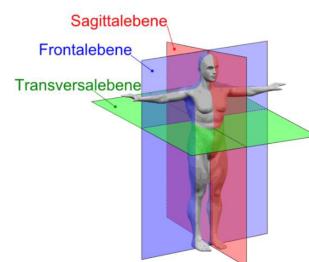
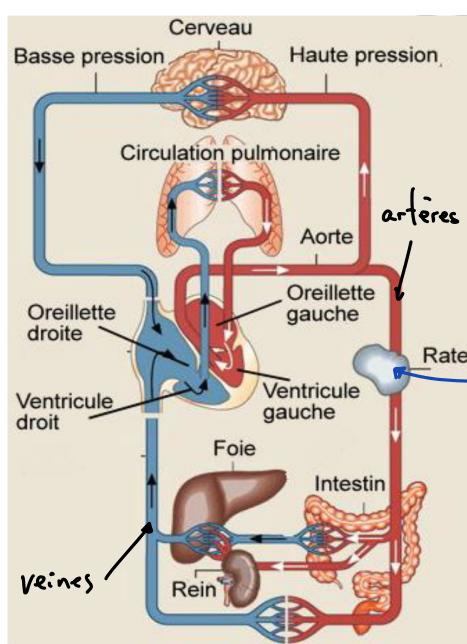


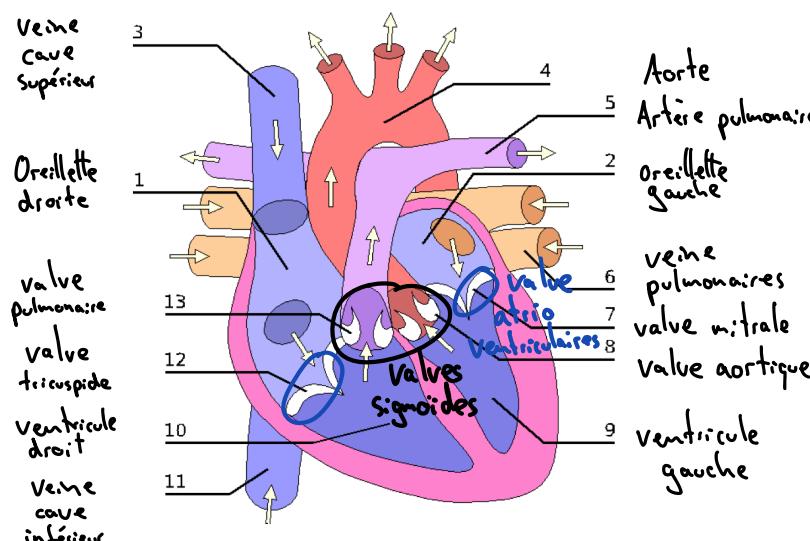
Technique médicale I

DB
28.01.24

1. Coeur



sang ensuite transmis par des vaisseaux appelés capillaires



Muscle du cœur : myocarde

Volume d'éjection : volume sang poussé dans aorte (stroke volume)

Résistance périphérique : résistance des artères et vaisseaux à la pression (dilatation)

Ce qui influence aussi la circulation, pression :

1. Compliance dilatation artère, vaisseau puis recontraction élastique
2. Pompe musculaire contraction des muscles pour repousser le sang dans cœur
3. Pompe respiratoire pression poumons pousse le sang
4. Vasoconstriction contraction des vaisseaux

► Contraction du cœur

► Systole "Contraction du cœur"

1. Contraction oreillettes (systole auriculaire)
→ finir remplissage ventricules

2. Contraction ventricules (systole ventriculaire)
 $2 \text{ mmHg} \rightarrow 80 \text{ mmHg}$ isovolumétrique dans ventricule gauche !

valve fermée

Phase éjection : $80 \text{ mmHg} \rightarrow 120 \text{ mmHg}$
valve ouverte

Pression systolique: pression max artérielle lors contraction ventricule gauche

Volume fin systolique: Il reste toujours une partie du sang dans le ventricule !

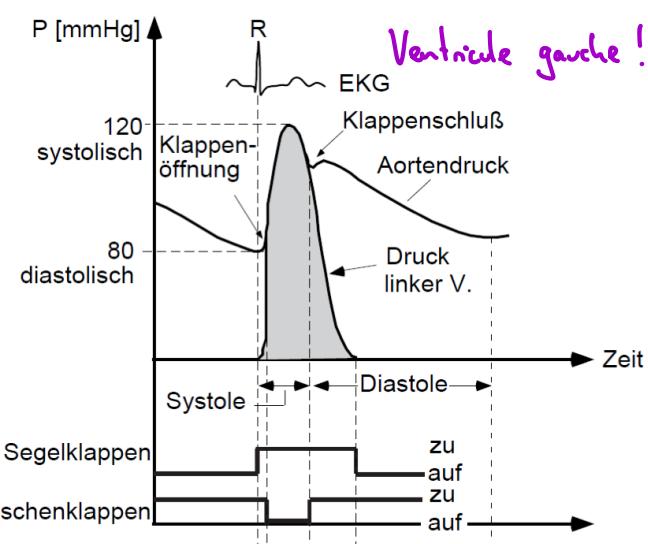
► Diastole "Relaxation + remplissage"

1. Remplissage oreillettes
2. remplissage ventricules
→ pas de contraction

Pression diastolique: tension sanguine au minimum (repos entre deux battements)

Tension artérielle Σ (p. systole, p. diastole)

Volume fin diastolique : volume total (maximal) de sang dans ventricule



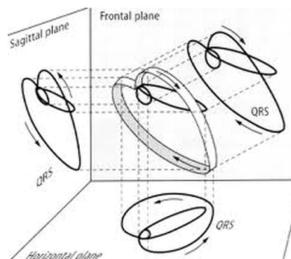
Précharge: dilatation élastique du muscle cardiaque à la fin de la diastole (remplissage)

Post - charge: pression que le cœur doit exercer pour éjecter le sang.

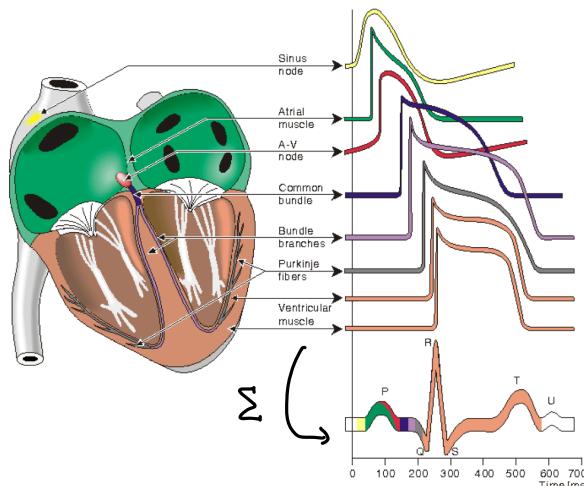
Pression systémique: pression dans la circulation systémique (qui sort par l'aorte et traverse le corps puis reviens par les veines)

► ECG

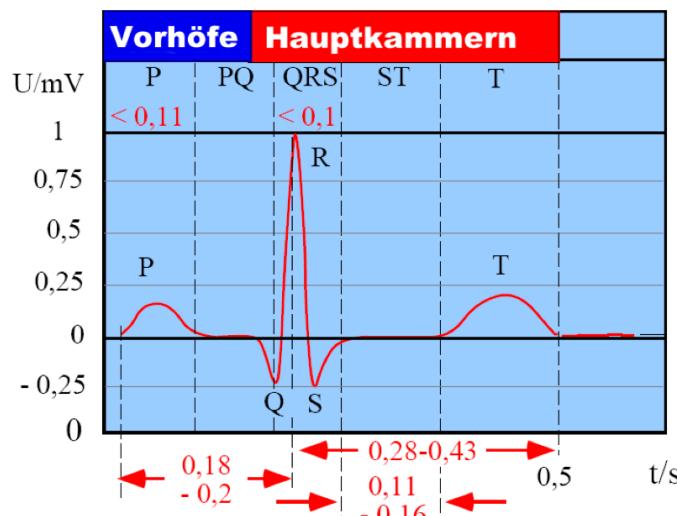
► Vectocardiogramme



Somme des moments dipolaires électriques des cellules du cœur. Crée un vecteur temporelle d'après la direction de la tension



ECG → somme des courbes de tension cellulaire



ECG typique

Max sampling freq 150 Hz

► Régulation du cœur

But: éjection identique entre ventricule gauche et droite.

► Loi Frank Starling

Force de contraction du muscle augmente avec une extension plus forte (volume)

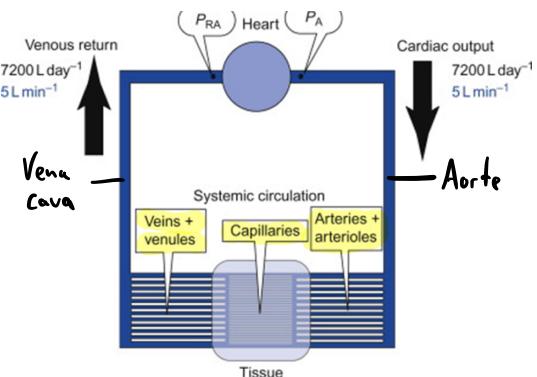
Cas 1: augmentation pression veine ventricule droit augmente poussée

Cas 2: augmentation pression aorte une partie du sang reste dans le ventricule et le cycle d'après il y a une plus grande éjection (force)

i contractilité myocarde force du muscle indépendant de d'autres facteurs comme élasticité ...

► Débit cardiaque

Schéma simplifié du syst. circulatoire.



► Barorécepteurs

Régulation via dilatation des vaisseaux

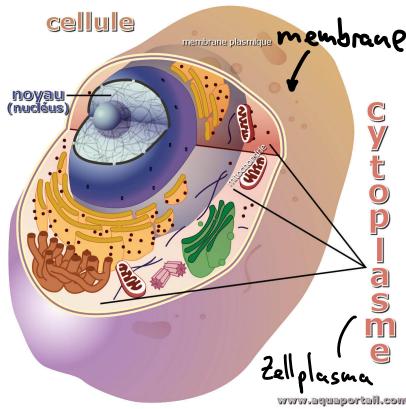
→ Pression est mesurée par des barorécepteur dans la région de la carotide (artère cérébrale) et envoyé au cerveau par nerfs.

⇒ Le cerveau régule l'activité du cœur avec les nerfs sympathique et parasympathique.

Nerf Sympatique: augmenter activité, stimulus
Nerf parasympatique: baisser activité

→ système nerveux autonome

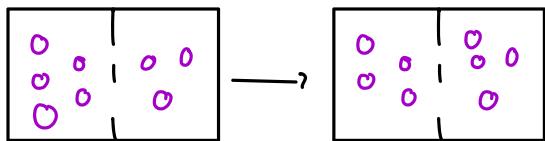
2. Cellules → électrophysiologie



Simplification: le cellule flotte dans un liquide environnement. Des particules peuvent traverser la membrane.

► Equilibre

Beaucoup de processus dans le corps sont basés purement sur les statistiques (particules en mouvement → équilibre)



► Concentration

Seul certaines particules peuvent traverser la membrane directement.

↳ Par diffusion: O_2 , CO_2 , H_2O
→ appelé osmose

Équilibre: pression osmotique

L'osmolarité à l'intérieur doit être la même à l'intérieur et extérieur

$\Rightarrow 1 \text{ Osm/litres} \approx 1 \text{ mol particules/l} = 6 \cdot 10^{23} \text{ particules}$

Mécanisme de compensation:
→ absorber de l'eau!

La cellule a toujours une osmolarité neutre (y compris ions), mais possède une charge électrique!

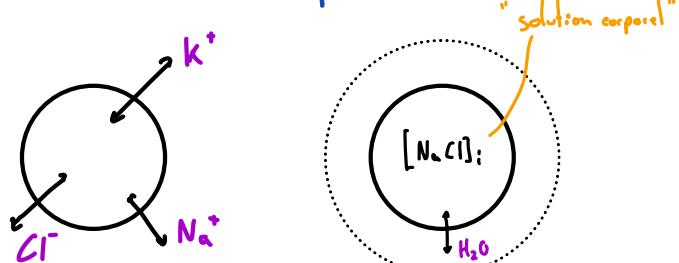
► Compensation électrique (ions)

Par canaux de protéines:

La cellule peut faire traverser des ions K^+ , Na^+ et Cl^- par la membrane
→ cela permet de trigger des processus

► Potentiel

Au repos, la cellule a un potentiel électrique non nul! Causé par les ions.



► Loi Fick Boltzmann

$$J_{\text{Diffusion}} = -\frac{K_b T \mu}{q} \frac{d[K^+]}{dx}$$

$$J_{\text{Drift}} = -\mu Z [I] \frac{dU}{dx}$$

charge de l'ions

difference concentration

$$J_{\text{total}} = J_{\text{diffusion}} + J_{\text{drift}}$$

$$J_{\text{total}} = 0 = -\frac{K_b T \mu}{q} \frac{d[K^+]}{dx} - \mu [K^+] \frac{dU}{dx}$$



$$U_I - U_A = 26 \text{ mV} \ln \frac{[Cl^-]_I}{[Cl^-]_A}$$

$$U_I - U_A = 26 \text{ mV} \ln \frac{[K^+]_A}{[K^+]_I}$$

Tension totale:

$$U_{\text{gesamt}} = \frac{K_b T}{q} \ln \left(\frac{P_K[K^+]_A + P_{Na}[Na^+]_A + P_{Cl}[Cl^-]_I}{P_K[K^+]_I + P_{Na}[Na^+]_I + P_{Cl}[Cl^-]_A} \right)$$

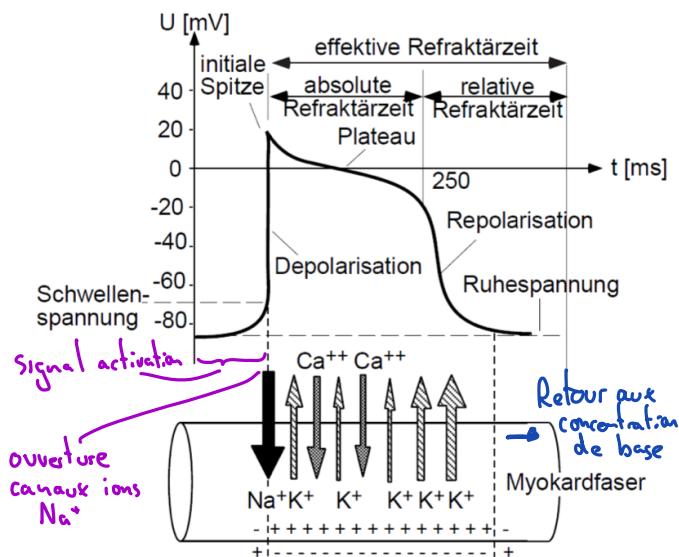
Paramètres	K^+	Na^+	Cl^-
perméabilité relative P	100	1	140
Concentration externe $[I]_A / mM$	4	135	104
Concentration à l'intérieur $[I]_I / mM$	149	27	4

$U_{\text{total}} \approx -88 \text{ mV}$ pour cellule musculaire

► Potentielle d'action

La cellule est activée par un nerf ou auto-activé (comme les cellules du sinus node dans le cœur) avec un changement de potentiel

→ P-Zellen



Période réfractaire absolue

La cellule ne peut pas être dépolarisée (évite une recontraction du muscle par ex.)

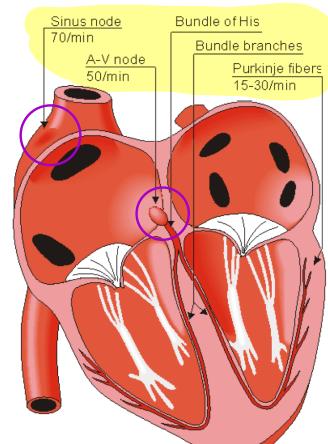
Période réfractaire relative

Repolarisation possible mais incomplète

► Formation et conduction de l'excitation

► Cellule excitante

Les cellules pacemaker se trouvent principalement dans le noeud sinusal. La fréquence nominale est 70/min, mais cette fréquence est influencée par le système nerveux (aktivité du corps) 60-100 bpm



Le noeud A-V contient aussi des P-Zellen (50 min) mais elles s'auto-activent juste si le noeud sinusal ne transmet pas correctement (survie?)

► Système de conduction

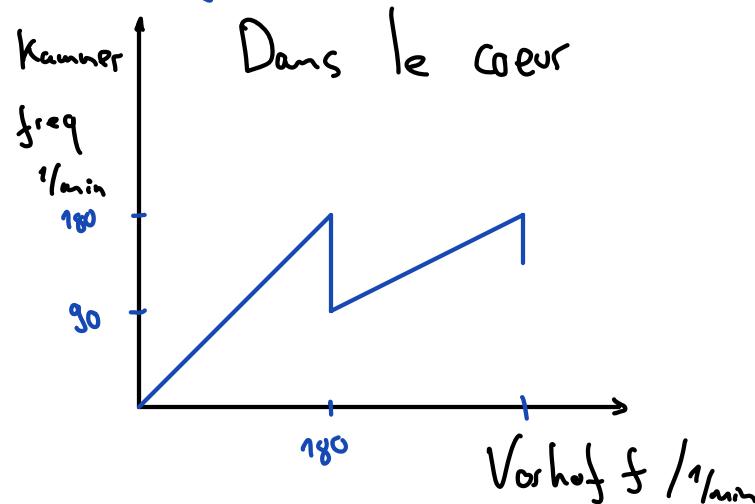
- Nœud sinusal → contraction oreillette
- Retard créé par nœud A-V (30 ms)
- Conduction au travers nœud AV
- Propagation via les fibres de Purkinje dans les chambres inférieures.

→ Les fibres de Purkinje peuvent aussi générer dépolarisation autonome si: nœud AV défaillant. très lent = 15 - 30/min

→ Nœud AV agit aussi comme filtre, si: le nœud sinusal à une fréquence trop élevée. Le nœud est toujours dans sa période réfractaire absolue.

Effet Wenckebach

→ Ralentir / filtrer les signaux défaillant du nœud sinusal



► Période réfractaire

Essentielle pour ne pas contracter le cœur de manière circulaire
→ fibrillation ventriculaire

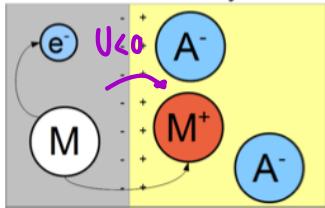
3. Electrocardiographie

Intérieur du corps est un bon conducteur
→ eau salée (electrolyte)

Electrodes : courant ionique → courant d'électrons

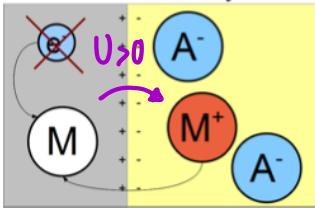
Potentiel de demi-cellule

Metall Elektrolyt



(a) Le métal est oxydé et libère un ion dans l'électrolyte.

Metall Elektrolyt



(b) Le métal absorbe l'ion de l'électrolyte.

Figure 2.18.: Métal en contact avec un électrolyte.

Courant circule dans la demi-cellule, le potentiel de demi-cellule change.

→ tension η appelé surtension, polarisation
 $\eta = U(I) - U(I=0)$

Type d'électrode

1. Electrode parfaitement polarisable (métals nobles)

Courant généré par effet condensateur, aucun e^- passe par l'électrode. Or, argent, platine
→ pas utilisé car signal dépend bcp fréq.

2. Electrode parfaitement non polarisable

Courant circule librement à travers la limite de phase et aucune surtension η
⇒ argent/chlorure d'argent Ag/AgCl

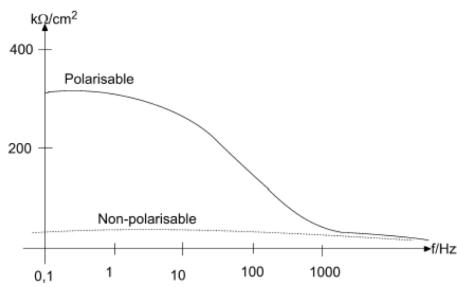
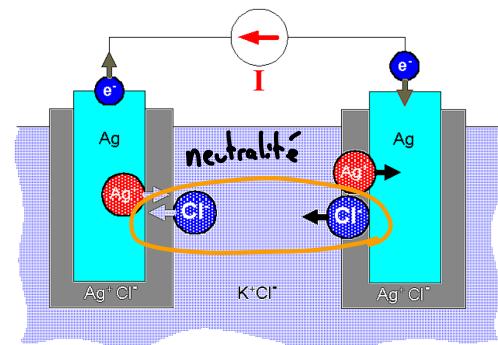


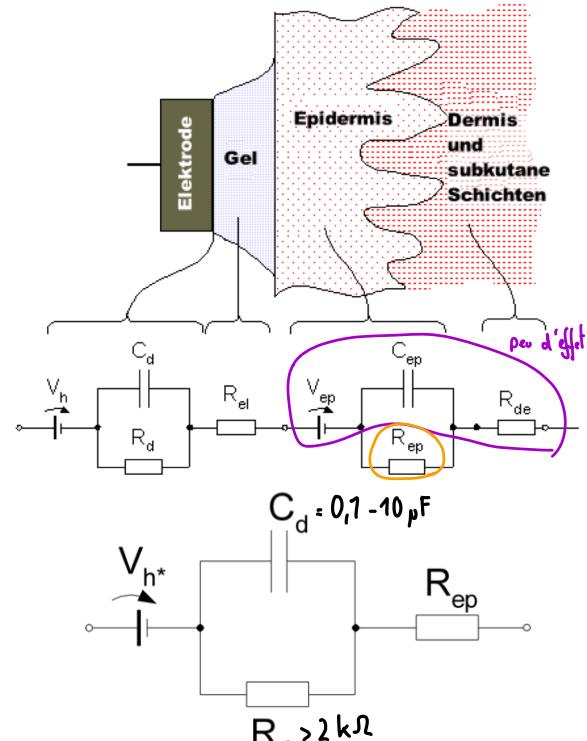
Figure 2.20.: Dépendance de la résistance relative à l'aire

► Electrode Ag/AgCl

But : - Rester stable aux changements de fréq ou potentiels
- Rester en équilibre chimique



► Modélisation du comportement



Circuit équivalent simplifié

► Mesure de l'ECG

Signaux d'interférence sont très importants

→ On mesure une différence de tension entre 2 électrodes pour supprimer le signal d'interf.

$$U_N = U_{G1} + \frac{U_D}{2} \quad U_p = U_{G1} - \frac{U_D}{2}$$

même perturbation

signal utile

► Amplificateur différentiel

$$i_- = i_+ = 0, U_- = U_+$$

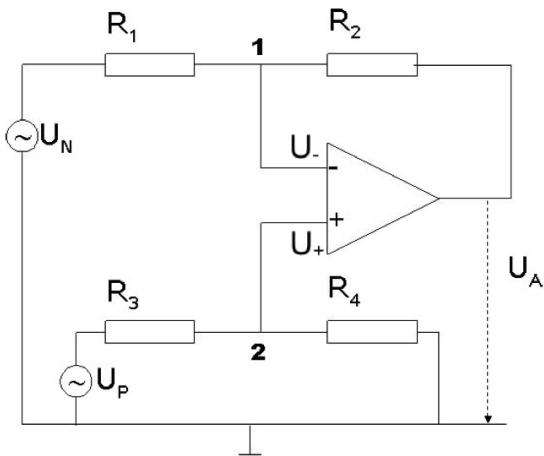


Figure 2.27.: Amplificateur différentiel (soustracteur)

$$U_A = U_P \left(\frac{\frac{R_4}{R_3}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} \right) \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) - U_N \frac{R_2}{R_1}$$

$$U_A = \frac{R_4}{R_3} (U_P - U_N) \left(= \frac{R_2}{R_1} (U_P - U_N) \right)$$

Le rapport des rés. $\frac{R_4}{R_3}$ doit être égal à $\frac{R_2}{R_1}$. Gain $A_D = \frac{R_4}{R_3}$ (ou $\frac{R_2}{R_1}$)

Taux de rejet en mode commun

Rapport entre gain de la différence et gain de la valeur moyenne (non voulue)

$$A_D = \frac{U_A}{U_D} \Big|_{U_{\text{Gl}}=0} = \frac{-\frac{1}{2} \left((1 + \alpha_N) \frac{\alpha_P}{1 + \alpha_P} + \alpha_N \right) U_D}{U_D} \quad \alpha_N = \frac{R_2}{R_1}$$

$$A_G = \frac{U_A}{U_{\text{Gl}}} \Big|_{U_D=0} = \frac{\left((1 + \alpha_N) \frac{\alpha_P}{1 + \alpha_P} - \alpha_N \right) U_{\text{Gl}}}{U_{\text{Gl}}} \quad \alpha_P = \frac{R_4}{R_3}$$

$$\text{Taux rejet: } G = \left| \frac{A_D}{A_G} \right| = \frac{1}{2} \frac{\alpha_P + \alpha_N + 2\alpha_P\alpha_N}{\alpha_P - \alpha_N}$$

→ plus il est grand, mieux c'est

$$\text{En dB} \rightarrow 20 \cdot \log(G) \quad \alpha_N = \alpha - \frac{1}{2} \Delta \alpha$$

$$\text{Approx: } G \approx (1 + \alpha) \frac{\alpha}{\Delta \alpha} \quad \alpha_P = \alpha + \frac{1}{2} \Delta \alpha$$

Tolérance	$\Delta \alpha / \alpha = 5\%$	$\Delta \alpha / \alpha = 1\%$	$\Delta \alpha / \alpha = 0.1\%$
Rejet en mode commun	66 dB	80 dB	100 dB
Rapport signal/bruit	1:5	1:1	10:1

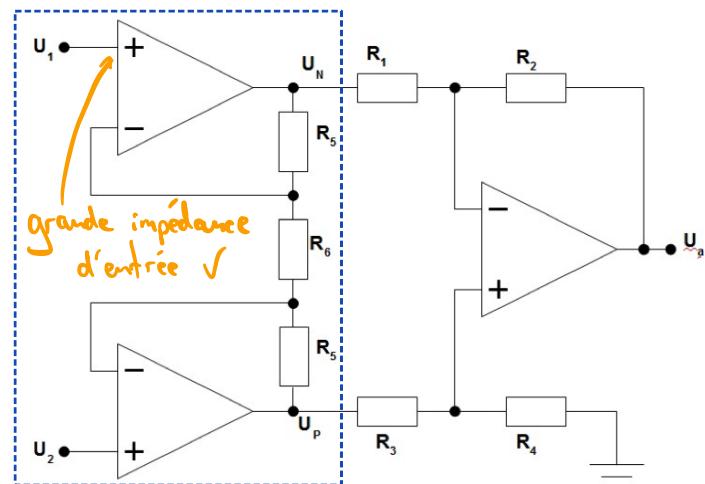
Défaut de Ampli diff

Chacun à un ECG différent, or on aimerait utiliser toute la gamme de transformation du AD Wandler.
⇒ on a besoin d'un amplificateur réglable

⇒ Désavantage de l'ampli différentielle (une fois $\alpha_n = \alpha_p$ trouvé)

⇒ Impédance d'entrée faible → pertes

► Amplificateur d'instrumentation



$$U_P - U_N = \left(1 + \frac{2R_5}{R_6} \right) (U_2 - U_1)$$

Premier étage n'amplifie pas le mode commun ! → nice

$$G = \left| \frac{A_D}{A_G} \right| = \left(1 + \frac{2R_5}{R_6} \right) \quad A_G = 1$$

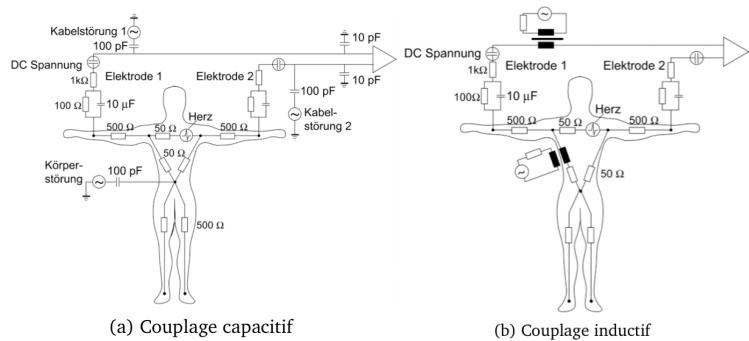
$$G = \left| \frac{A_D}{A_G} \right| = \frac{R_5 + R_6 + R_7}{R_6}$$

Av total:

$$G_{\text{Instrument}} = (1 + \alpha) \frac{\alpha}{\Delta \alpha} \frac{R_5 + R_6 + R_7}{R_6}$$

► Perturbations

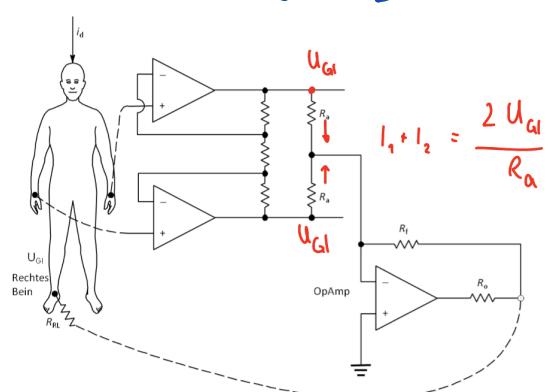
Principalement champs couplés inductivement et capacitairement (signaux externes à haute fréquence)



- Aussi: bruit ligne 50 Hz très dominant
- Chemin de fer 16,7 Hz
- Mouvement de l'électrode sur peau

Comment les réduire ?

1. Filtrage : signaux utiles de l'ECG entre 0,1 - 150 Hz
2. Suppression passive : câbles courts et pairs torsadés
3. Circuit Driven-Right-Leg



La perturbation inverse est réinjectée dans le corps par la jambe ($-U_{GL}$)

$$U_{GL} = \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2 R_f / R_a}$$

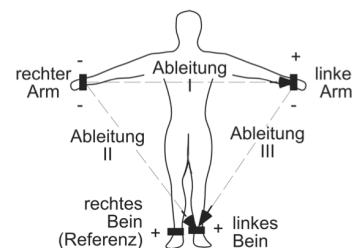
► Dérivations

Comme l'ECG peut se mesurer n'importe où à la surface de la peau, on utilise des standards.

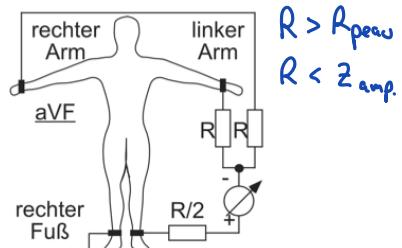
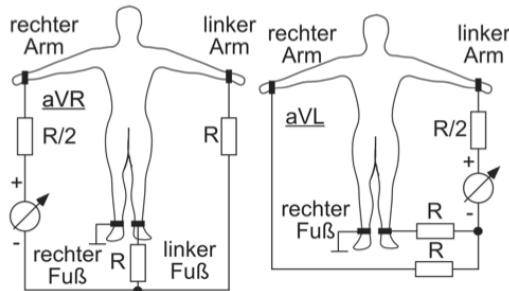
► La tension est tridimensionnelle
→ cardiométrie vectoriel (3 points mesuré)

Einthoven

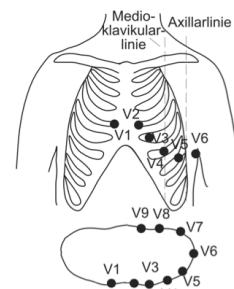
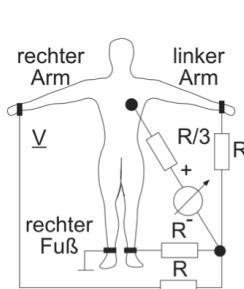
$$U(I) + U(II) + U(III) = 0$$



Goldberg



Wilson



(a) Type de dérivation selon Wilson (b) Emplacement des électrodes pour les dérivations de Wilson

Potentiels plus proche du cœur → plus réaliste

► Défauts du cœur

- Bloc AV (retard ou blocage)
- Crise cardiaque (pas assez sang dans muscle)
- Tachycardie ventriculaire
- Fibrillation ventriculaire ou auriculaire

4. Traitement des signaux

► Transformations

$(x_0, \dots, x_{N-1}) \in \mathbb{C}^N$ N valeurs discrètes $x: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{C}$

Transformation	discrète	continue
Fourier (\mathcal{F})	$\hat{x}_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi \frac{kn}{N}}$	$\hat{x}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt$
Laplace (\mathcal{L})	-	$\hat{x}(s) = \int_0^{\infty} x(t) e^{-st} dt$
Z (unilateral) (\mathcal{Z})	$X(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x_n z^{-n}$	-

Et pour leurs inverses:

Transformation	discrète	continue
Fourier (\mathcal{F}^{-1})	$x_k = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n e^{j2\pi \frac{kn}{N}}$	$x(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{x}(\omega) e^{j\omega t} d\omega$
Laplace (\mathcal{L}^{-1})	-	$x(t) = \frac{1}{2\pi i} \int_{\gamma-i\infty}^{\gamma+i\infty} e^{st} \hat{x}(s) ds$
Z (\mathcal{Z}^{-1})	pas de forme analytique	$x_n = \frac{1}{2\pi i} \oint_C X(z) z^{n-1} dz$

Les transformations sont utiles pour passer dans un domaine où l'analyse des fréquences est plus facile et direct, où l'algèbre est simplifiée.

Cela donne des outils pour comprendre et filtrer des signaux.

⇒ exemple d'outil : convolution

La transformation en \mathbb{Z} est "l'équivalent discret de la transformée de Laplace"

Linearité $\mathcal{Z}(\alpha x_1 + \beta x_2) = \alpha \mathcal{Z}(x_1) + \beta \mathcal{Z}(x_2)$

time shifting $\mathcal{Z}(x_{n-p}) = z^{-p} \mathcal{Z}(x_n)$

► Signal $x_n, n = 1, 2, \dots, n$

$$x_1 \downarrow x_2 \downarrow, t_2 = t_1 + \Delta t = t_1 + \frac{1}{f_s}$$

Valeurs mesurées: x_1, x_2, \dots, x_n

$$y_n(x_n) \quad Y_n \Rightarrow y_1, y_2, y_3$$

► Good to know

La convolution de la réponse impulsionnelle d'un filtre avec le signal mesuré donne le signal d'output filtré.

► Représentation d'un filtre

Difference equation \Rightarrow

$$\text{Dans domaine temporel : } y_n = - \sum_{i=1}^l a_i y_{n-i} + \underbrace{\sum_{i=0}^k b_i x_{n-i}}_{\text{amplifier}} \quad \underbrace{\text{amortir}}$$

$$\text{Domaine "fréq" : } H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{k=0}^m b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^l a_k z^{-k}}$$

Pour un filtre à réponse impulsionnelle infinie (IIR-filter)
Si dénominateur = 1 (FIR-filter)

► Réponse temporelle du filtre

$$y_n = \mathcal{Z}^{-1}(Y(z)) = \mathcal{Z}^{-1}(H(z)X(z))$$

$$y_n = \sum_{i=0}^n x_{n-i} h_i \quad h_i = \mathcal{Z}^{-1}(H(z)) \text{ réponse impulsionnelle}$$

Pour trouver z^{-1} : tables, décomposition en éléments simples, séries entières ou intégrale curvilligne

From filter TF to difference equation

Si la fonction de transfert comporte une forme polynomiale en z .

$$z^{-1} \rightarrow X_{n-1} \text{ ou } Y_{n-1}$$

↑ numérateur ↓ dénominateur

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 + z^{-1}}{2(1 - z^{-1})}$$

$$2(1 - z^{-1})Y(z) = (1 + z^{-1})X(z)$$

$$Y(z) - Y(z)z^{-1} = \frac{1}{2}X(z) + \frac{1}{2}X(z)z^{-1}$$

$$y[n] - y[n-1] = \frac{1}{2}x[n] + \frac{1}{2}x[n-1]$$

$$y[n] = y[n-1] + \frac{1}{2}x[n] + \frac{1}{2}x[n-1]$$

► Réponse en amplitude du filtre

$$A(\omega) = |H(i\omega)|$$

$$\text{ou } z = e^{i2\pi \frac{\omega}{f_s}} = e^{i\omega}$$

► Réponse en phase

$$\angle H(\omega) = \tan^{-1} \frac{\Im(H(\omega))}{\Re(H(\omega))}, [0, \pi], \omega = 2\pi \frac{\omega}{f_s}$$

Zéros de $H(z) \rightarrow$ filtrer, mettre à zéro

Pôles de $H(z) \rightarrow$ amplifier le signal

► Zéros et pôles

Zéros du filtre ($Y(z) = 0 \mid z_i = e^{i2\pi \frac{\omega_i}{f_s}}$), les fréq. ω_i sont reprises, supprimées.

Pôles du filtre ($X(z) = 0 \mid z_i = e^{i2\pi \frac{\omega_i}{f_s}}$), les fréq. ω_i sont amplifiées

► Filtrage des signaux de l'ECG

1. Enlever perturbations haute-fréq
2. Enlever pert. à cause du réseau électrique à certaine fréq (50 Hz...)
3. Enlever baseline-drift

► Filtre passe-bas

Reconnaitre un filtre LP:

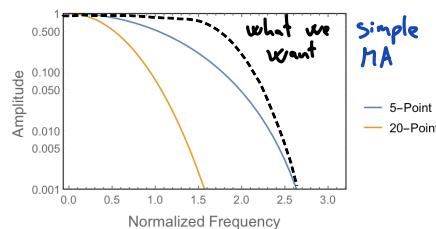
Caractéristiques sont de prendre la moyenne sur plusieurs samples ou moyenne pondérée. Cette moyenne est ensuite assignée à y_n , parfois en utilisant une forme récursive.

Possibilité 1 : moyenne mobile pondérée

filtre de Haunning (fenêtre) $y_n = \frac{1}{4}(x_n + 2x_{n-1} + x_{n-2})$
 $\Rightarrow b_0 = \frac{1}{4}, b_1 = \frac{1}{2}, b_2 = \frac{1}{4}$

tf: $H(z) = \frac{1}{4}(1 + 2z^{-1} + z^{-2})$

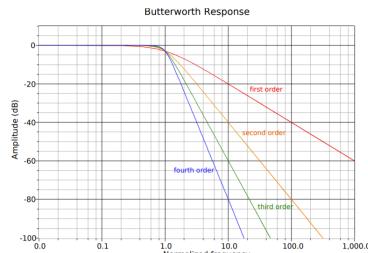
Avec une moyenne mobile non pondérée, la coupure est monotone (non désiré)



Possibilité 2: filtre butterworth

Filtre récursif avec coupure à une fréquence distincte. Les amplitudes avant cette fréq ne sont pas atténées.

Utiliser la fonction `butter(n, wc)` dans Matlab pour trouver coeffs b, a . Ordre du filtre
 Ensuite utiliser `filter(b, a, signal)` (ordre de tf)



Autre possibilités: Tchebychev, Bessel

► Filtre passe-bande

Choisir les zéros z_i de la tf pour correspondre aux fréq. non voulues, sachant que $z = e^{\pm i\omega_0} \rightarrow \omega_0 = 2\pi \frac{f_0}{F_s}$

Les zéros sont toujours un couple avec conjugué

Exemple pour $f_0 = 50$ Hz

$$"H(z) = (z-z_1)(z-z_2) = 0"$$

Mais le numérateur de la tf d'un filtre est:

$$\begin{aligned} H(z) &= \sum_{k=0}^m b_k z^{-k} \Rightarrow b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} \\ \Rightarrow H(z) &= (1 - z^{-1} z_1)(1 - z^{-1} z_2) \\ &= \underbrace{1}_{b_0} - \underbrace{(z_1 + z_2)}_{b_1} z^{-1} - \underbrace{z_1 z_2}_{b_2} z^{-2} \end{aligned}$$

► Filtre passe-haut

Reconnaitre filtre HP:

La différence de deux samples est amplifiée

Exemple: $y_n = \frac{1}{T} (x_n - x_{n-1}), T < 1$

→ filtre dérivatif, mais T est choisi pour amplification → les fréq const sont supprimées de 1

Pour augmenter la netteté, on peut ajouter un pôle, légèrement décalé de z_i le zéro.

► Artefacts et précautions

Fréquence de Nyquist est la moitié de F_s , la fréquence d'échantillonnage.

⇒ $F_{Nyquist}$ est la fréq. max mesurable correctement

⇒ Si des fréquences supérieures sont présentes il y aura repliement de spectre **Aliasing**
 Les fréq. supérieures apparaissent comme basse fréquence mesurées.

⇒ Il faut filtrer de manière analogue les fréquences au dessus de F_s !

5. Pacemakers

► Quand est-il utilisé ?

► Causes

Surcharge, transformation structurale, manque O₂, médicaments, défauts génétiques

► Arrythmies locale → homotopie, plus ou moins → hétérotopie Trop lent

Disfonction de formation ou conduction du stimulus
→ noeud sinusal défaillant

→ blocage SA, blocage AV, blocage branches

Degré 1 : retards

Degré 2 : présence partielle → trous

Degré 3 : blocage total

Trop rapide

Facteur externe → stress, caféine...

Circuit réentrant → loop

→ Fibrillation (irrégulier) ou atrial flutter (régulier)
au niveau/ventriculaire ventricular tachycardia (régulier)

Automaticité augmentée → cellule va trop vite
→ battement supplémentaire

► Distinctions

Bradycardie (trop lent) → pacemaker

Tachycardie (trop rapide) → défibrillateur

► Types de stimulation

Transcutanée : Urgence → défibrillateur

Stimulation par œsophage diagnostique → pas souvent

Intracardiaque passagère opérations, urgence

Intracardiaque implant dérangements du cœur

► Construction

→ Ignore les perturbations, communications avec médecin
Gamme fréquence 0,7 - 2 Hz adaptatif

► Types

Pacemakers PM

Implantable cardiovertor defibrillators ICD

Cardiac resynchronization CRT avec ou sans déf. CRT-D

Loop recorders ILR

► Appareil / programmation

→ Programmation du stimulateur par l'extérieur
→ transmission radio
→ adaptatif !

⇒ Fréquence stim, amplitude, sensibilité
temps réfractaire, modes, autre

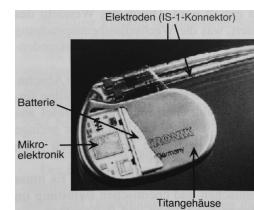
► Device follow-ups

PMs → 1x/12 mois, ICD 1x/3-6 mois

Interrogations: lead impedance
sensing amplitude
Battery
Threshold

► Boîtier

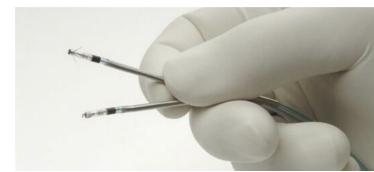
Titan + polymère époxyde



► Batterie

Lithium-Iodid, durée: >70 ans, 2,8 V

► Electrodes



Requirements:

Mécaniquement durable (déformation, fatigue)

Parfaitement isolé et biocomp.

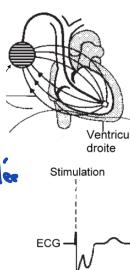
→ Forme multi-hélice en silicium (ou PU)

Unipolaire

Pôle de réf.
sur PM

→ Stim. non ciblée

► perturbations



Bi-polaire

Excitation ciblée

Moins de risque de contraction induite

Moins sensible au bruit



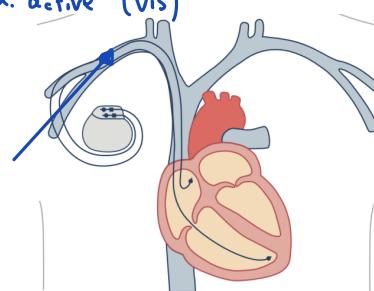
Fixation

Ventricule est poreux → fix. passive (crochet, trident)

Atrium est lisse → fix. active (vis)

PM est dans la clavicule

Electrodes passent dans la veine subclaviellaire
→ chambres droites du cœur



► Générateur d'impulsion

Basé sur décharge de condensateur

▶ Fonctionnalités (now → on-demand stimulation)

▶ Sensing (détecter ECG)

Filtres → distinguer signal et bruit

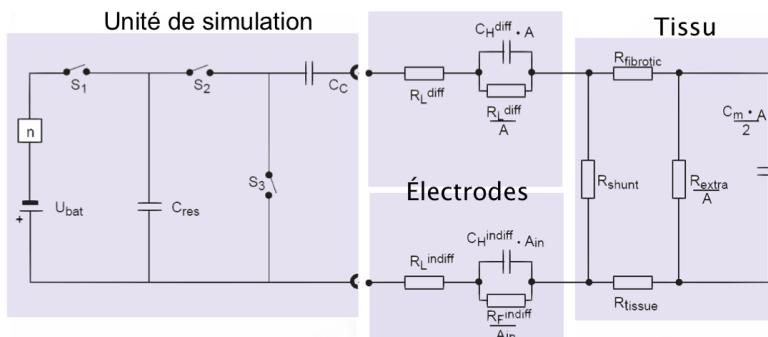
Déivateur → détecter en fonction de la pente
0,5 V/s oreillette, 1V/s vent.

Amplitudes → >2,5mV oreillette, 10 mV vent.

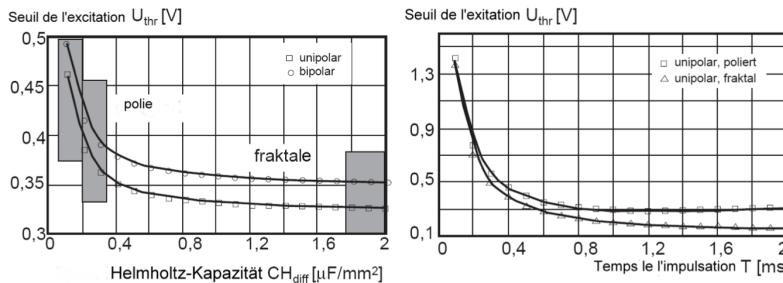
▶ Blanking

Détection et stimulation sur même électrodes
→ transistor (interrupteur) découplage (quelques ms)
→ logic blanking à cause des oscillations après stimuli

▶ Stimulation



C_{res} : Condensateur pour l'excitation, S_1 : Commutateur pour le chargement de C_{res} , S_2 : Commutateur pour le déchargement (stimulus), S_3 : Commutateur pour le déchargement en période passive



Tension stimulation:

$$U_{thr} = \frac{2 \cdot U_{dep}}{C_{H,diff} \cdot R_{tissu}} \cdot \frac{\sqrt{b^2 - 4a}}{e^{P_1 \cdot T} - e^{P_2 \cdot T}} \rightarrow \text{temps impulsion } 0,1-2 \text{ ms}$$

Constantes du circuit total ($R + C + \dots$)

Surface poreuse $\rightarrow R \downarrow$

Vocabulaire:

Rheobase: courant minimum pour dépolarisier cellule avec durée impulsion infime

Chronaxie: durée d'impulsion avec 2x Rheobase pour atteindre le seuil de dépolarisation

VES: extrasystole ventriculaire \rightarrow le ventricule se contracte spontanément

Stimulation artificielle dans l'ECG



Pour l'oreillette, P-wave provenant de la stimulation est très similaire

Pour ventricule, la direction des électrodes fait que la pulse à un fort pic vers le bas

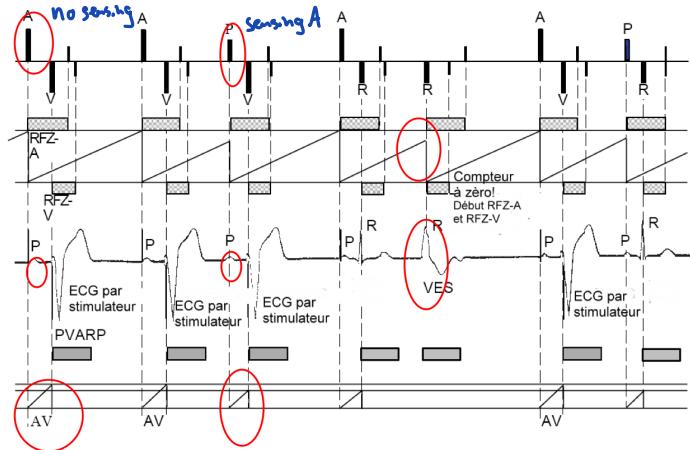
▶ Paramétrisation

AV-Delay, BPR, ARP, VRP, PVARP
éviter détecter la pulse V comme atrium sensing.

▶ Classification (NBG)

1. Lieu de stimulation	2. Lieu de Détection	3. Mode de stimulation	(Programmation)	Fonction anti-tachycarde
V	V	I	Programmable	Pacing
A	A	T	Multi-prog	S "choe"
D	D	D	C (ledermann)	D "dual"
S	S	O	pas de détection	
O	O		Rate adaptative	

- ▶ VOO Stimulation bête, pas de détection
- ▶ VVI Inhibe si activité dans ventricule
- ▶ VAT Trigger ventricule si détection dans atrium.
- ▶ DDD Fait tout mais pas adaptatif



▶ Pacemakers adaptatif

Paramètres utilisés: vibration, accélération, respiration, oxygène Future \rightarrow param. émotionnels ?, mesure force contraction adaptation des temps...

► Stim Bi-Atrial Bi-Ventriculaire

En cas de désynchronisation ou retards.

6. Défibrillateur

En cas de fibrillation ou tachycardie

- Deux électrodes
- Courant continu est appliqué entre électrodes
- Large électrode \Rightarrow éviter brûlure (aussi gel)

► Types de fibrillation

- Fibrillation ventriculaire (VF) → choc doit être fait vite car chances survies diminuent !
- Fibrillation auriculaire (AF) → cardioversion
Not life threatening, conditions spéciales
 \hookrightarrow doit être fait durant période réfractaire du ventricule.

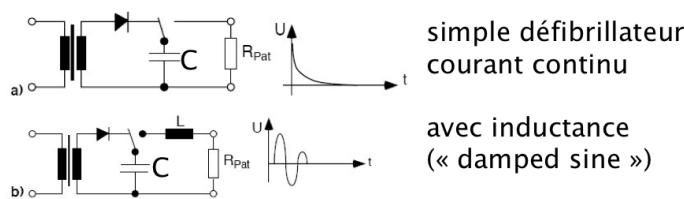
► Choc pour VF

- dépolarisation synchrone 70% myocarde
- plus l'énergie est grande plus succès est grand mais risque de dommage !

	intern			extern		
	min	typisch	max	min	typisch	max
Energieinhalt (J)	10	30	70	50	150	360
Spitzenspannung (V)	500	850	1350	1100	1800	3000
Spitzenstrom (A)	10	17	27	22	36	60
Impulsdauer (ms)	3	5	8	3	5	8

► Principe

Décharge d'un condensateur



3 variantes :

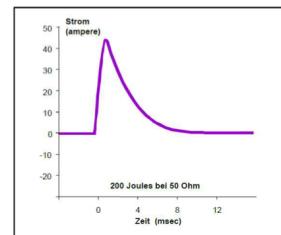
Choc manuel

Choc semi-auto \rightarrow reconnaissance du besoin de défibrillation via ECG

Choc auto \rightarrow reconnaissance et choc automatique

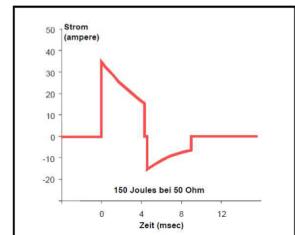
► Mode de choc

Monophasique



Plus simple mais moins efficace

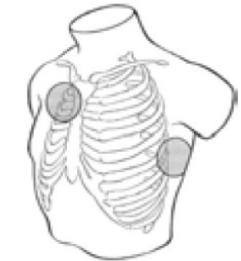
Biphasique



Forme moderne, la plus efficace, nécessite moins d'énergie

► Electrodes

Ideallement entre poitrine et dos ou direct sur le cœur pendant opération



► Détection fibrillation

Algorithmes sophistiqués pour différencier fibrillation bénigne et dangereux.

→ basé sur détection QRS, VF et VT

Ventricular fibrillation \rightarrow deliver shock

Ventricular tachycardia \rightarrow deliver only when severe SVT \rightarrow no shock

QRS detection signal derivation, filters, wavelet algo.

VT / VF detection Time-domain or frequency fft, déterminer périodicité

Evaluations : basé sur SE, PP, SP, AC

► ICD

Patient à risque de fibrillation (arrhythmie)

Détection automatique tachycardie

- Pulsion trop vite: dépendant de type, distinction entre

- Fibrillation auriculaire: pas d'action
- Tachykardie ventriculaire: action antitachycarde
- Fibrillation ventriculaire: Déclenchement des chocs
- Comparaison des fréquences dans A et V pour trouver l'origine de l'arrhythmie

L'ICD n'est pas utile pour arrythmies des oreillettes

7. Statistique médicale

► Elements de base

Test binnaire → 4 résultats

TP : true positive → patient est malade et détecté

TN : true negative → patient est vraiment pas malade

FP : false positive → en fait le patient est sain

FN : false negative → malade mais pas détecté

► Sensibilité SE

Combien de % positif détectés sur la population complète de positif (TP + FN)

$$SE = \frac{TP}{TP+FN}$$

→ Mais peut-être il détecte aussi les négatifs ? ↴ PP

► Spécificité SP

Combien de % négatif détectés sur la population complète de négatif (TN + FP)

$$SP = \frac{TN}{TN+FP}$$

► Prévalence K

Pourcentage de la population réellement positif sur l'ensemble testé

$$K = \frac{TP+FN}{TP+FN+TN+FP}$$

► Pouvoir prédictif PP

Combien de positifs reconnus étaient vraiment positif

$$PP = \frac{TP}{TP+FP}$$

Peut-être SE est excellent mais PP ↓

► Précision Y a-t-il bcp de false ?

→ % de vrai détecté

$$AC = \frac{TP+TN}{TP+FN+TN+FP}$$

Incidence cumulée $C = \frac{N_I}{N_0}$ - nouveau positif / population dépôt non pos.

Risque relatif

Est-ce que les personnes exposées, non exposées tombent malade ? → relation cause-effet

► Test statistique (dépistage)

	Séropositifs	seronégatifs	Total
Test positif	24'950 TP	15'000 FP	39'950 TP + FP
Test négatif	50 FN	approx. TN 7'500'000	approx. FN + TN 7'500'000
Total	tot positif 25'000	tot négatif approx. 7'500'000	approx. 7'500'000

La population est si grande que FP n'a pas d'influence sur SP !

Et donc PP est seulement 62%
→ il faut réduire la population

Solution : 1. retester les positifs si FP est aléatoire et non lié à l'individu (drogue, médicaments...)

2. Tester public à risque
3. Faire autre test

► Généralités

	TP+FN	TN+FP
TP+FP	$TP = SE \cdot K \cdot N$	$FP = (1 - SP) \cdot (1 - K) \cdot N$
TN+FN	$FN = (1 - SE) \cdot K \cdot N$	$TN = SP \cdot (1 - K) \cdot N$

► Paradoxe Simpson

Phénomène statistique où une tendance observée dans des groupes séparés s'inverse ou disparaît si combinés.

Identifier : Etre attentif aux variables rachées → age, groupe cible, stade de maladie ...
Vérifier les tendances globales

Eviter : Taille de groupe homogène

Tenir compte des variables à confusion statistiques avancées avec régression etc

8. Tissus et organes

► Types Tissus

- Epithéial couche de cellules formant interface entre intérieur et extérieur d'un organe
- Conjunctif et soutien 80% du corps
- Musculaire filament contractile
- Neurone cerveau, moelle, nerf

cellule
↓
tissu
↓

► Organes

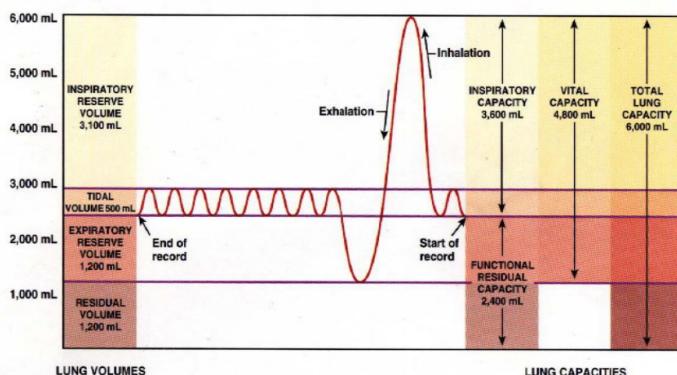
- Système de peau
- Système endocrinien : production d'hormones
- Système lymphatique : système de défense (par exemple, les ganglions lymphatiques)
- Système digestif
- Système urinaire : eau, acide-base, équilibre en sel, réduction des résidus digestifs, régulation de la pression sanguine
- Système reproductif
- Système respiratoire**
- Système nerveux**
- Système squelettique
- Système musculaire
- Système circulatoire

► Système respiratoire

Voies aériennes → poumons
 ↓
 filtrer, nettoyer, réchauffer oxygène → sang

► Poumons

- Echange oxygène ↔ sang dans des alvéoles
- Alvéole ont une fine couche de liquide avec tension de surface qui joue un rôle dans l'expansion passive du poumon
- Muscles thoraciques, diaphragme, abdo étirent les poumons



► Echange gaz CO₂, O₂ transport par globules rouges

Basé sur diffusion des gaz

Diffusion O₂ dans sang puis tissus

Diffusion CO₂ depuis tissu dans le sang puis l'air

► Système nerveux

Nervous central → entouré d'os (cerveau, moelle...)
 périph → nerfs libres

Autre classification : végétatif / sensoriel

- Système nerveux sympathique :
 - augmente les performances, rend le corps très puissant, „Fight or Flight“
- Système nerveux parasympathique :
 - remet l'organisme dans un état de fonctionnement normal

► Propagation de l'excitation

Canaux sodiques pour la dépolarisation en chaîne
 ↳ Conduction dans le nerf via mécanisme d'excitation

Transmission via neurotransmetteur par synapse (porte à la prochaine cellule)

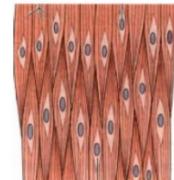
► Système squelettique

Oss spongieux / compact
 Continuellement renouvelés

► Système musculaire

Types de muscle

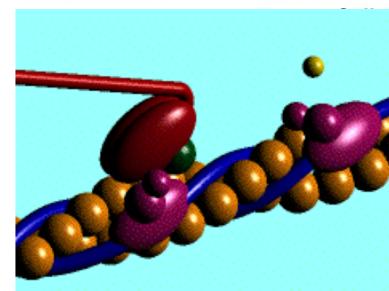
muscle lisse



muscle squelettique



muscle cardiaque



- Myosine: rouge
- Actine: bleu
- Tropomyosine: bleu
- Troponine: magenta
- Calcium: ballon jaune
- Magnesium: cône
- ATP/ADP: vert

9. Injection

Packaging

Syringe : with needle

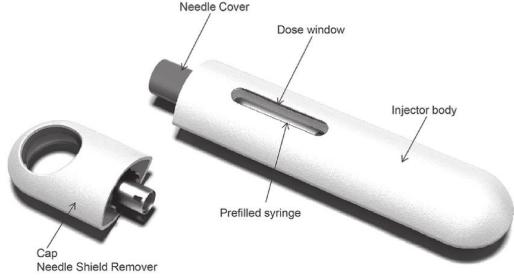
Cartridge : without needl

Vial : small bottle with penetrable membrane

Autoinjector

- Delivering fluid below skin
- One single dose

Parts



Specifications

Dosage not depending on patient weight

Injection every 1-8 weeks

High therapy cost

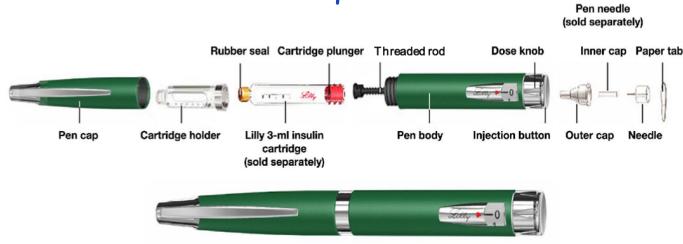
Examples: migraine, polyarthritis
sclerosis, psoriasis

Pen injector

Subcutaneous fluid medication
→ cartridge → multiple doses



Two types: reusable, disposable
+ dose type fix or variable



Source: semantic scholar.org

Specifications

Specific dose / body weight

Short time interval

Insulin, Hormones, Glucagon

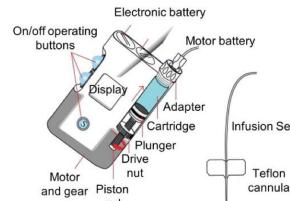
► Insulin pumps

Delivers insulin below skin from cartridge

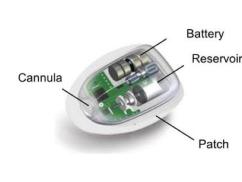
Continuous dose : basal

Additional dose : bolus

Catheter-based pump



Patch pump



Source: zationline.com

► Requirements

Reliable, precise, fast detection of failure
easy to use, safe, lightweight, IP68

► Diabetes type → pancreas create insulin

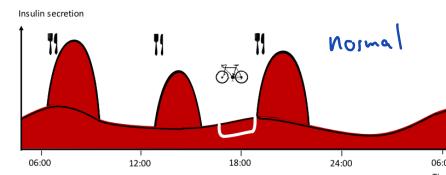
Type I: Inherited, immune system destroys cells responsible for insulin creation

Type II: Insulin can not act properly on cell membranes
→ overweight, eating behaviour
→ can be reduced

► Treatments

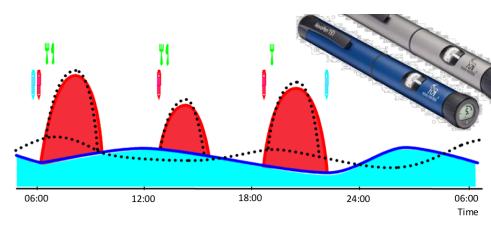
- Change lifestyle, tablets, insulin (Type 2)
- Conventional insulin therapy (CT)
- Continuous subcutaneous (CSI)

► Insulin needs



ICT

Two pens for long and short acting insulin



CSI

Basal rates 0,5-1,5 IU/h

Bolus size 3-4 IU.

Short acting insulin

Long acting insulin

Physiologic insulin secretion of a non-diabetic

↳ therapy: basal-rate at multiple intervals in 1.0 IU/h
bolus delivered additionally

► Bolus calculation

Insulin units / amount of carbs [g]

Specific for each

Effect differ during day

Time block	Carb ratio for g
Mornings (5 am-10 am)	4-12 g carbs/IU
Midday (10 am-4 pm)	8-24 g carbs/IU
Evenings (4 pm-10 pm)	6-12 g carbs/IU
Night time (10 pm-5 am)	8-24 g carbs/IU

10. Hearing aids

► Anatomy

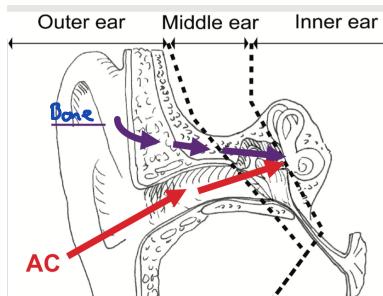
Division	Outer ear	Middle ear	Inner ear	Central auditory nervous system
Anatomy	Pinna External auditory meatus	Incus Malleus Tympanic membrane	Oval window Stapes Auditory tube → equalize pressure	Cochlea Auditory nerve
Mode of operation	Air vibration	Mechanical vibration	Hydrodynamic & electrochemical	Neural impulse

► Sound conduction

Either via bone or air conduction

► Outer ear

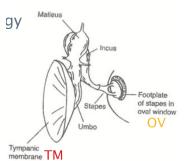
- view tympan with an otoscope
- tympanic membrane



► Middle ear

Role: transmission from tympanic membrane to oval window

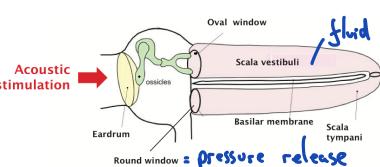
Three ossicles: malleus, incus, stapes
→ lever arm



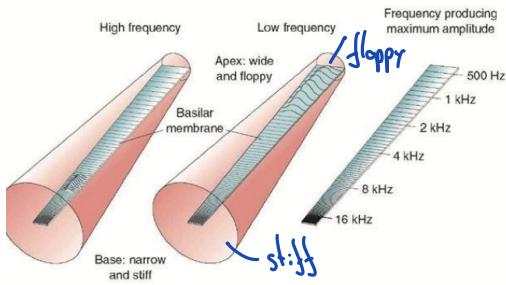
- Act as a transformer between low impedance to high impedance membrane (smaller area)
- Reduces attenuation and energy reflection
- **Stapedius reflex**
pull stapes to protect from loud sound

► Inner ear

Oval window moves inner ear fluid
→ move basilar membrane



Basilar membrane
→ vibrate in diff locations according to sound freq



► Cochlea

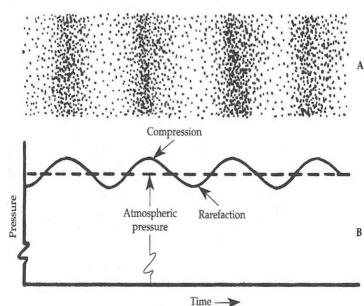
→ Hair cells with different resonance frequency

► Acoustic & perception

$$v = \frac{\lambda}{T} = \lambda \cdot f$$

Period in the space domain
T → Period in the time domain

Speed of sound is property of the medium air $\approx 343 \text{ m/s}$



► Pitch

Frequency f [Hz]

- Infrasound: $f < 16 \text{ Hz}$ not audible for human (too low frequency)
- Human audible range: f from 20 Hz to 20 kHz
- Ultrasound (ultrasonic): f from 20 kHz to 1,6 GHz
- Hypersound (hypersonic) $> 1 \text{ GHz}$

Pitch is psychological → not linear along freq.
→ new unit: mels

► Audible sound

$$x[\text{Bel}] = \log_{10} \frac{P_1}{P_2} = \log_{10} a$$

$$x[\text{Deci-Bel dB}] = 10 \cdot \log_{10} \frac{P_1}{P_2} = 10 \cdot \log_{10} a$$

Field quantity ratio: $x = 20 \cdot \log_{10} \frac{P}{P_0}$

Sound pressure level $L_p = 20 \log_{10} \frac{P}{P_0}$
dB SPL

$$P_0 = 20 \mu\text{Pa}$$

→ At hearing threshold at 1kHz → 0 dB

Phon unit

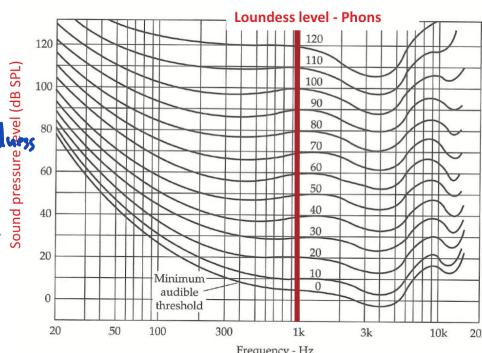
Loudness perceived dep. on frequency

- phon is a scale for loudness
- ref. at 1kHz SPL

dB(A) → correction based on perceived loudness

Binural hearing

- sound arrive at different time or pressure (shadow) → localization



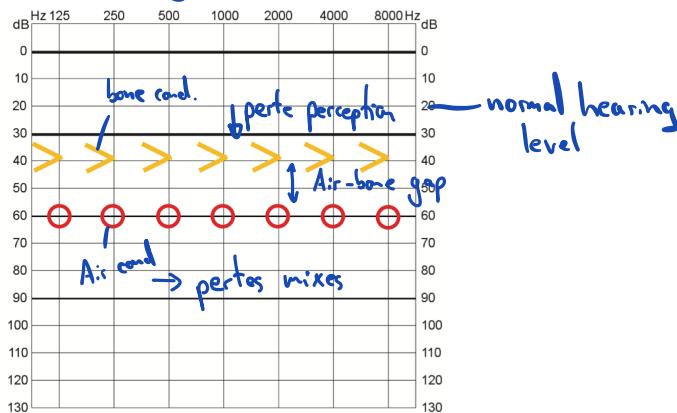
► Pathologies

- perte transmission/conduction Air-bone gap!
 - perforation tympani, malformation, fluides, infection
- perte perception → génétique, aging, malformation
- perte mixe

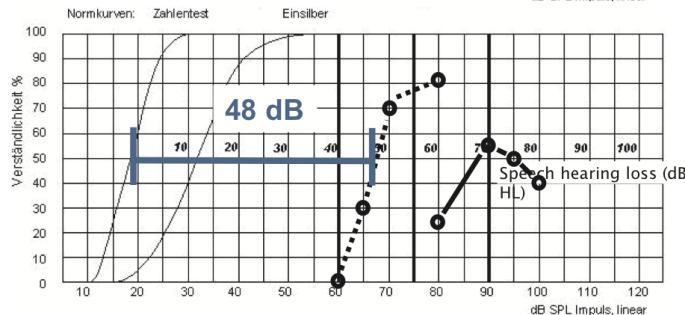
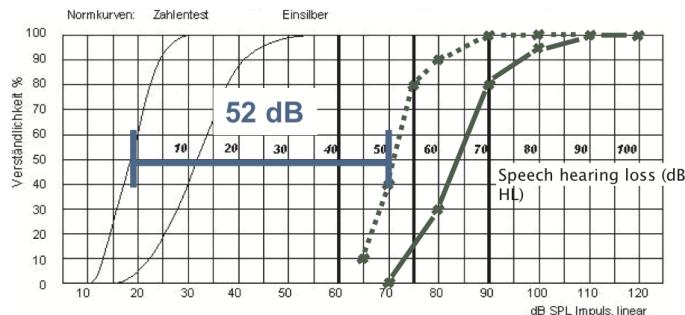
► Diagnostics

PTA - Pure tone audiogram

→ Hearing loss test in dB HL



Speech hearing loss



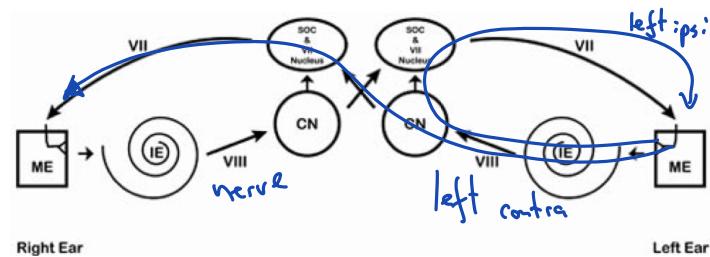
Other pathologies:

- Sensorineural hearing loss:
- Loudness recruitment
 - is an abnormally-rapid growth in loudness with increases in stimulus intensity
 - Even though there is only a small increase in the sound levels, sound may seem much louder and it can distort and cause discomfort
 - result from damage to the sensory cells of the cochlea

► Objective diagnostics

- Electrophysiology
- Tympanometry
 - Indirect measurement of the "mobility" / impedance of the tympanic membrane and ossicles of the middle ear
- Stapedius reflex (acoustic reflex)
 - muscle contraction (stapedius muscle) in response to high-intensity sound stimuli (stiffens the middle ear)
 - decreases of middle-ear admittance → detected by tympanometry
- Otoacoustic emission (OAE)
 - The cochlea does not just receive sound → low-intensity sound called OAEs is generated.
 - Sounds produced by the cochlear outer hair cells as they expand and contract (newborn hearing screening)

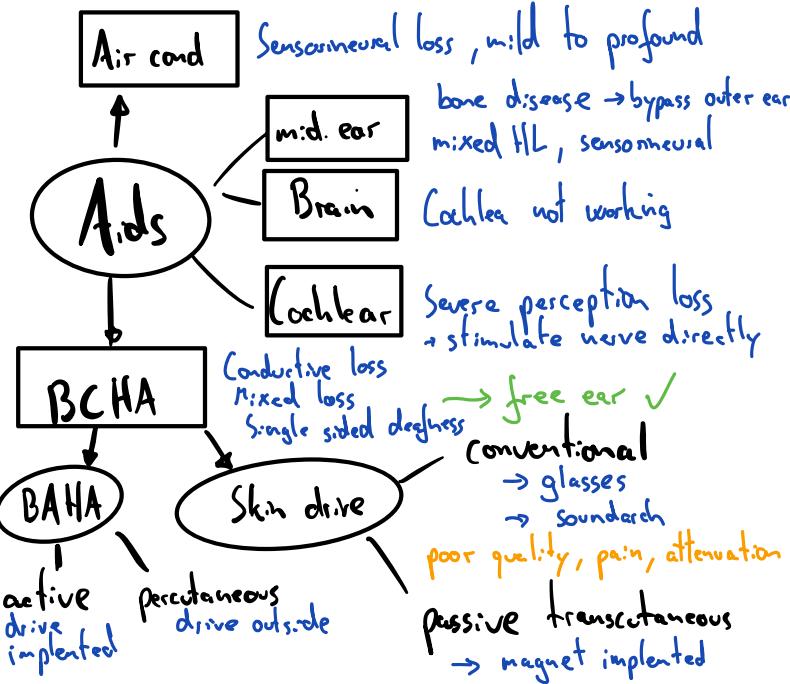
Stapedius reflex



ipsilateral contraction: same side
contralateral : to the other side

		0.5 kHz	1 kHz	2 kHz	4 kHz
Stimulation on Right	Right (ipsi)	85	85	85	85
	Left (contra)	x	x	x	x
Stimulation on Left	Right (contra)	x	x	x	x
	Left (ipsi)	x	x	x	x

► Rehabilitation



A.1 Regulatory + patent

- In der Schweiz muss ein Gerät mindestens ein MD-Kennzeichen tragen
- Für Europa (inklusive der Schweiz) ist ein CE-Kennzeichen erforderlich
- Für die USA ist eine FDA-Zulassung notwendig

Objectifs

Ensure safety and effectiveness
Protect patients and third parties

Regulation

- Directive (EU-level)
- Loi:
- Ordonnance ↑ legally binding
- Normes → minimalen Anforderungen
- Guidelines ↳ MDD, AID, IVD
- Recommendations

Standard org

ISO, DIN, ANSI, CEN

Quality management (needed for market approval)

- Document Control and Records Management: Ensuring that all documents and records are accurately maintained and traceable.
- Management Responsibility: Establishing clear leadership roles and responsibilities for quality management.
- Resource Management: Adequate allocation of resources, including personnel, infrastructure, and work environment, to ensure product safety and efficacy.
- Product Realization: Comprehensive planning and development processes, including risk management, design control, and validation to ensure product meets quality standards.
- Measurement, Analysis, and Improvement: Continuous monitoring and improvement of the quality management system through data analysis, internal audits, corrective and preventive actions.

Risk management

Technical documentation

Demonstrate compliance of a device to essential requirements

Patent (par pays)

Protection pour 20 ans

→ peut vendre ou licencier

→ produit ou procédés

Seulement pour invention

↳ résout un problème concret avec la technique

3 critères : nouveau, utilisable, inventive

Alternatives

→ Garder le secret

→ publication défensive

A.2 Innovation

Idée de médecin ou technicien

Analyse de l'idée

Etude faisabilité

Contribue au portfolio?

Coûts de prod?

Cahier des charges, analyse risques

Prototype → test in vitro → ex vivo → animaux

Production

Ventes

Support

Recyclage

→ in vivo

