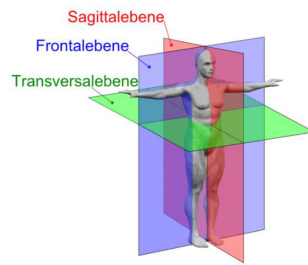
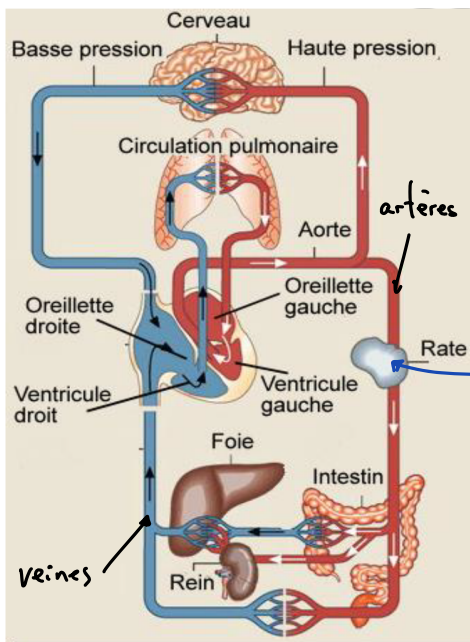
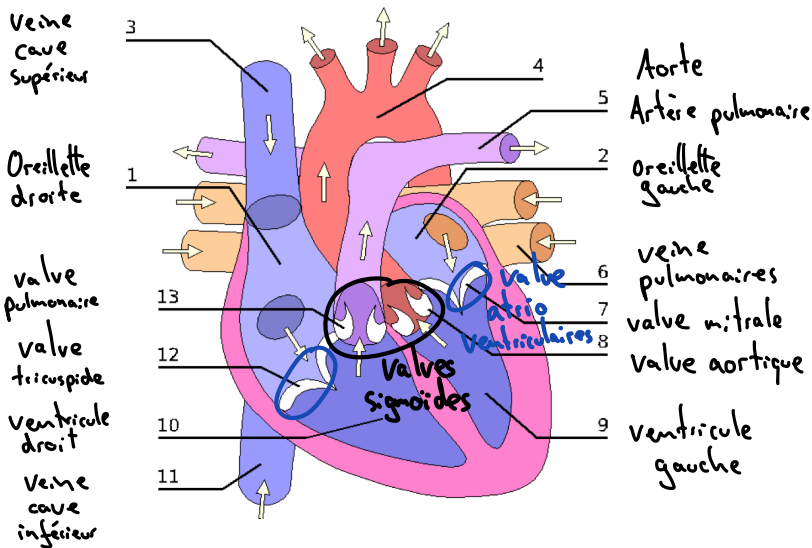


Technique médicale I ^{DB} 28.01.24

1. Coeur



sang ensuite transmis par des vaisseaux appelés capillaires



Muscle du coeur: 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. Complaisance dilatation artère, vaisseau puis recontraction élastique
2. Pompe musculaire contraction des muscles pour repousser le sang dans coeur
3. Pompe respiratoire pression poumons pousse le sang
4. Vasocontraction contraction des vaisseaux

► Contraction du coeur

► Systole "Contraction du coeur"

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

2. Contraction ventricules (systole ventriculaire)
2 mmHg → 80 mmHg isovolumétrique dans ventricule gauche!

valve fermée

Phase éjection: 80 mmHg → 120 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"

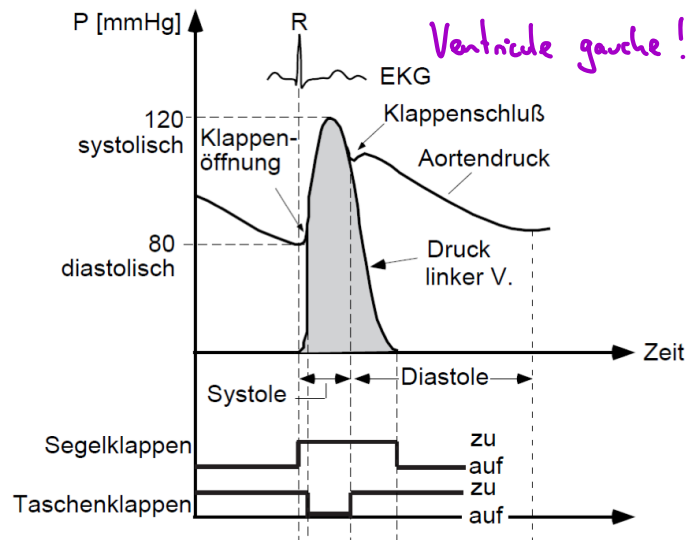
1. Remplissage oreillettes

2. remplissage ventricules
→ pas de contraction

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

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

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

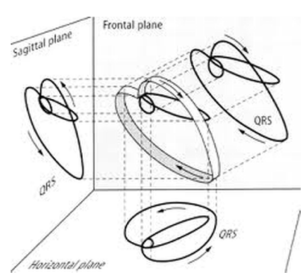


Précharge: dilatation élastique du muscle cardiaque à la fin de la diastole (remplissage)
 Post-charge: pression que le coeur doit exercer pour éjecter le sang.

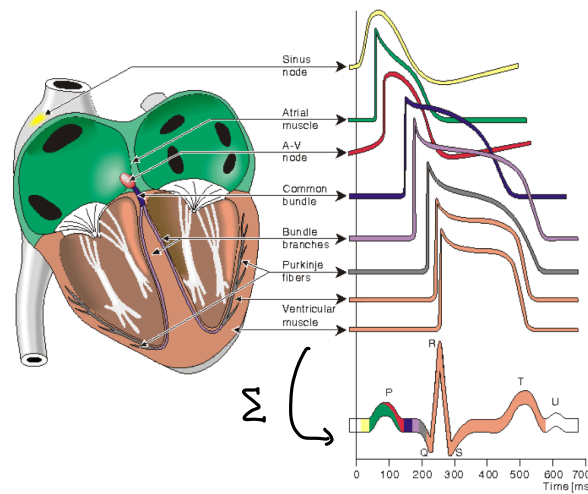
Pression systémique: pression dans la circulation systémique (qui sort par l'aorte et traverse le corps puis reviens par les veines)

► Electrocardiogramme ECG

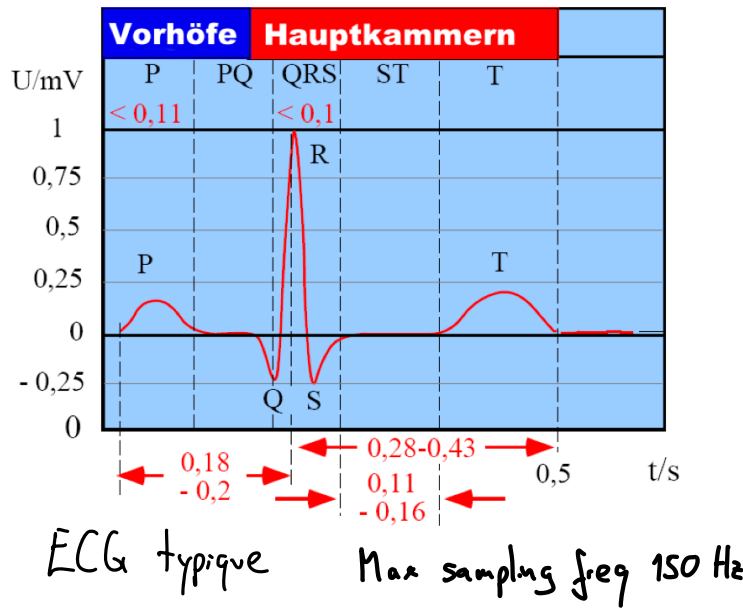
► Vectocardiogramme



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



ECG → somme des courbes de tension cellulaire



► Régulation du coeur

Bul: éjection identique entre ventricule gauche et droite.

► Loi Frank Starling

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

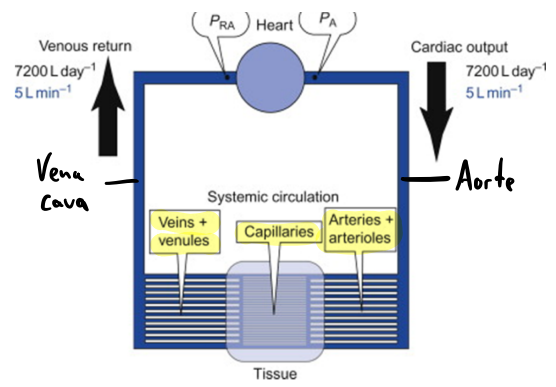
Cas 1: augmentation pression veine ventricule droit augmente poussée

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)

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

► Débit cardiaque

Schéma simplifier du syst. circulatoire.



► Barorécepteurs

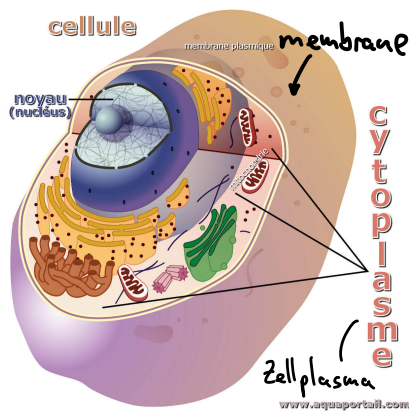
Régulation via dilatation des vaisseaux

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

⇒ Le cerveau règle l'activité du coeur avec les nerfs sympathique et parasympathique.

{ Nerf sympathique: augmenter activité, stimulis
 { Nerf parasympathique: baisser activité
 → système nerveux autonome

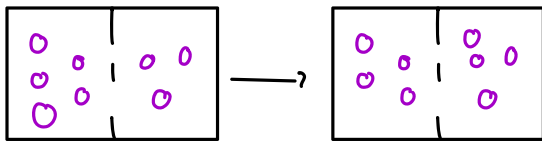
2. Cellules → électrophysiologie



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

► Equilibre

Beaucoup de process 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

Equilibre: pression osmotique

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

⇒ 1 Osm/litres $\hat{=}$ 1 mol particules / l
 $= 6 \cdot 10^{23}$ particules

Mécanisme de compensation:
→ absorber de l'eau!

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

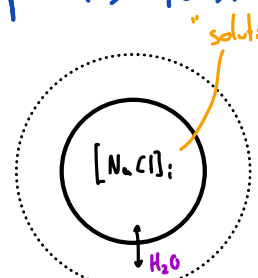
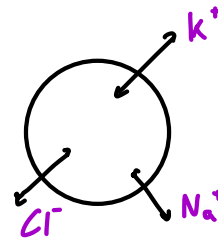
► Compensation électrique (ions)

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 élec. non nul! Causé par les ions.



Cellule ordre 0

► Loi Fick Boltzmann

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

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

différence concentration

charge de l'ions

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



Tension cellule
"par ion"

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

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

Tension totale:

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

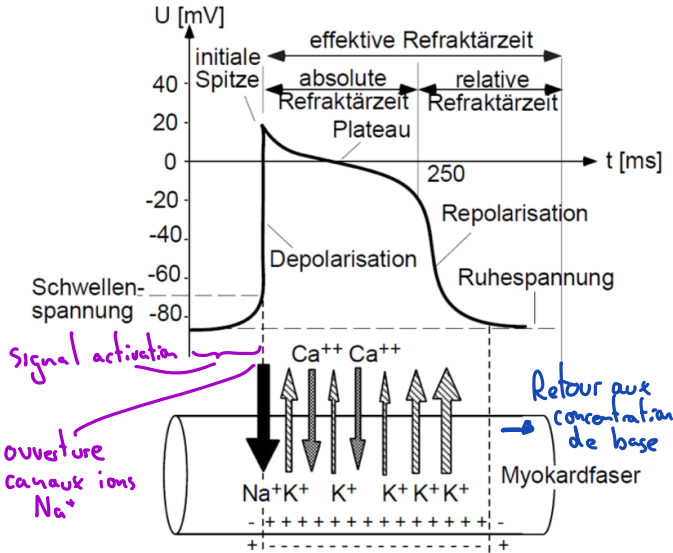
Paramètres	K^+	Na^+	Cl^-
perméabilité relative P	100	1	140
Concentration externe $[A]/mM$	4	135	104
Concentration à l'intérieur $[I]/mM$	149	27	4

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

► Potentielle d'action

La cellule est activée par un nerf ou auto-activée (comme cellules du Smus 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

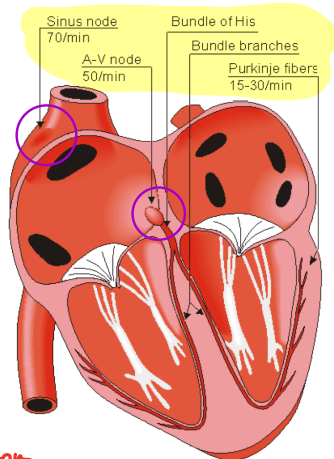
► Formation et conduction de l'excitation

► 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 (activité 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

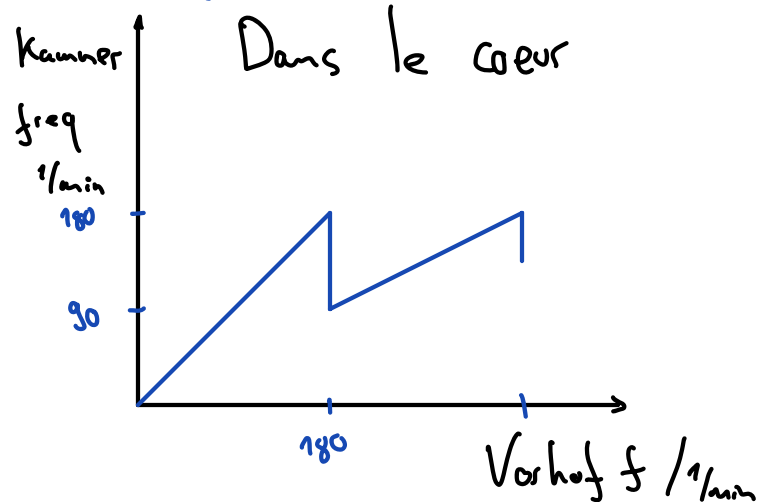
- ↳ Noeud sinusal → **contraction oreillette**
- ↳ Retard crée par noeud A-V (30 ms)
- ↳ Conduction au travers noeud AV
- ↳ Propagation via les **fibres de Purkinje** dans les chambres inférieures.

→ Les fibres de Purkinje peuvent aussi générer dépolarisation autonome si noeud AV défaillant. très lent ⇒ **15-30/min**

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

Effet Wenckebach

→ Ralentir / filtrer les signaux défaillant du noeud sinus



► 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 (électrolyte)

Electrodes : courant ionique → courant d'électrons

► Potentiel de demi-cellule

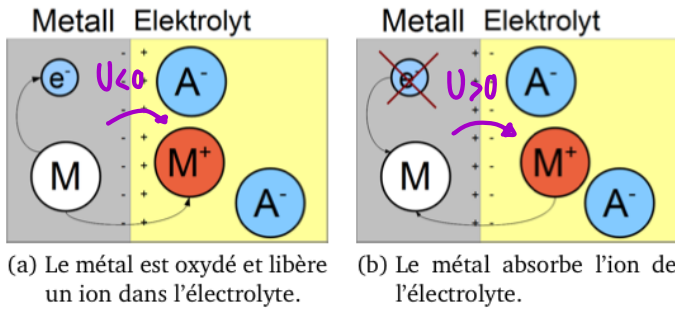


Figure 2.18.: Métal en contact avec un électrolyte.

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

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

► Type d'électrode

1. Electrode parfaitement polarisable (métaux 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 $Ag/AgCl$

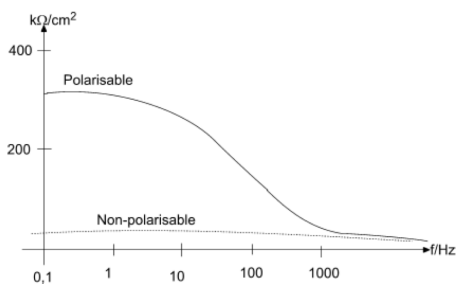
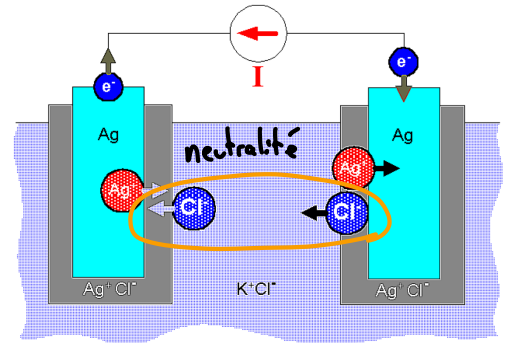


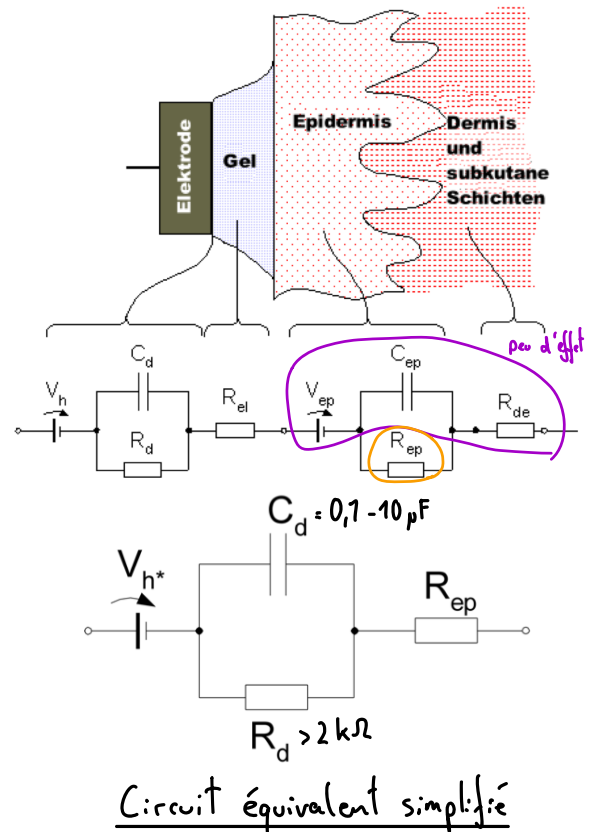
Figure 2.20.: Dépendance de la résistance relative à l'aire

► Electrode $Ag/AgCl$

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



► Modélisation du comportement



► 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.

$$U_N = U_{G1} + \frac{U_0}{2} \quad U_P = U_{G1} - \frac{U_0}{2}$$

même perturbation signal utile

► Amplificateur différentiel

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

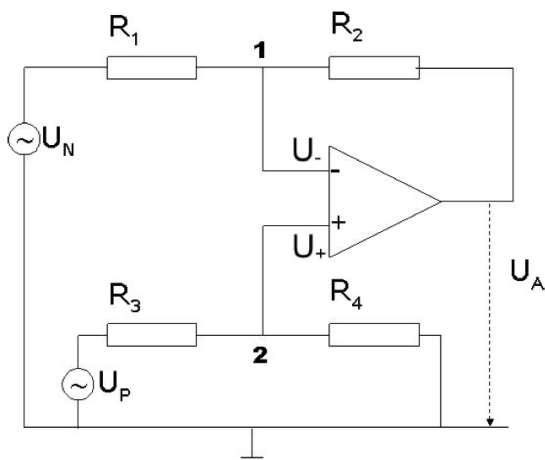


Figure 2.27.: Amplificateur différentiel (soustracteur)

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

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

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 voulu)

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

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

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

En dB → $20 \cdot \log(G)$

Approx: $G \approx (1 + \alpha) \frac{\alpha}{\Delta \alpha}$

$$\alpha_N = \alpha - \frac{1}{2} \Delta \alpha$$

$$\alpha_P = \alpha + \frac{1}{2} \Delta \alpha$$

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

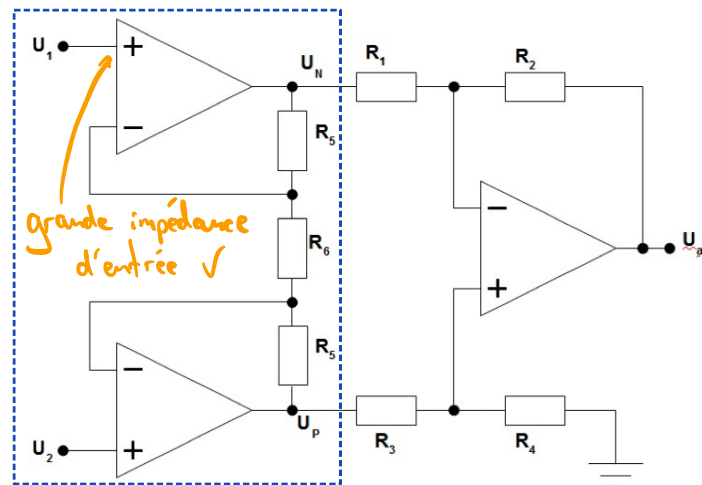
Chacun à un ECG différent, or on aimerait utiliser toute la gamme de transformation du AD Wandler.

⇒ on a besoin d'un amplificateur réglable

⇒ Désavantage de l'ampl. 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

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

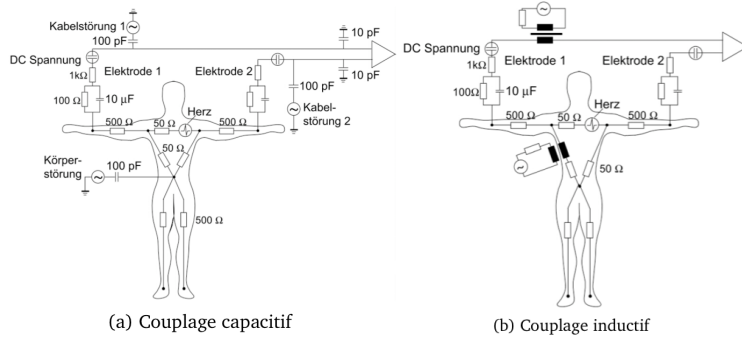
$$G = \left| \frac{A_D}{A_G} \right| = \frac{R_5 + R_6 + R_7}{R_6}$$

A. total:

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

► Perturbations

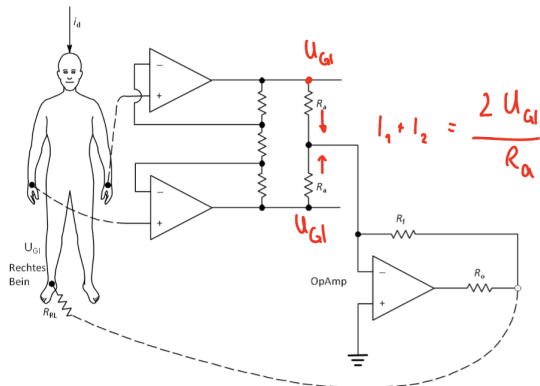
Principalement champs couplés inductivement et capacitivement (signaux externes à haute fréquence)



- 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 paires torsadés
3. Circuit Driven-Right-Leg



La perturbation inverse est réinjectée dans le corps par la jambe ($-U_{G1}$)

$$U_{G1} = \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2R_f/R_a} \quad \text{courant réinjecté}$$

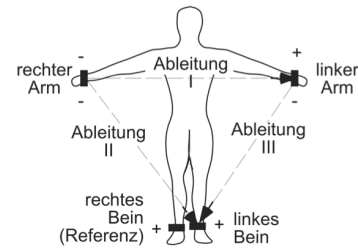
► Dérivations

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

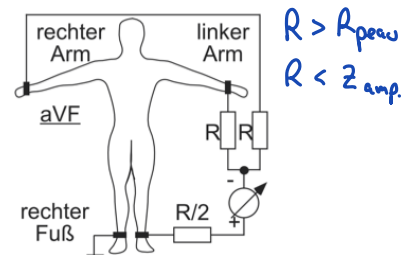
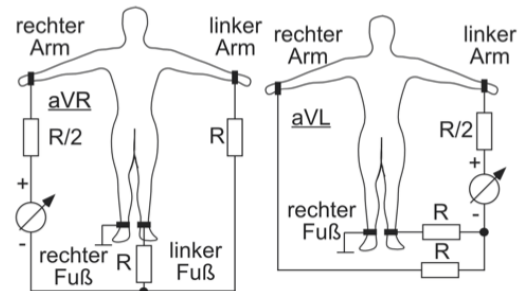
Δ La tension est tridimensionnelle
→ cardiogramme vectoriel (3 points mesure)

Einthoven

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

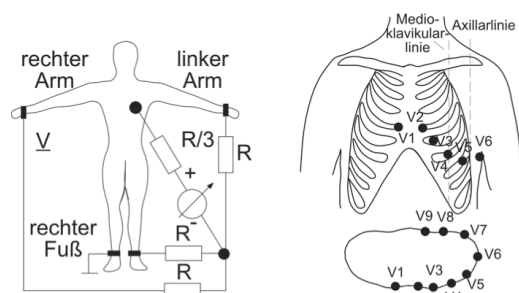


Goldberg



$R > R_{\text{peau}}$
 $R < 2 \text{ amp.}$

Wilson



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

Potentels plus proche du coeur → plus réaliste

► Défauts du coeur

- 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})	$\hat{x}_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi \frac{kn}{N}}$	$\hat{x}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-i\omega t} dt$
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})	$x_k = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n e^{i2\pi \frac{kn}{N}}$	$x(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{x}(\omega) e^{i\omega t} d\omega$
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 Z est "l'équivalent" discret de la transformée de Laplace

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

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

► Signal $x_n, n = 1, 2, \dots, n$

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

Valeurs mesurées: x_1, x_2, \dots, x_n

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

► 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 →

Dans domaine temporel :

$$y_n = - \underbrace{\sum_{i=1}^l a_i y_{n-i}}_{\text{amplifier}} + \underbrace{\sum_{i=0}^k b_i x_{n-i}}_{\text{amoindrir}}$$

Domaine "fréq"

Fonction transfert en z

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

Pour un filtre à réponse impulsionnelle infinie (IIR-filter)
Si: dénominateur = 1 (FIR-filter) _{finie}

► Réponse temporelle du filtre

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

$$y_n = \sum_{i=0}^n x_{n-i} h_i$$

$h_i = \mathcal{Z}^{-1}(H(z))$ réponse impulsionnelle

Pour trouver \mathcal{Z}^{-1} : tables, décomposition en éléments simples, séries entières ou intégrale curviligne

From filter TF to difference equation

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

$\mathcal{Z}^{-1} \rightarrow x_{n-1}$ 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

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

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

► Réponse en phase

$$\angle H(\omega) = \tan^{-1} \frac{\Im(H(\omega))}{\Re(H(\omega))}$$

$$[0, \pi] \quad \omega = 2\pi \frac{f}{f_s}$$

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

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

► Zéros et pôles

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

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

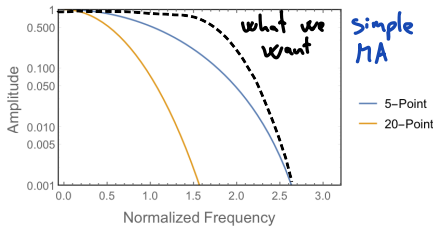
Possibilité 1 : moyenne mobile pondérée

filtre de Hanning (fenêtrage) $y_n = \frac{1}{4}(x_n + 2x_{n-1} + x_{n-2})$

$$\Rightarrow b_0 = \frac{1}{4} \quad b_1 = \frac{1}{2} \quad b_2 = \frac{1}{4}$$

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

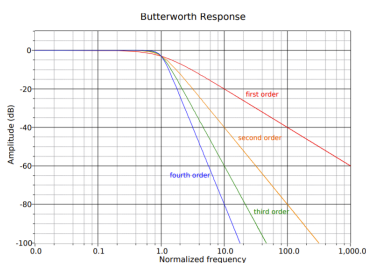
Avec une moyenne mobile non pondérée, la coupure est monotone (non désiré)



Possibilité 2 : filtre butterworth

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

Utiliser la fonction `butter(n, wc)` dans Matlab pour trouver coeffs b, a . n = 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:

$$H(z) = \sum_{k=0}^m b_k \cdot z^{-k} \Rightarrow b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}$$

$$\Rightarrow H(z) = (1 - z^{-1}z_1)(1 - z^{-1}z_2) = 1 - \underbrace{(z_1 + z_2)}_{b_1} z^{-1} + \underbrace{z_1 z_2}_{b_2} z^{-2}$$

► 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 de 1

→ les fréq const sont supprimées

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 structurelle, manque O_2
médicaments, défauts génétiques

▶ Arrhythmies locale \rightarrow nomotops, plusieurs \rightarrow hétéotops

Trop lent

Dysfonction de formation ou conduction du stimulus
 \rightarrow noeud sinusal défaillant

\rightarrow blocage SA, blocage AV, blocage branches

Degré 1 : retards

Degré 2 : présence partielle \rightarrow trous

Degré 3 : blocage total

Trop rapide

Facteur externe \rightarrow stress, caféine...

Circuit réentrant \rightarrow loop

\rightarrow Fibrillation (irrégulier) ou atrial flutter (régulier)
auriculaire / ventriculaire ventriculaire tachycardia (régulier)

Automaticité augmentée \rightarrow cellule va trop vite
 \rightarrow battement supplémentaire

▶ Distinctions

Bradycardie (trop lent) \rightarrow pacemaker

Tachycardie (trop rapide) \rightarrow défibrillateur

▶ Types de stimulation

Transcutanée : Urgence \rightarrow défibrillateur

Stimulation par oesophage diagnostique \rightarrow pas souvent

Intracardiaque passagère opérations, urgence

Intracardiaque implant dérèglements du cœur

▶ Construction

\rightarrow Ignorer les perturbations, communications avec médecin
Gamme fréquence 0,7 - 2 Hz adaptatif

▶ Types

Pacemakers PM

Implantable cardioverter defibrillators ICD

Cardiac resynchronization CRT avec ou sans déf. CRT-D

Loop recorders ILR

▶ Appareil programmation

\rightarrow Programmation du stimulateur par l'extérieur

\rightarrow transmission radio

\rightarrow adaptatif !

\Rightarrow Fréquence stim, amplitude, sensibilité
temps réfractaire, modes, autre

▶ Device follow-ups

PMs \rightarrow 1x/12 mois, ICD 1x/3-6 mois

Interrogations: lead impedance
sensing amplitude
Battery
Threshold

▶ Boîtier

Titan + polymère époxyde

▶ Batterie

Lithium-iodid, durée: >10 ans, 2,8 V

▶ Electrodes

Requirements:

Mécaniquement durable (déformation, fatigue)

Parfaitement isolé et biocomp.

\rightarrow Forme multi-hélice en silicone (ou PU)

Unipolaire

Pôle de réf.
sur PM

\rightarrow Stim. non ciblée

Δ perturbations

Bi-polaire

Excitation ciblée

Moins de risque de contraction
induite

Moins sensible au bruit

Fixation

Ventricule est poreux \rightarrow fix. passive (crochet, trident)

Atrium est lisse \rightarrow fix. active (vis)

PM est dans la clavicle

Electrodes passent dans

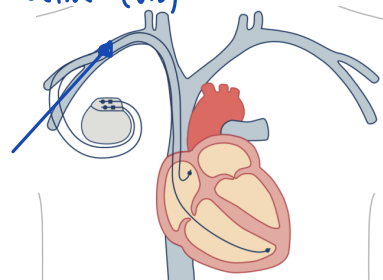
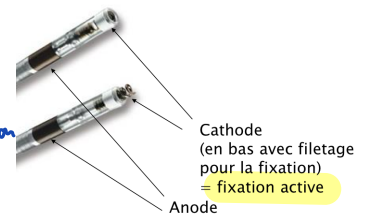
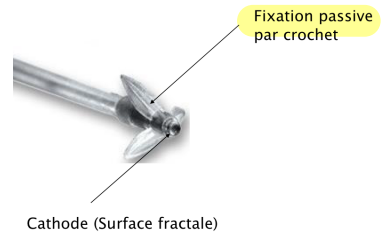
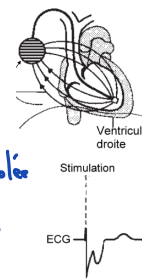
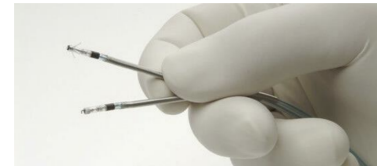
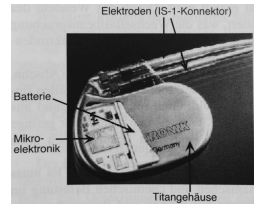
la veine subclaviculaire

\rightarrow 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

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

Amplitudes → >2.5 mV oreillette, 10 mV vent.

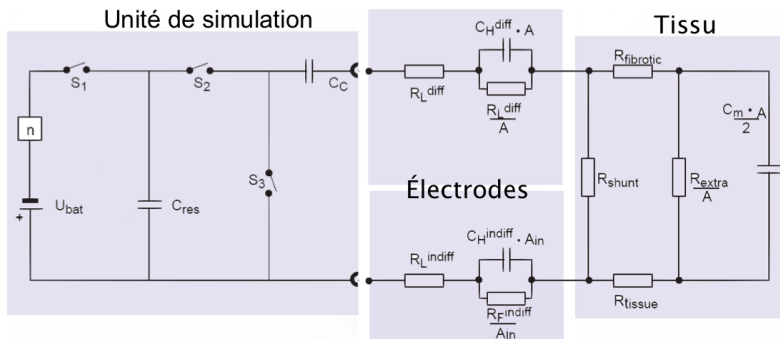
► Blanking

Détecter et stimulation sur même électrodes

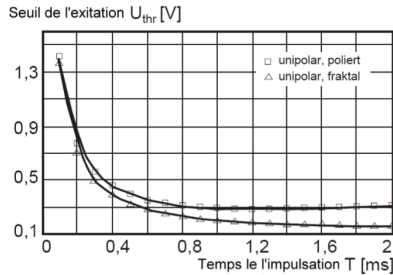
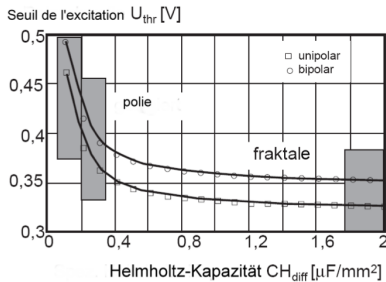
→ transistor (interrupteur) découplage (quelques ms)

→ logic blanking à cause des oscillations après stim.

► Stimulation



Cres: Condensateur pour l'excitation, S1: Commutateur pour le chargement de Cres, S2: Commutateur pour le déchargement (stimulus), S3: Commutateur pour le déchargement en période passive



Tension stimulation:

$$U_{thr} = \frac{2 \cdot U_{dep} - 30mV}{C_{Hdiff} \cdot R_{tissu}} \cdot \frac{\sqrt{b^2 - 4a}}{e^{p_1 \cdot T} - e^{p_2 \cdot T}}$$

Constantes du circuit total (R+C+...)
0,1-2 ms

Surface poreuse → R ↓

Vocabulaire:

Rheobase: courant minimum pour dépolariser cellule avec durée d'impulsion infinie

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

VES: extrasystole ventriculaire → 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, BPM, ARP, VRP, PVARP

éviter détecter la pulse V comme atrium sensing.

► Classification (NB6)

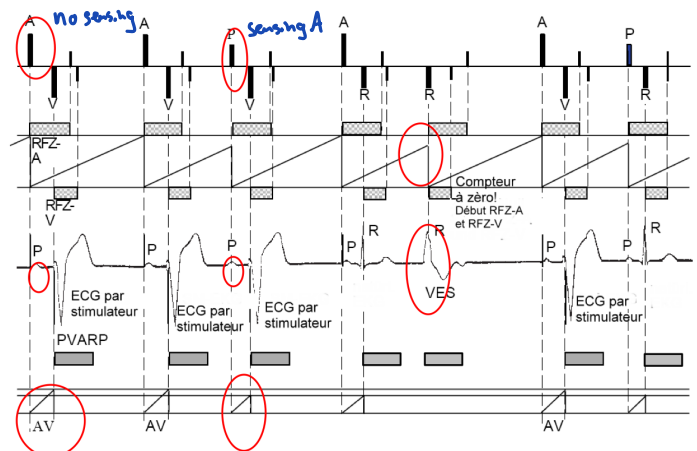
1. Lieu de stimulation	2. Lieu de Détection	3. Mode de stimulation	(Program-mation)	Fonction anti-tachycarde
V	V	I	Programmable	Pacing
A	A	T	Multi-prog	S "choc"
D	D	D	C (external)	D "dual"
S	S	0	Rate adaptative	
0	0	pas de détection		

► V00 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 → 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 \downarrow 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
↳ doit être fait durant période réfractaire du ventricule.

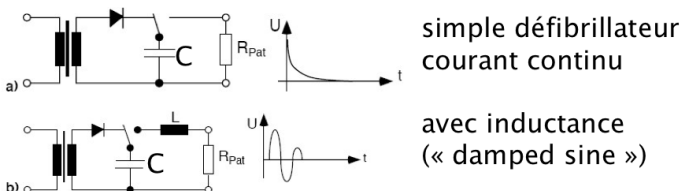
► Choc pour VF

- 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 :

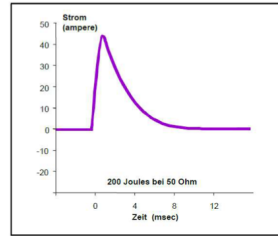
Choc manuel

Choc semi-auto → reconnaissance du besoin de défibrillation via ECG

Choc auto → reconnaissance et choc automatique

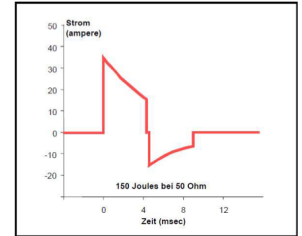
► Mode de choc

Monophasique



Plus simple mais moins efficace

Biphasique



Forme moderne la plus efficace, nécessite moins d'énergie

► Electrodes

Idealement entre poitrine et dos ou direct sur le coeur pendant operation



► Détection fibrillation

Algorithmes sophistiqués pour différencier fibrillation bénigne et dangereux.

→ basé sur détection QRS, VF et VT

Ventricular fibrillation → deliver shock

Ventricular tachycardia → deliver only when severe

SVT → 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

- Pulsation trop vite: dépendant de type, distinction entre
 - Fibrillation auriculaire: pas d'action
 - Tachycardie 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 arrhythmies des oreillettes

7. Statistique médicale

► Elements de base

Test binaire → 4 résultats

TP : true positive → patient est malade et détecté

TN : true negative → patient est vmt 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

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

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

Risque relatif $RR = \frac{C_{exposé}}{C_{non exposé}}$

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

► Test statistique (dépistage)

	Séropositifs	séronégatifs	Total
Test positif	24'950 TP	15'000 FP	39'950 TP+FP
Test négatif	50 FN	approx. 7'500'000 TN	approx. 7'500'000 FN+TN
Total	tot positif 25'000	tot négatif approx. 7'500'000	population 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 cachées
→ âge, 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

Epithélial couche de cellules formant interface organe entre intérieur et extérieur d'un organisme
Conjunctif et soutien 80% du corps os, cartilage, sang
Musculaire filament contractile
Neveux cerveau, moelle, nerf

Organes

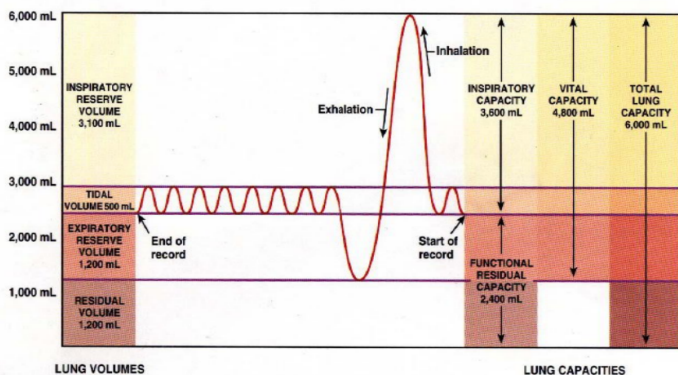
- Système de peau
- Système endocrinien : production d'hormones
- Système lymphatique : système de défense (par exemple, les ganglions lymphatiques) L'appareil digestif
- Système urinaire : eau, acide-base, équilibre en sel, réduction des résidus digestifs, régulation de la pression sanguine
- Système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



cellule
↓
tissu
↓
organe

► Echange gaz CO_2 , O_2 ^{ii transport par globules rouges}
Basé sur diffusion des gazs
Diffusion O_2 dans sang puis tissus
Diffusion CO_2 depuis tissu dans le sang puis l'air

Système nerveux

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

Autre classification : végétatif / sensorimoteur

- 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

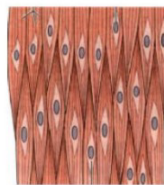
Système squelettique

Os spongieux / compact
Continuellement renouvelés

Système musculaire

Types de muscle

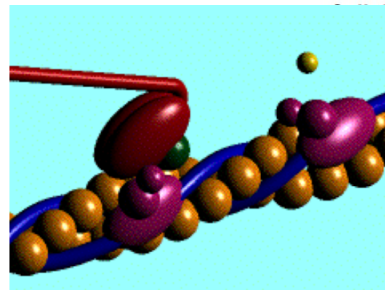
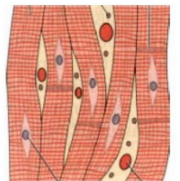
muscle lisse



muscle squelettique



muscle cardiaque



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

9. Injection

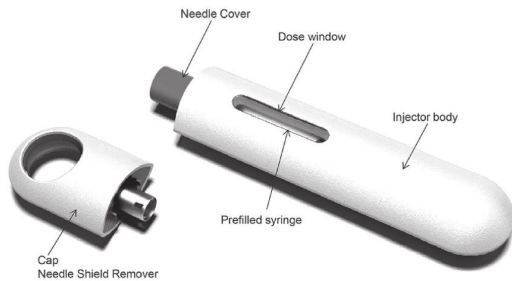
► Packaging

Syringe : with needle
 Cartridge : without needle
 Vial : small bottle with penetrable membrane

► Autoinjector

- Delivering fluid below skin
- One single dose

► Parts



► Specifications

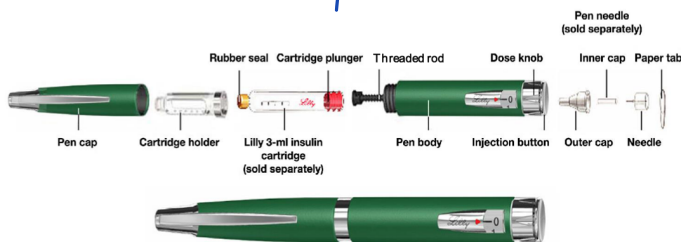
Dosage not depending on patient weight
 Injection every 1-8 weeks
 High therapy cost

Examples: migraine, polyarthritis, sclerosis, psoriasis

► Pen injector

Subcutaneous fluid medication
 → cartridge → multiple doses

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



► Specifications

Specific dose / body weight
 Short time interval

Insulin, Hormones, Glucagon

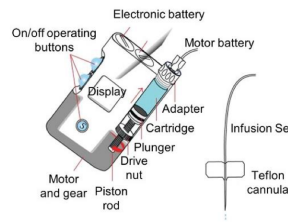
► Insulin pumps

Delivers insulin below skin from cartridge

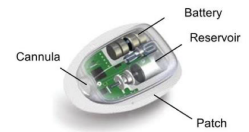
Continuous dose : basal

Additional dose : bolus

Catheter-based pump



Patch pump



► 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

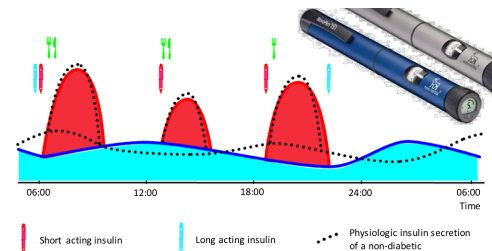
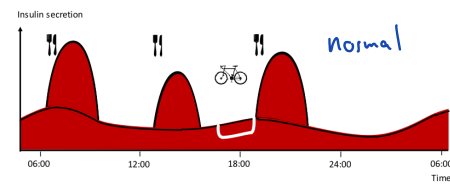
ICT

Two pens for long and short acting insulin

CSII

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

Bolus size 3-4 IU



→ therapy: basal-rate at multiple intervals in 1.0 U/h
 bolus delivered additionally

► Bolus calculation

Insulin units / amount of carbs [g]

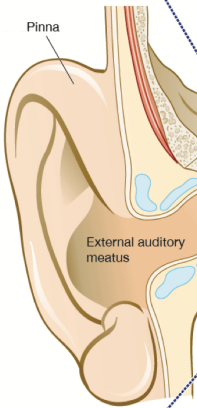
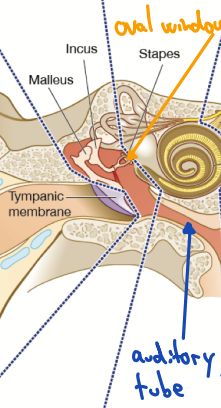
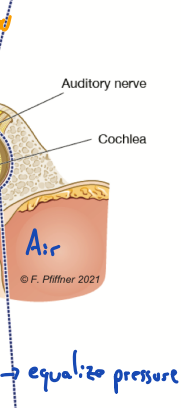
Specific for each

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				
Mode of operation	Air vibration	Mechanical vibration	Hydrodynamic & electrochemical	Neural impulse

Sound conduction

Either via bone or air conduction

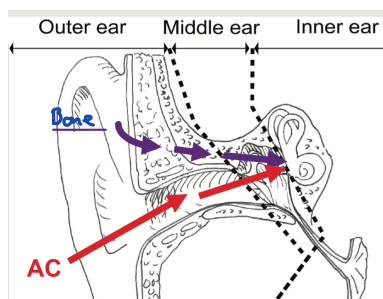
Outer ear

- view tympan with an otoscope
- tympanic membrane

Middle ear

Role: transmission from tympanic membrane to oval window

Three ossicles: malleus, incus, stapes
→ lever arm

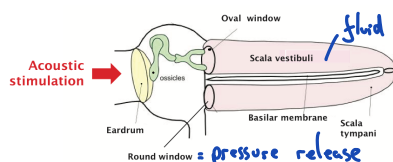


- Act as a transformer between low impedance to high impedance membrane (smaller area)
→ Reduces attenuation and energy reflection

- Stapedius reflex
pull stapes to protect from loud sound

Inner ear

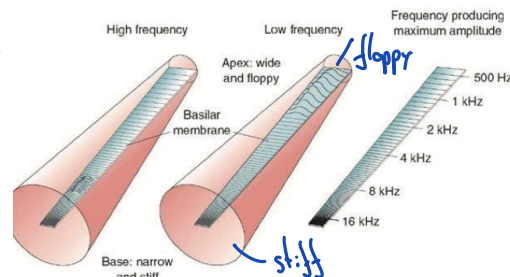
Oval window moves
inner ear fluid
→ move basilar membrane



Basilar membrane
→ vibrate in diff locations according to sound freq

Cochlea

→ Hair cells with different resonance frequency

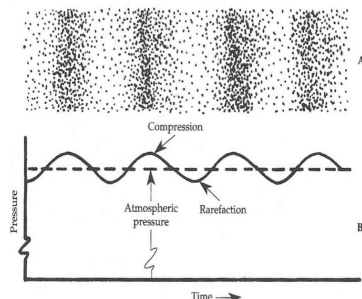


Acoustic & perception

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

Period in the space domain
Period in the time domain

Speed of sound is property of the medium air ≈ 343 m/s



Pitch

Frequency f [Hz]

- ▶ Infrasound: $f < 16$ 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 GHz

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

Audible sound

Power ratios:

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

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

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

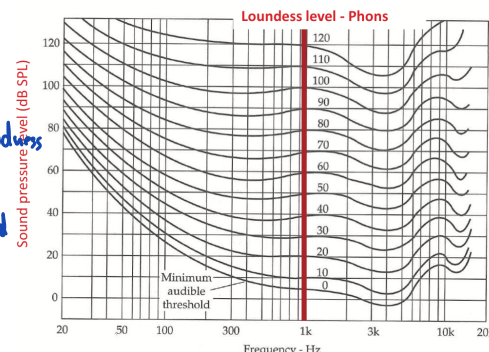
Phon unit

Loudness perceived dep on frequency
→ phon is a scale for loudness
→ ref at 1kHz SPL

dB(A) → correction based on perceived loudness

Binaural hearing

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



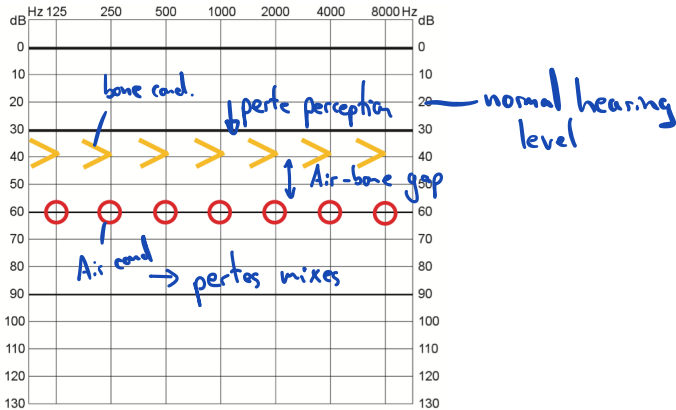
▶ Pathologies

- perte transmission / conduction *Air-bone gap!*
→ perforation tympan, malformation, fluides, infection
- perte perception → génétique, aging, malformation
- perte mixte

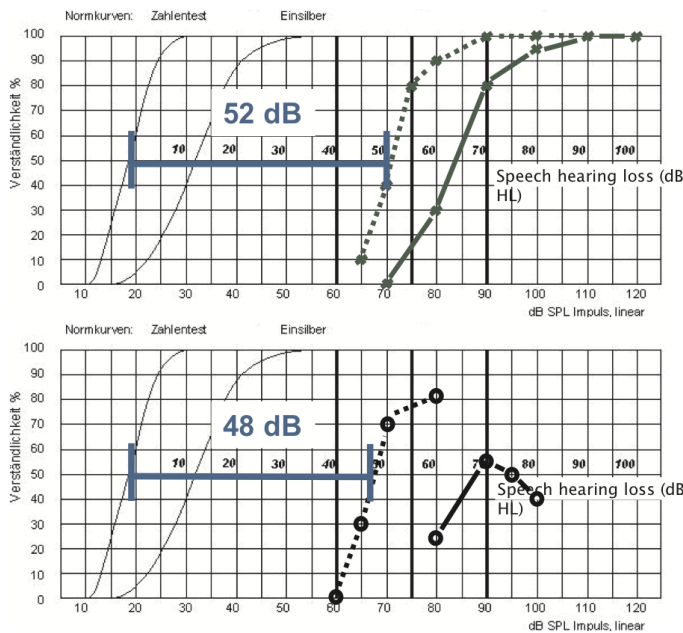
▶ Diagnostics

PTA - Pure tone audiogram

→ Hearing loss test in dB HL



Speech hearing loss



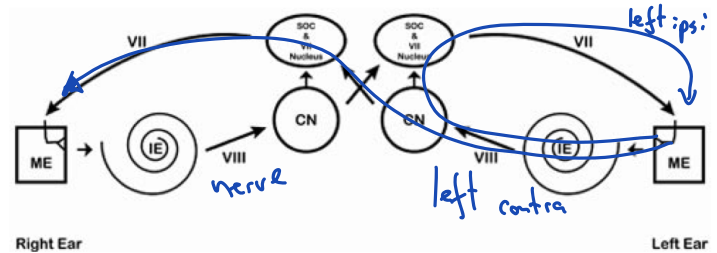
Other pathologies:

- ▶ 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) the middle ear 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)

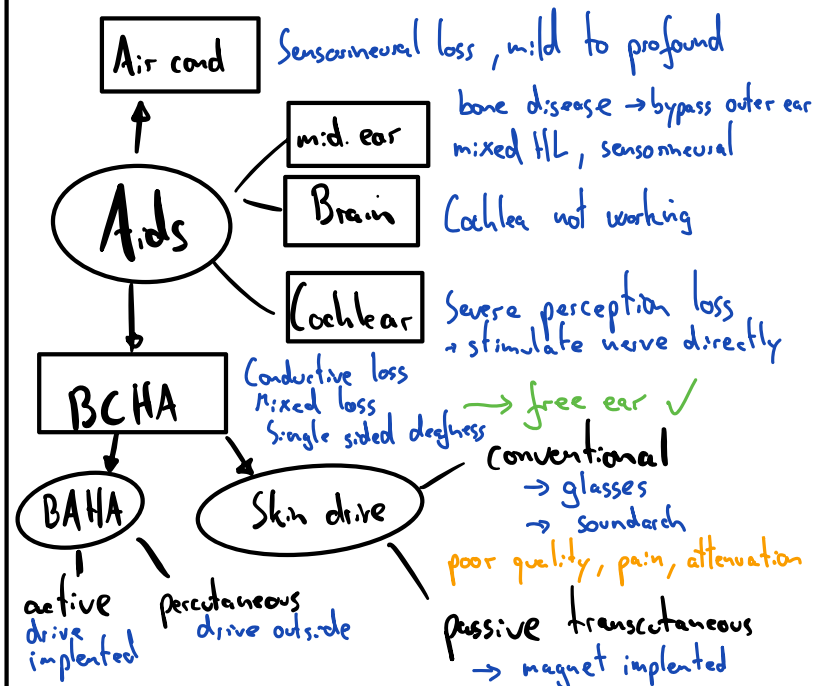
Stapedius reflex



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-Kennzeichentragen
- ▶ 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

1. Directive (EU-level)
2. Loi
3. Ordonnance \uparrow legally binding
4. Normes \rightarrow minimalen Anforderungen
5. Guidelines \rightarrow MDD, AIMD, IVD
6. Recommendations

Standard org

ISO, DIN, ANSI, CEN

Quality management (needed for market approval)

ISO 13485 or equivalent

1. Document Control and Records Management: Ensuring that all documents and records are accurately maintained and traceable.
2. Management Responsibility: Establishing clear leadership roles and responsibilities for quality management.
3. Resource Management: Adequate allocation of resources, including personnel, infrastructure, and work environment, to ensure product safety and efficacy.
4. Product Realization: Comprehensive planning and development processes, including risk management, design control, and validation to ensure product meets quality standards.
5. 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

\rightarrow peut vendre ou licencié

\rightarrow produit ou procédés

Seulement pour invention

\rightarrow résout un problème concret avec la technique

3 critères : nouveau, utilisable, inventive

Alternatives

\rightarrow Garder le secret

\rightarrow publication défensive

A.2 Innovation

Idee de medecin ou technicien

Analyse de l'idée

Etude faisabilité

Contribution au portfolio?

Coûts de prod?

Cahier des charges, analyse risques

Prototype \rightarrow test in vitro \rightarrow ex vivo \rightarrow animaux \rightarrow in vivo

Production

Ventes

Support

Recyclage

