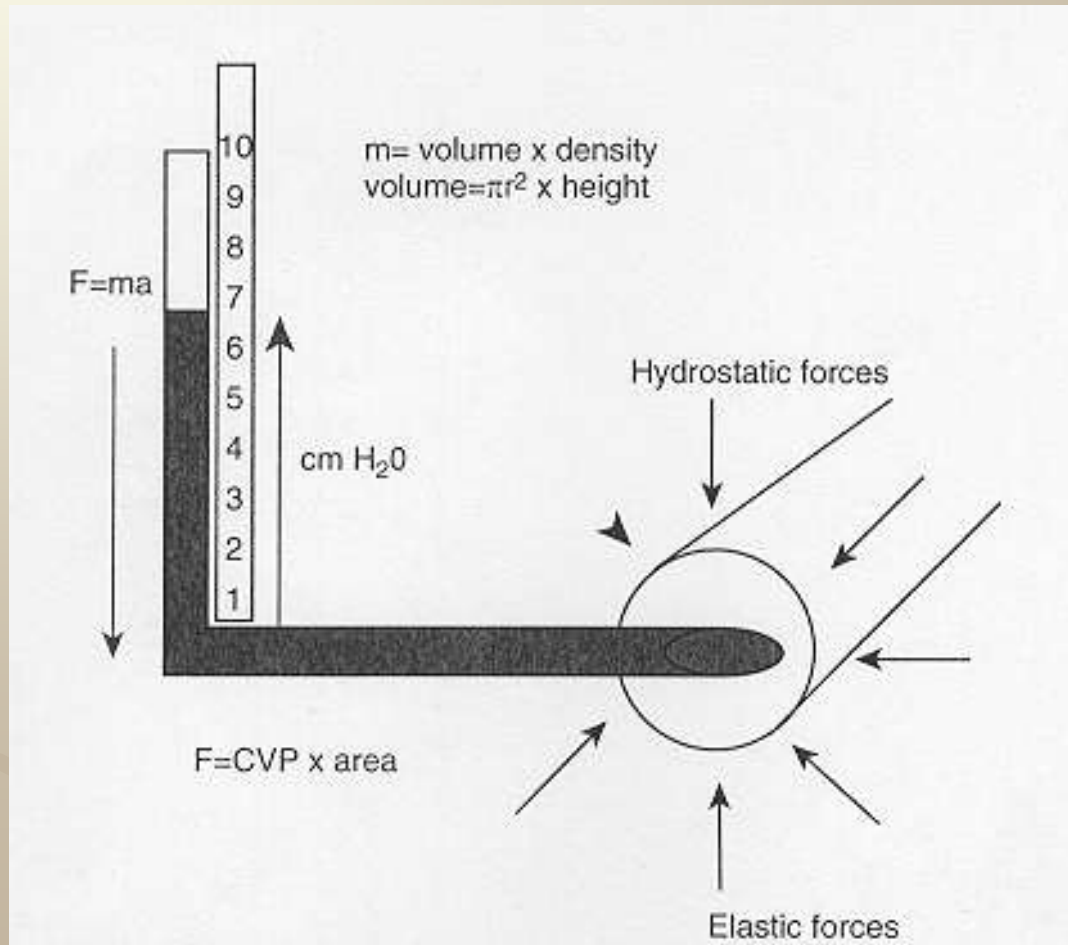
- Un manomètre nous permet de mesurer la pression exercée par un fluide
  - liquide = incompressible
  - gaz = compressible
- en médecine on utilisera le mmHg ou le cmH<sub>2</sub>O plutôt que le Pascal (1 mmHg=1,3 cmH<sub>2</sub>O)
- le manomètre liquide nous permet de mesurer la pression sur une colonne de liquide à condition de connaître la densité du liquide....  $P = \text{densité} \times \text{gravité} \times \text{hauteur}$



Au niveau de la mer, 1 atm =

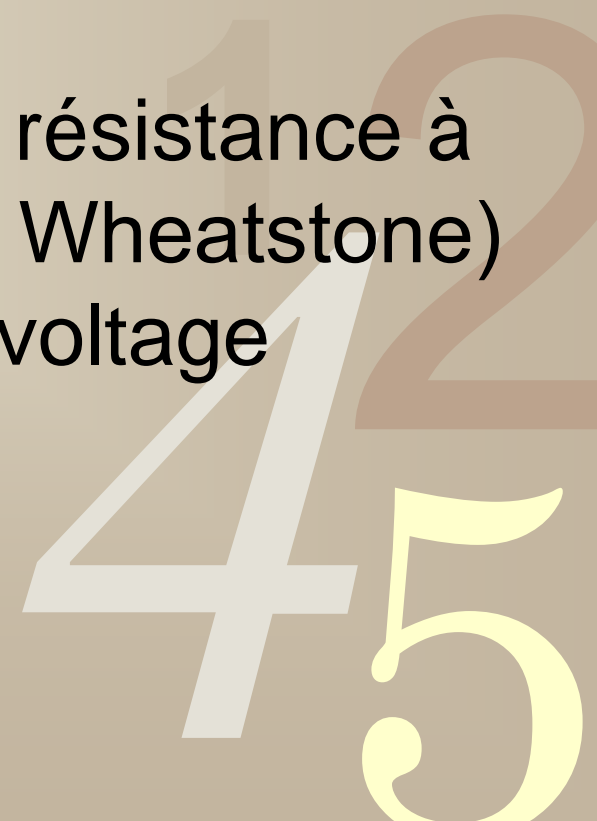
1.013 bar = 101.3 kPa = 760 mmHg = 988 cmH<sub>2</sub>O = 14.7psi

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011



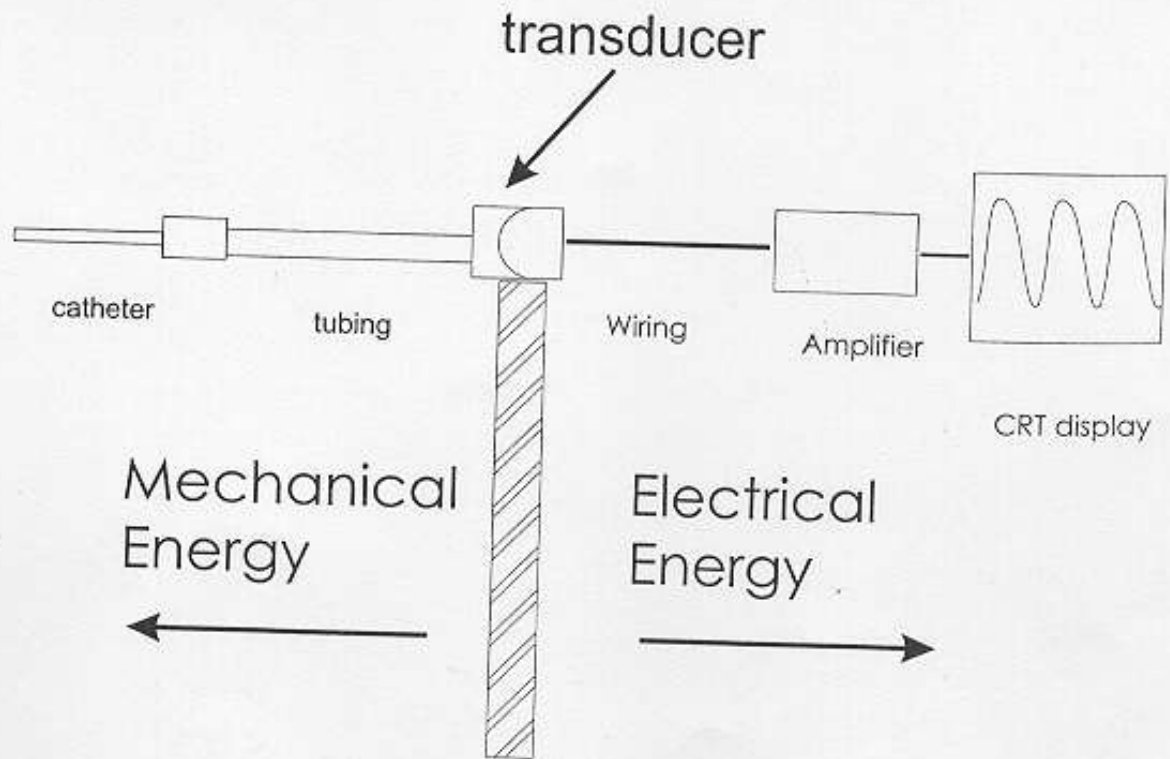
# Mesure de pressions dynamiques

- Si une pression change continuellement et si elle a plusieurs composantes il sera plus pratique de la mesurer avec un transformateur
- la pression exercée fait varier la résistance à l'intérieur d'un système (pont de Wheatstone) qui convertit ce changement en voltage



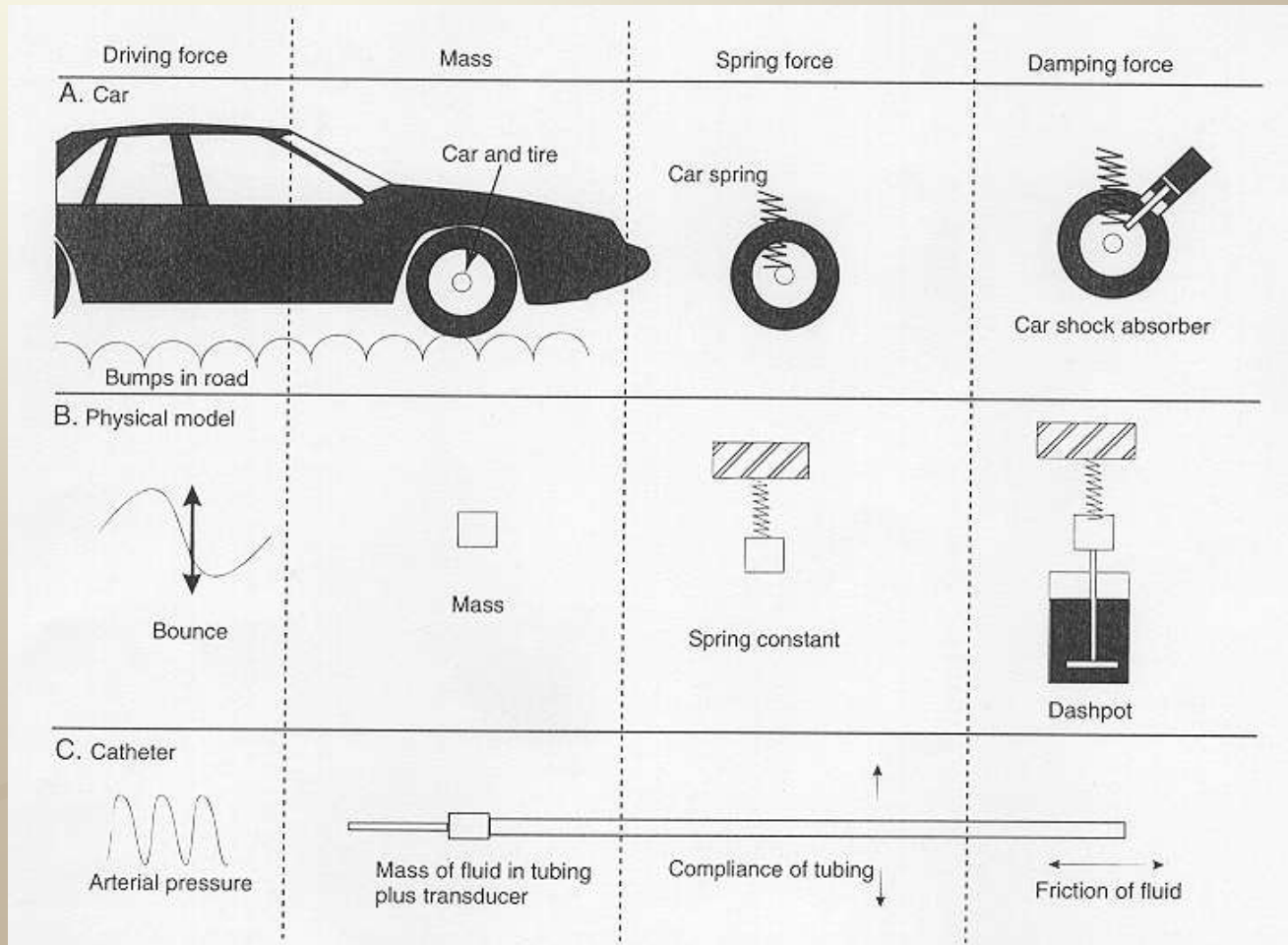


Arterial waveform



-pratiquement, la pression sera transmise via un tube rempli de liquide, l'équivalent mécanique d'une voiture avec amortisseurs

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011



0011 00

---

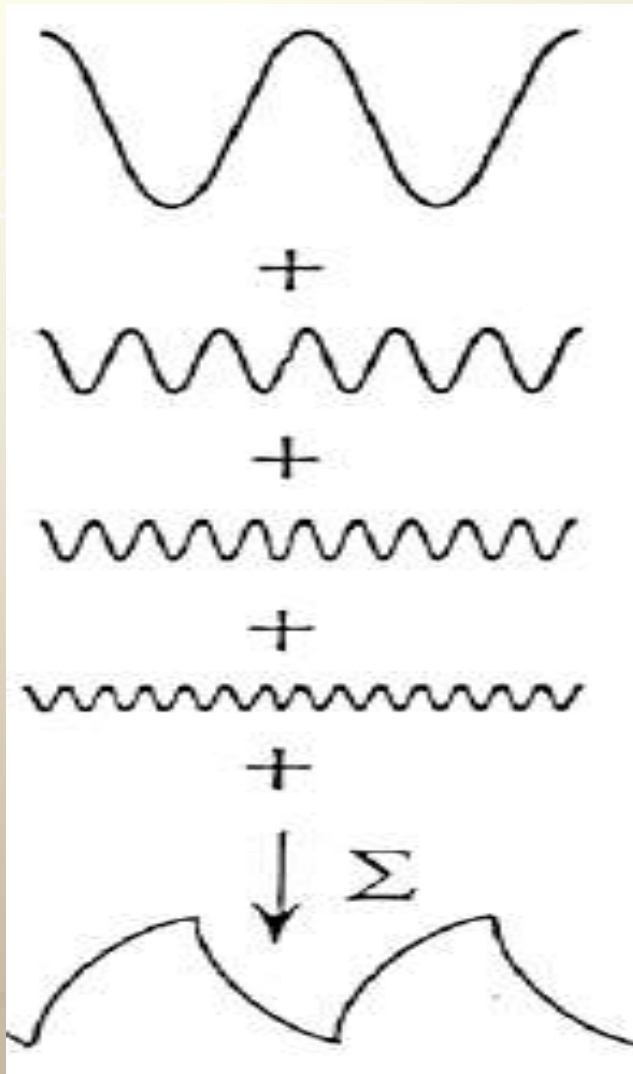
**DISASTER!**  
**The Greatest**  
**Camera Scoop**  
**of all time!**

---

**CARTER FILMS**

# Mesure de pressions dynamiques

- La résonance naturelle d'un système est la fréquence où l'on aura le maximum d'amplification du signal
- L'amplification est directement proportionnelle à la masse et inversement prop. à la friction.
  - Si tubulure non compliant et courte sa fréquence naturelle sera plus grande et donc moins de risques d'amplification
  - habituellement les systèmes ont une résonance naturelle de 10-15(24)Hz



INTERNATIONAL JOURNAL FOR NUMERICAL METHODS IN FLUIDS  
*Int. J. Numer. Meth. Fluids* 2003; **43**:651–671 (DOI: 10.1002/flid.494)

## Numerical modelling of the pressure wave propagation in the arterial flow

Giuseppe Pontrelli<sup>\*,†</sup> and Enrico Rossoni

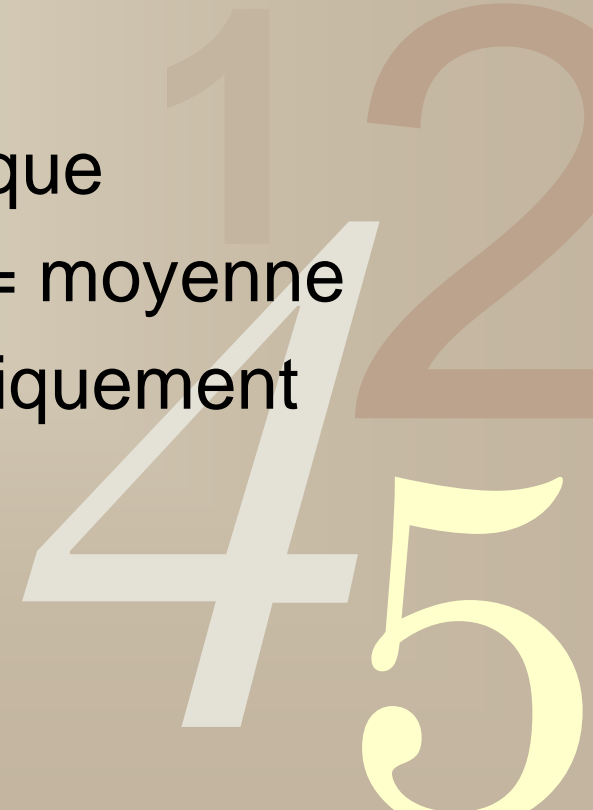
*Istituto per le Applicazioni del Calcolo-CNR, Viale del Policlinico, 137-00161 Roma, Italy*

45

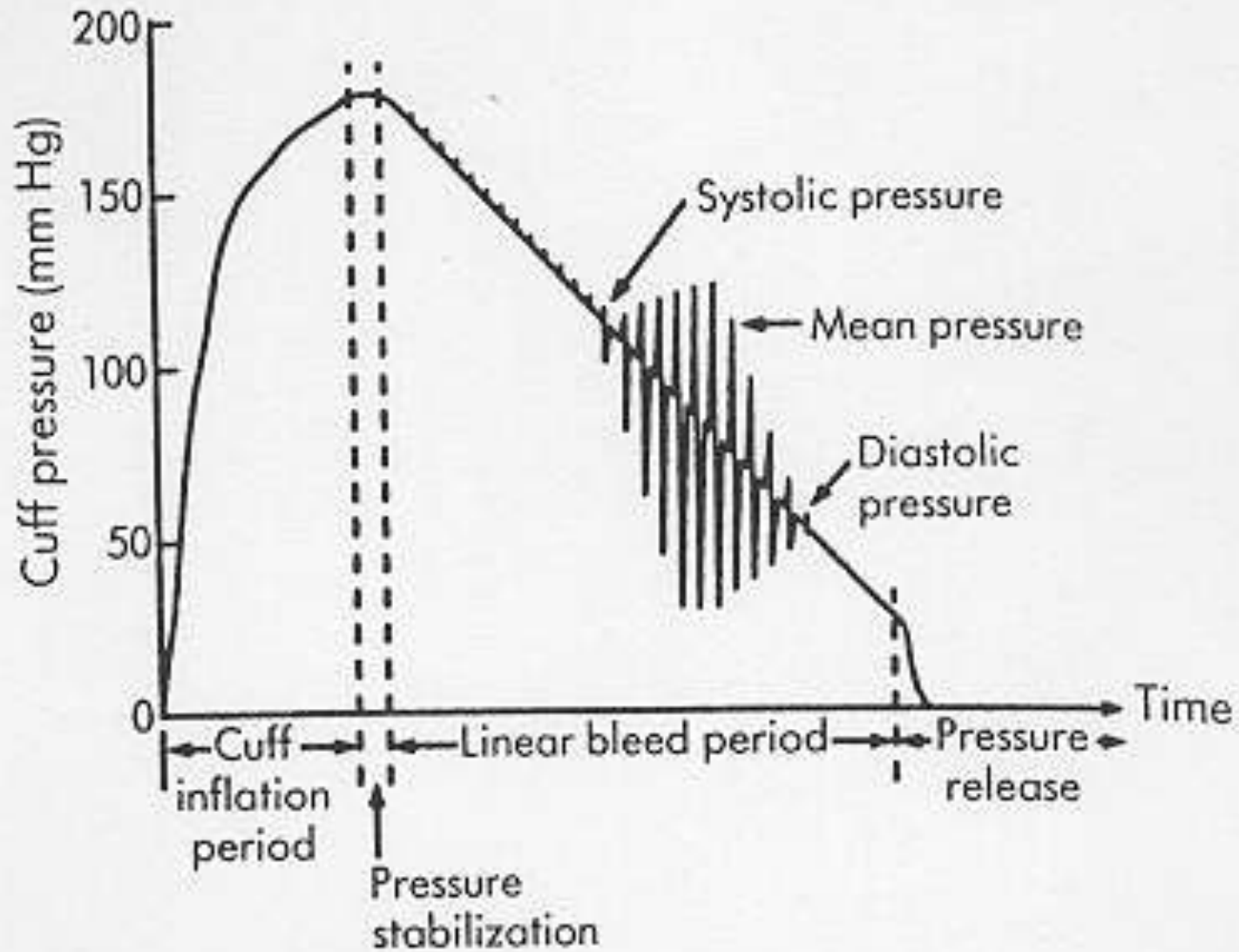
# Mesure de la pression par traitement d'un signal

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- L'appareil de TANI recherche un signal (oscillations) après avoir gonflé un garrot à une pression donnée
  - premières oscillations = systolique
  - amplitude maximale du signal = moyenne
  - diastolique = inférée mathématiquement







0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

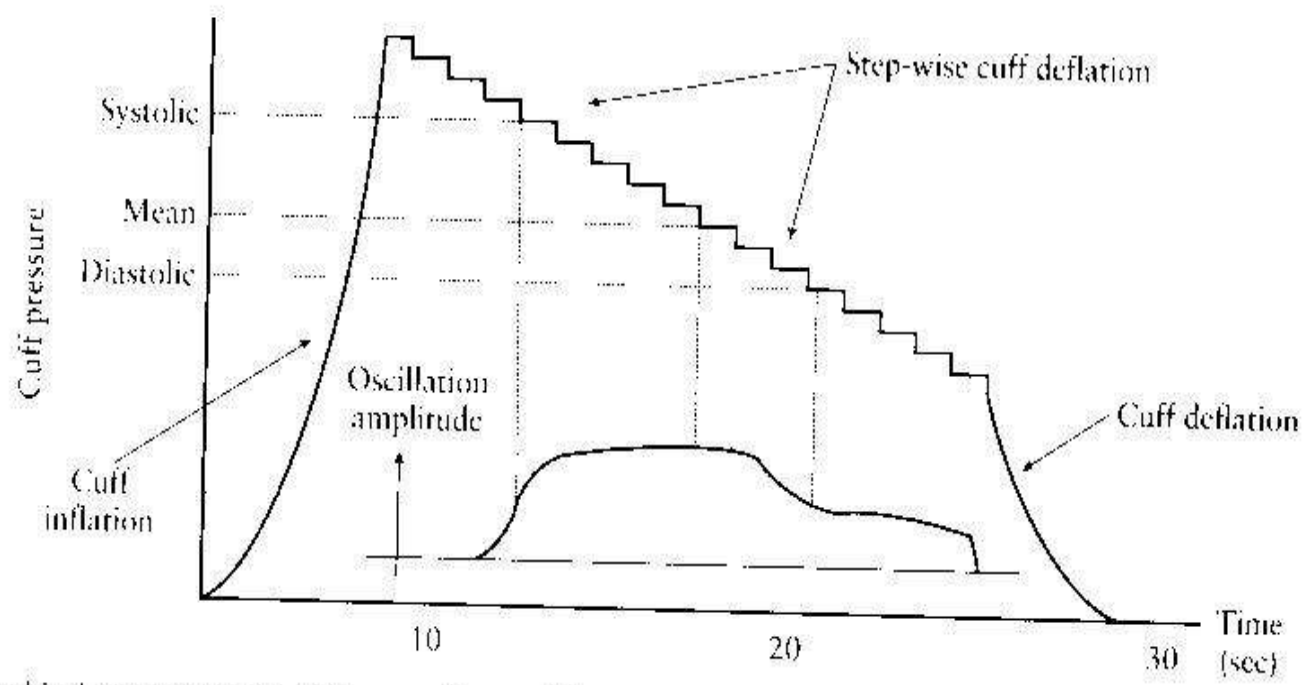


Fig. 10.3 Graphical representation of the use of an oscillometer, showing decreasing cuff pressure on deflation with increasing transmission of oscillation and the link to the measured components of blood pressure.

# Mesures utilisant le son

- Les ondes sonores sont de petites variations de pression, densité et vitesse qui peuvent se propager dans n'importe quelle matière (mais non dans le vide)
- utilisation en monitoring
  - passive
  - active



# Utilisation Passive

- Le son produit par les valves cardiaques ou l'air à travers les voies aériennes est audible
  - $a = 344$  m/s dans l'air ambiant vs 295 à 13 000m
  - $a = 1450$  m/s dans eau à 15 degrés i.e. corps
  - $a = 54$  m/s caoutchouc vs 6000m/s granit
- si la densité tissulaire ou la vitesse changent (impédance) il y aura réflexion de l'onde (d'où la difficulté de percevoir un B3 chez un emphysémateux)

# Utilisation active

- Première utilisation = percussion
- l'échographie utilise les ultrasons et leur reflet (écho)
- plus la fréquence émise est grande plus la résolution pour de petits éléments sera bonne
  - lambda pour 1 MHz dans tissus = 1,5 mm
  - lambda pour 256 Hz (do) = 5,7 m

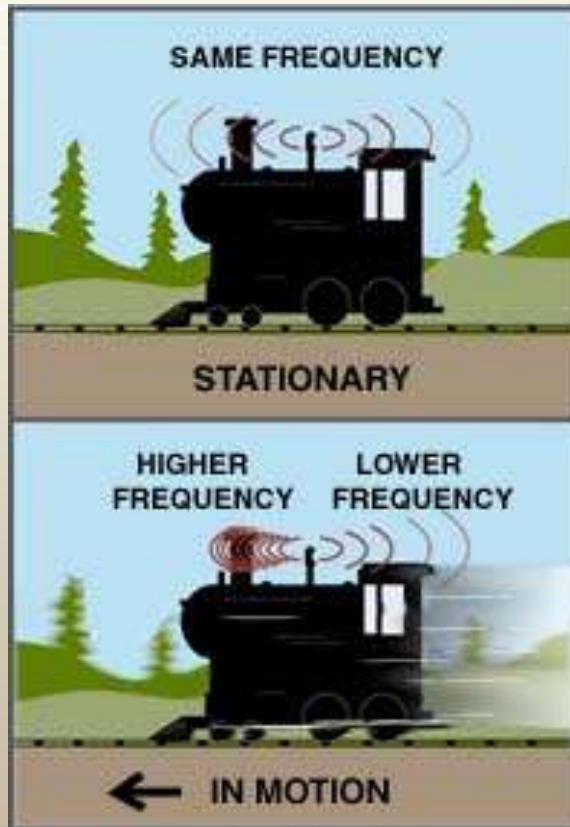


0011 0010 1010 110

1 2  
4 5



-effet Doppler nous permet de mesurer la vitesse de certaines structures (GR)



1 0100 1011

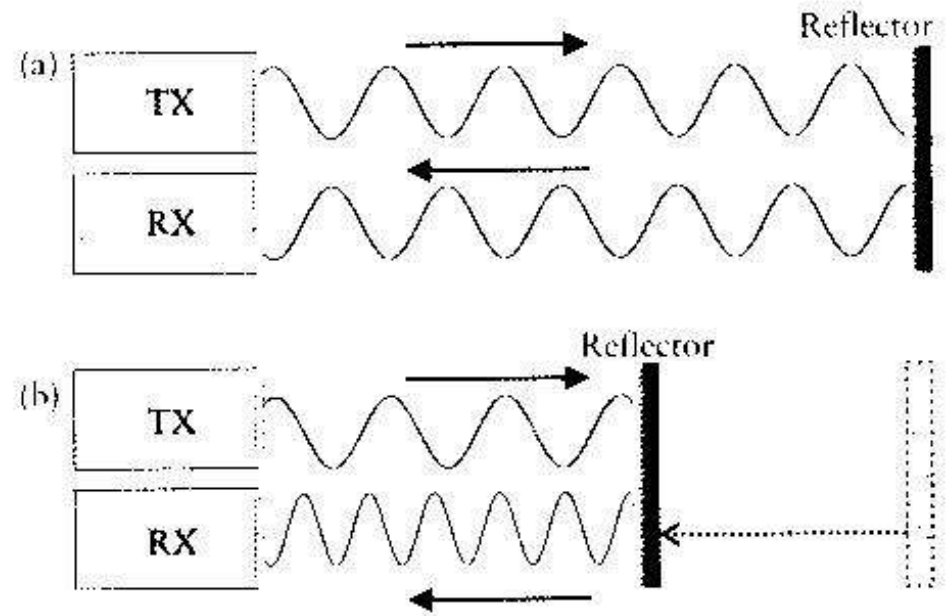


Fig. 8.4 The Doppler effect. (a) The transducer transmits (TX) an ultrasound wave, which is reflected by a reflector to be received by the receiving (RX) transducer. (b) The reflector has moved from its initial position to a position nearer the transducer and on the return path the waveform is compressed, which means the frequency increases.

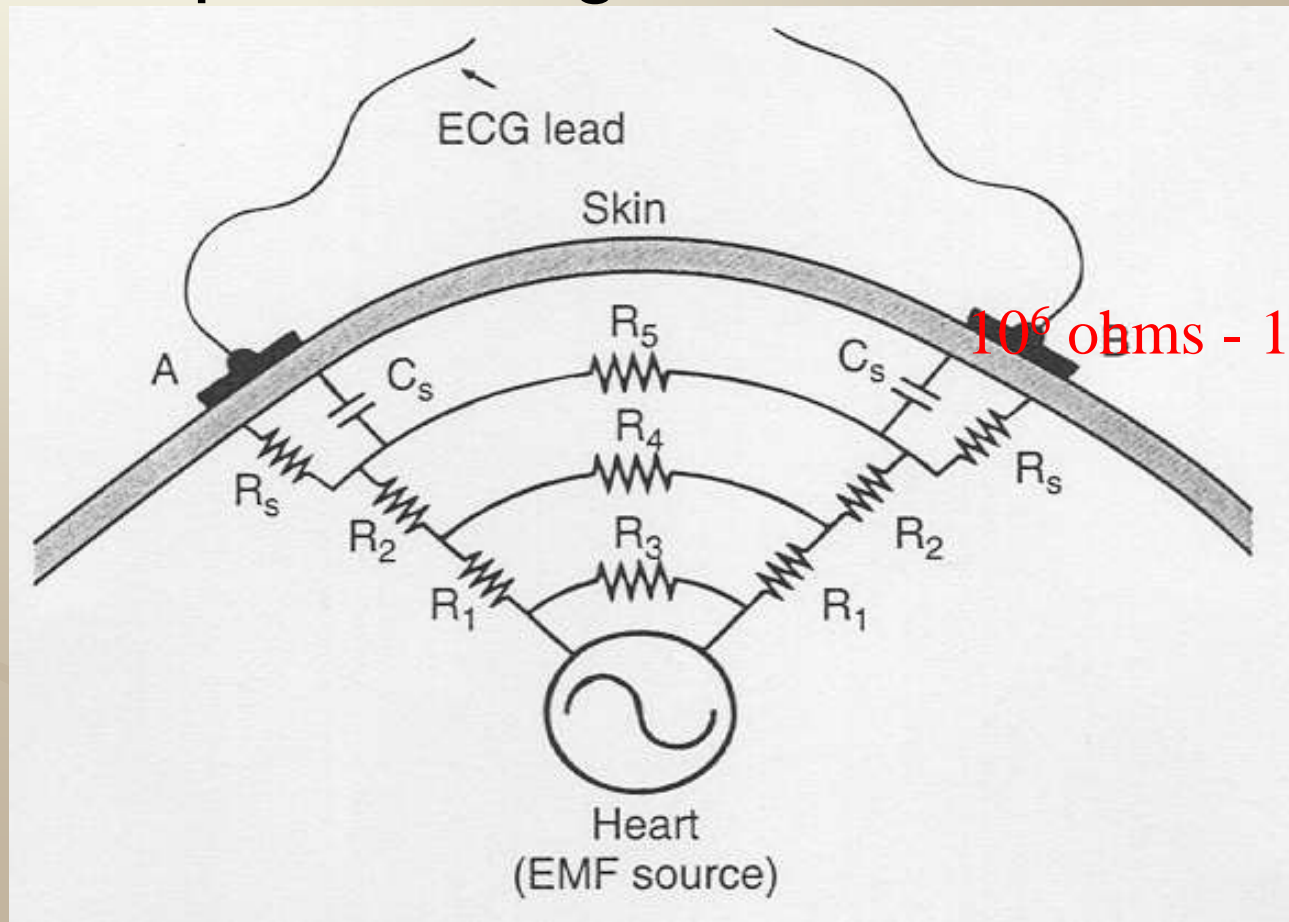
# Mesures utilisant l'électricité

- L'électricité est omniprésente dans nos appareils de monitoring
  - la force électrostatique est exercée par deux objets chargés
    - $f = k q_1 q_2 / r^2$
- le courant direct (DC) est un flot d'électrons qui est enclenché par une différence de potentiel à travers un conducteur (similarité avec le flot d'un liquide tombant d'une chute)
  - $V = IR \dots I = V/R$
  - $\Delta P = c_o \times s_{vr} \dots c_o = DP/s_{vr}$



# Mesures passives

- Le cœur est source de force électromotrice de l'ordre de 1 mV, (0,1mV pour le cerveau) il faut donc amplifier le signal

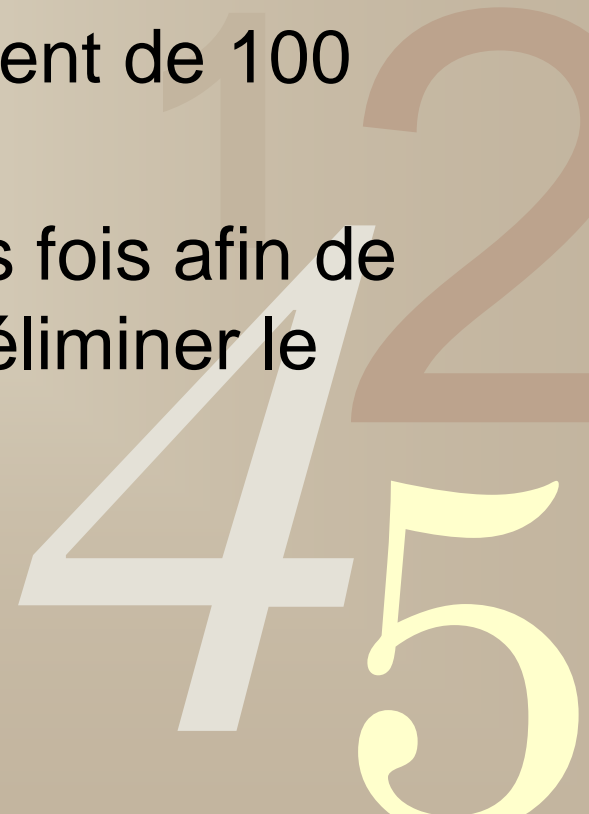


# Mesures actives

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Potentiels évoqués

- on recherche une variation de l'ordre de 5 microvolts dans un environnement de 100 microvolts
- on répétera la mesure plusieurs fois afin de trouver le signal constant et d'éliminer le bruit de fond



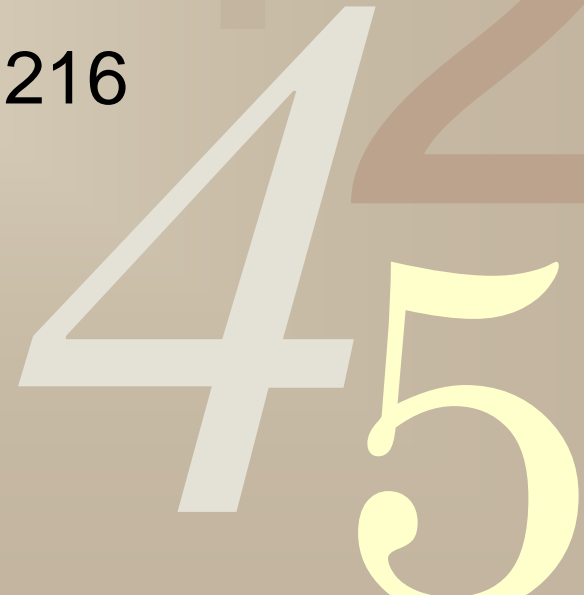
# Mesures utilisant la lumière

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Tout comme le son, la lumière est absorbée et/ou réfléchié lorsqu'en contact avec de la matière
  - cf différences p.1213
    - Ondes sonores on besoin de matière pour se propager vs ondes électromagnétiques qui peuvent voyager dans le vide
    - pour la lumière, la vitesse est constante quelle que soit la référence (Einstein) vs son

# Saturomètre de pouls

- À la base, le saturomètre assume que si c'est pulsatile alors c'est artériel d'où erreur en présence de cycles qui ne sont pas dus au sang artériel ou s'il y a absence de pulsation (CEC)
  - cf management des artefacts p.1216



# Mesure de débits

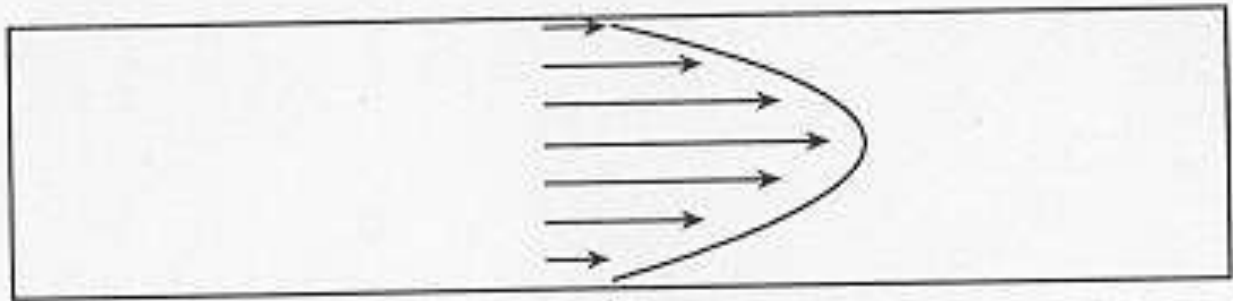
- Le débit est l'énergie cinétique des fluides
  - i.e. le volume de fluide passant en un endroit particulier par unité de temps
- la pression et le flot peuvent varier de façon indépendante
  - e.g. jeune traumatisé en pré-choc
  - e.g. patient en sepsis
- habituellement un gradient de pression exerce une force sur les fluides pour qu'ils accélèrent dans la direction où la pression diminue

# Mesure de débits

- En anesthésie la plupart des débits que nous voulons mesurer sont turbulents plutôt que laminaires
- la transition de laminaire en turbulent dépend de la forme du contenant (shape of flow) et de facteurs du fluide
  - $Re = \text{densité} \times U \times D / \text{viscosité}$
  - donc si vitesse augmente ou si viscosité diminue, le flot devient plus turbulent
  - en tubes droits, le changement survient lorsque  $Re > 2100$

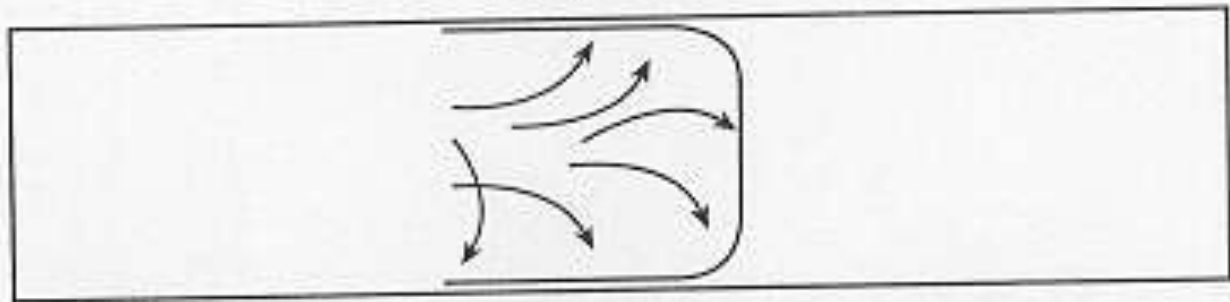
A

Laminar flow



B

Turbulent flow

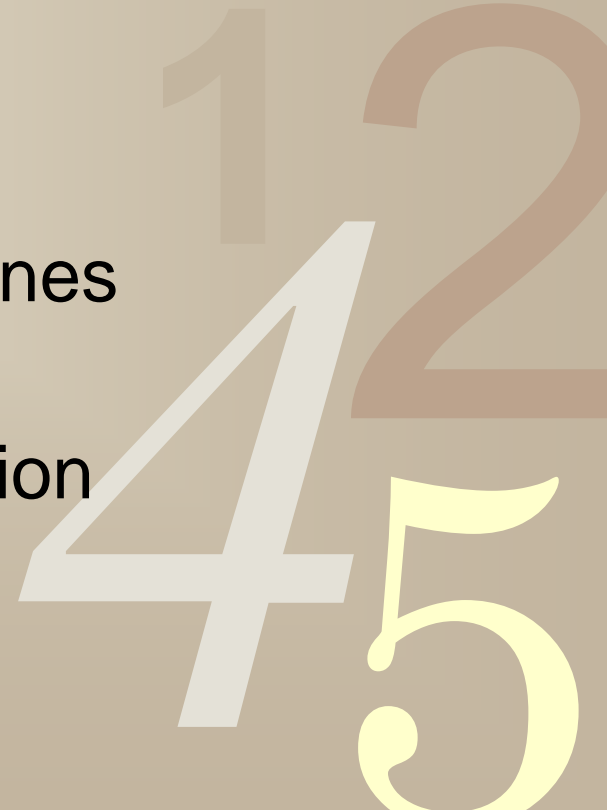


0011 0010 101

# Débitmètres de masse ou de volume

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Principe est de stocker les fluides sur une période donnée et d'en mesurer la quantité
  - Urine (sac collecteur)
  - volumètres sur certaines machines d'anesthésie
  - débit cardiaque par thermodilution







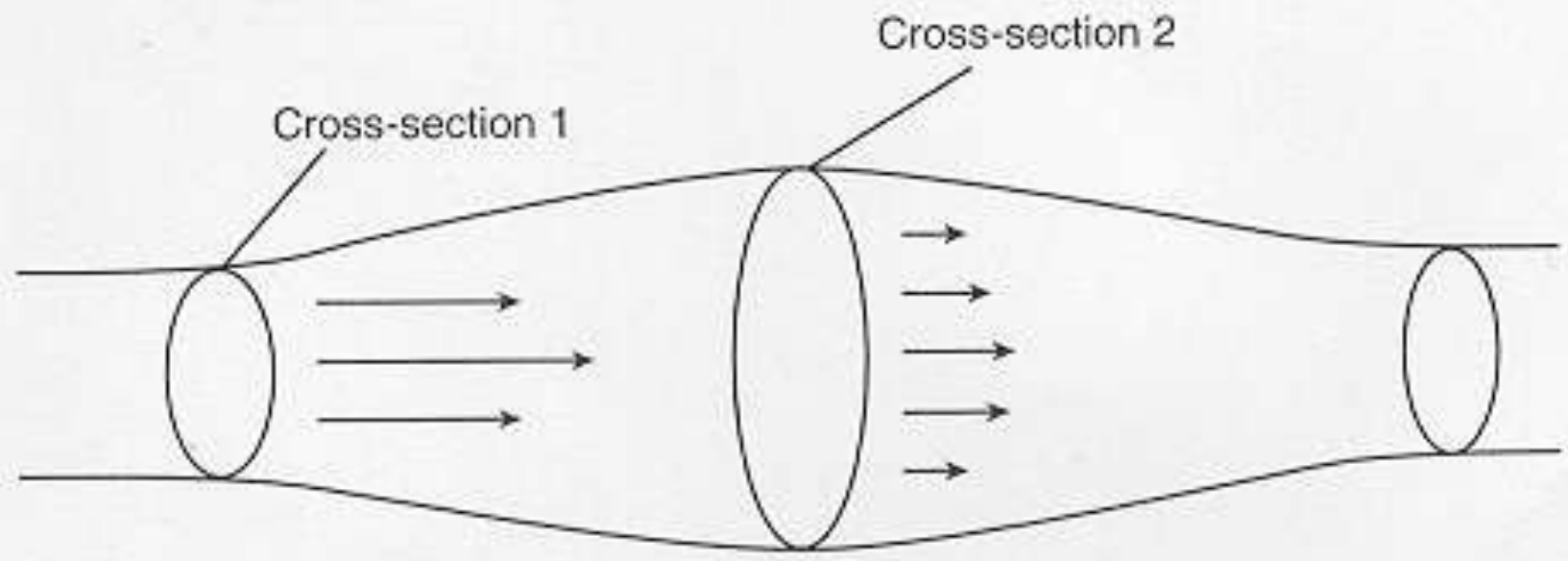
0 1011



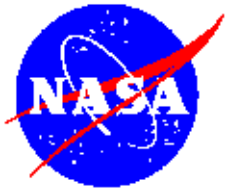
# Mesure de vitesse et de débit

- Si on augmente le diamètre d'un tube de façon graduelle le flot restera laminaire et l'équation de Bernoulli s'appliquera (tube de VENTURI)
  - mesure de la pression en deux points
  - utilisé dans certains avions pour mesurer la vitesse

001



$$\begin{aligned} P_1 &< P_2 \\ U_1 &> U_2 \\ Q_1 &= Q_2 \end{aligned}$$

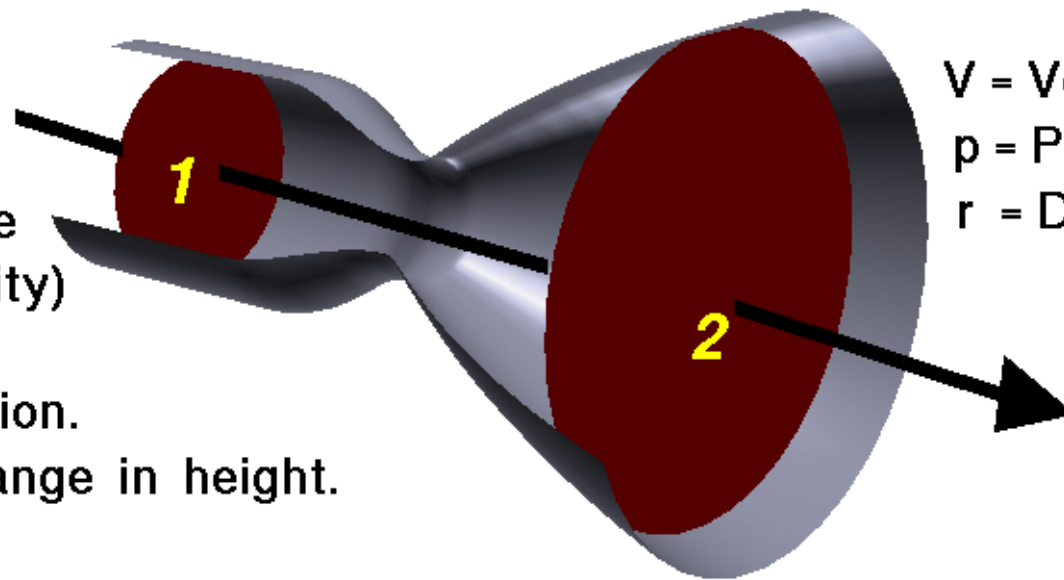


# Bernoulli's Equation

Glenn  
Research  
Center

## Restrictions :

- Inviscid
- Incompressible  
(low velocity)
- Steady
- No heat addition.
- Negligible change in height.



V = Velocity  
p = Pressure  
r = Density

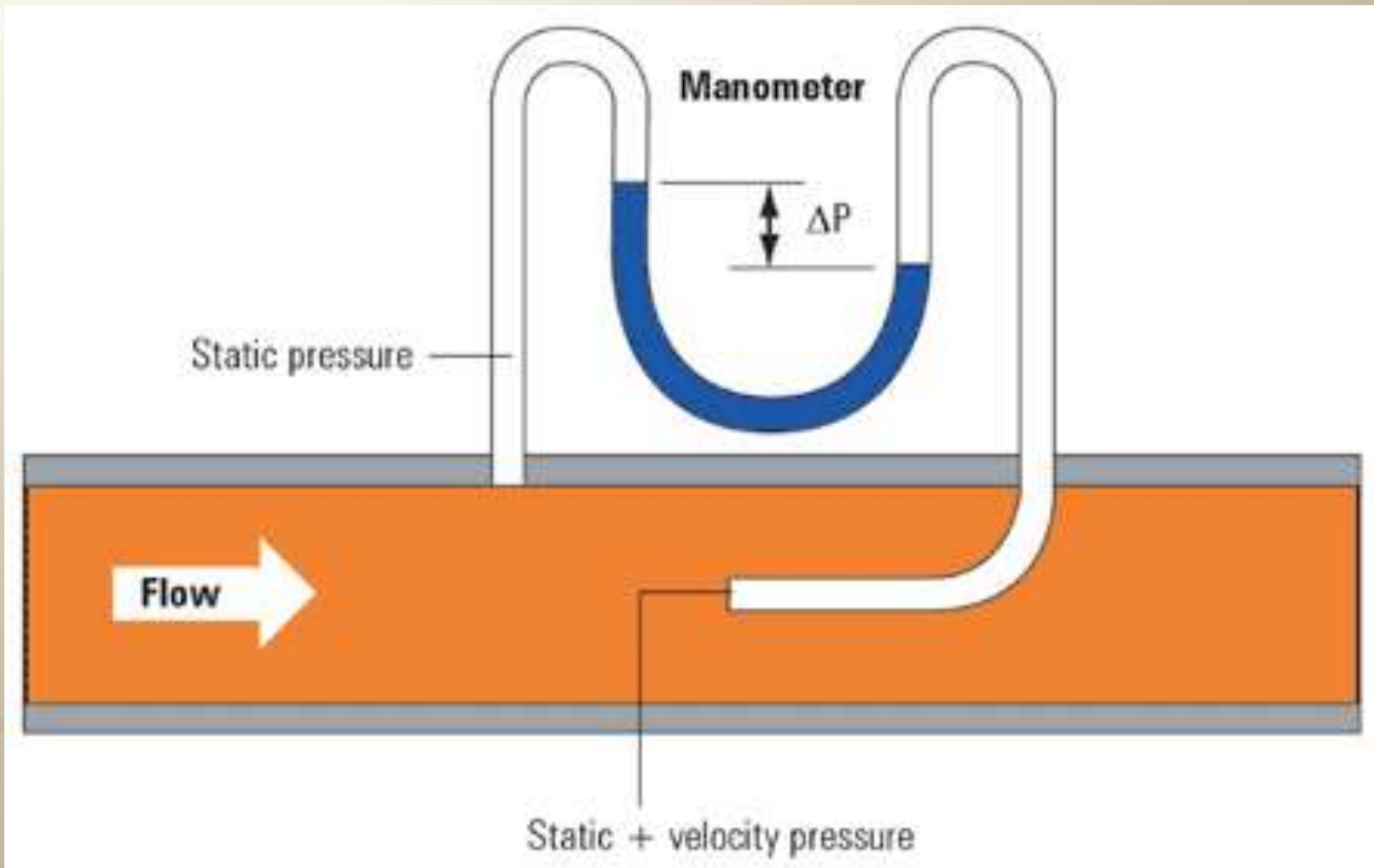
## Along a streamline :

static pressure + dynamic pressure = total pressure = constant

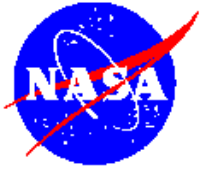
$$p + r \times \frac{V^2}{2} = p_t$$

$$\left( p + r \times \frac{V^2}{2} \right)_1 = \left( p + r \times \frac{V^2}{2} \right)_2$$

# Tube de Pitot

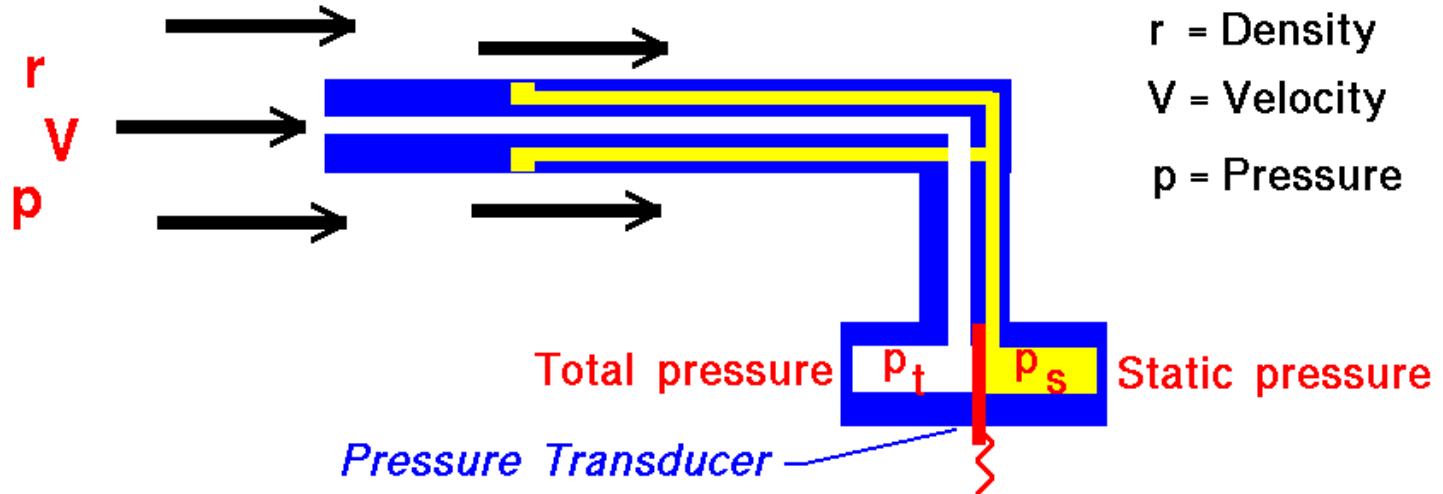


25



# Pitot Tube

Glenn  
Research  
Center



Bernoulli's Equation  
static pressure

Solve for Velocity



Pressure

# Débitmètres à balance de pression

0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

- Si un fluide passe à travers une restriction importante, le débit sera proportionnel à la surface de l'orifice et à la racine carrée de la différence de pression
  - principe du rotamètre sur la machine d'anesthésie (tube de Thorpe)





$F \propto \text{density of gas, } \Delta P$

$$F = ma_g$$

Low flows



$F \propto \text{viscosity of gas, } \Delta P$

$$F = ma_g$$

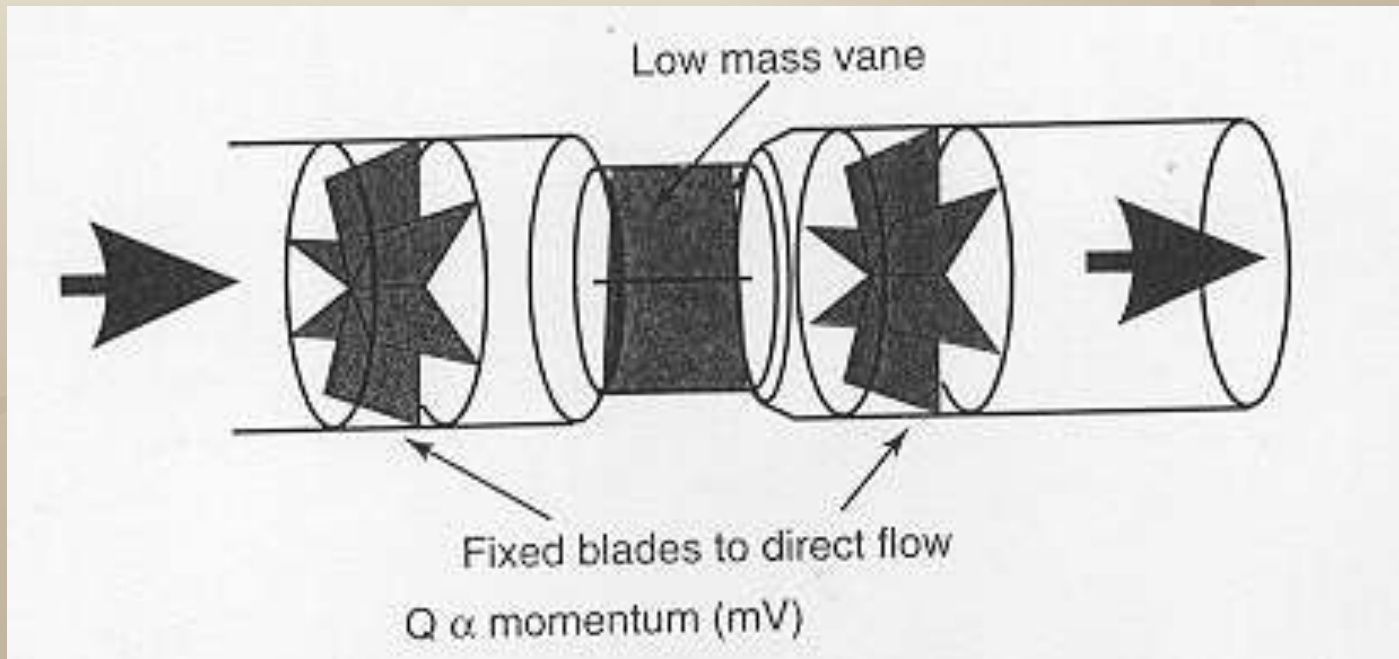
High flows

45



# Débitmètres à turbine (vane)

- I.e. anémomètres, révolutions proportionnelles au débit
  - forces de friction font qu'ils sont moins précis à très bas ou à très haut débit



# Conclusion

- Le monitoring actuel combine plusieurs éléments souvent très sophistiqués et complexes relevant des hautes technologies
- Le but, pour l'anesthésiste est de tenter de ne pas prendre ces appareils pour d'incompréhensibles boîtes noires et d'être critique face aux informations qu'ils nous donnent

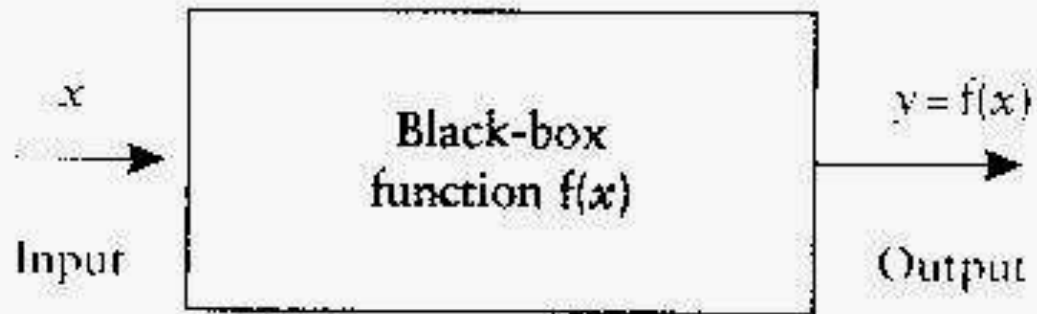
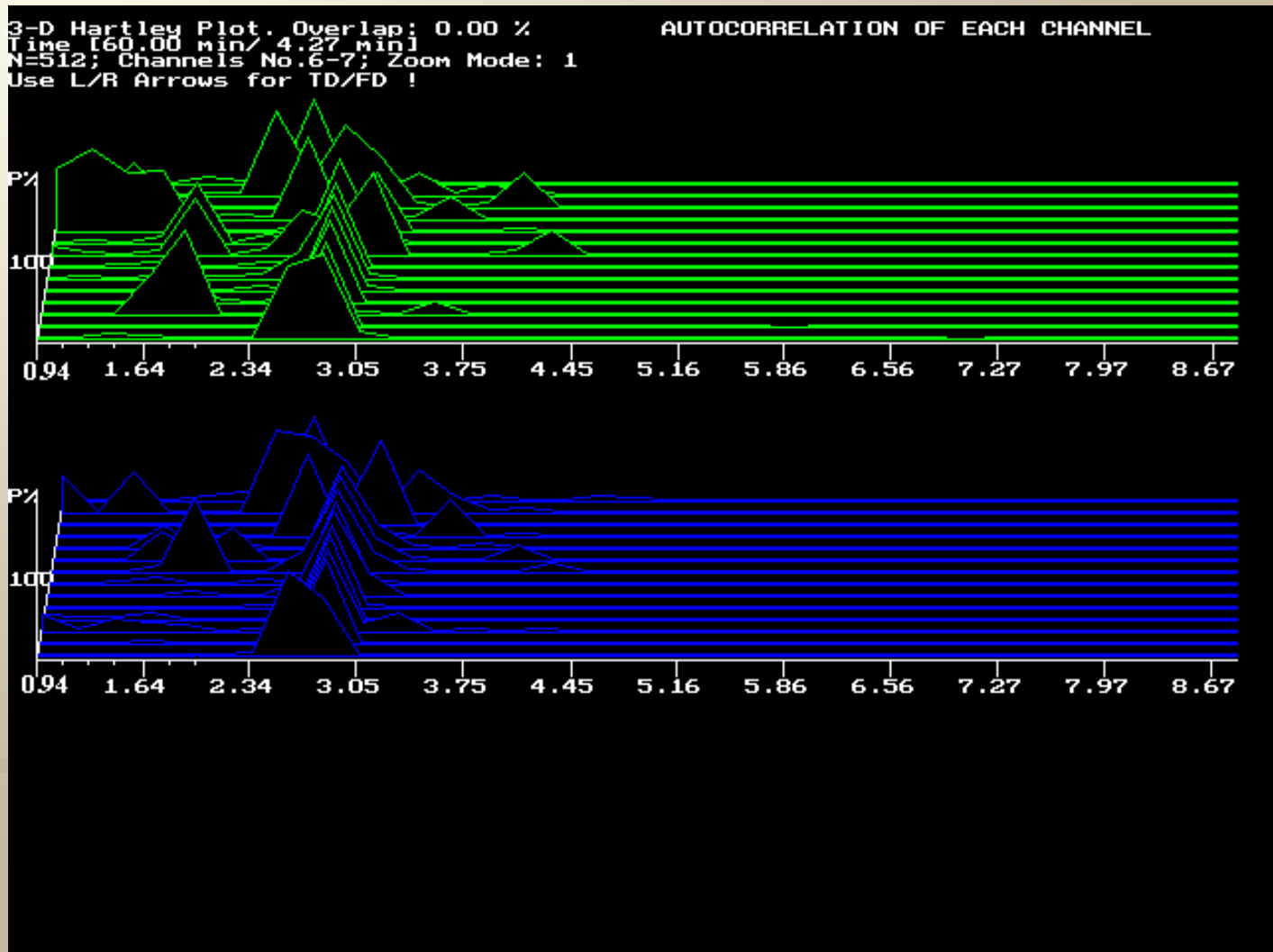
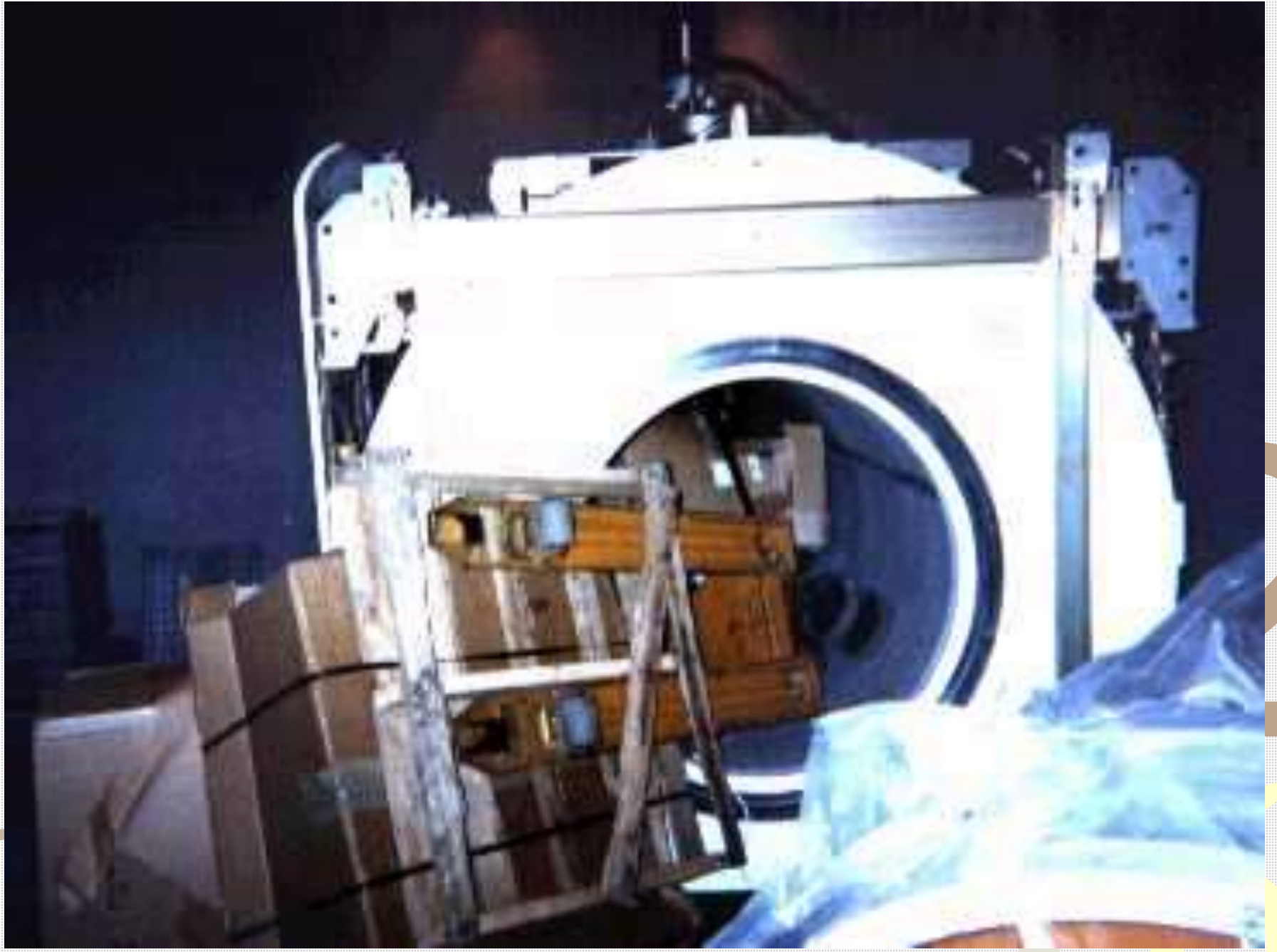


Fig. 3.1 The black-box concept.

# Electrogastrographie cutanée





0011 0010 1010 1101 0001 0100 1011

1 2  
4 5



# Nature de la physique...

- $F=ma=\text{kgm/s}^2 = \text{Newtons}$
- $E=mv^2=\text{kgm}^2/\text{s}^2 = \text{Joules}$
- $\text{Puissance}=\text{d}E/\text{d}t= \text{J/s} = \text{Watt}$
- ...

