

GRUNDLAGEN DER BIOMEDIZINISCHEN TECHNIK

19.10.2018

Prof. Port

www.bmt.uni-stuttgart.de (aktuelles / Veranstaltungen) → Prüfung ab VL ausfüllt so ab 18h

PW: ↓ Skript bmt 1819

→ Folien werden aktualisiert ab und an

→ vor Klausur nochmal neu herunterladen

mojl. ab freiwillig zum Praktikum anmelden KW 45-50 → Liste in VL

Klausur Di, 12.02.19 HS M 2.02 11h 30 min

Größt v. Beindungen (16. Jhd.) → Handprothese

? Elektromyogramm

? Nervenfasern $\begin{cases} \text{afferent} \\ \text{efferent} \end{cases}$

EKG → nur elektr. Stimulations messbar

→ keine Info zur tatsächlichen mechanischen Aktivität

Impedanzkardiografie → kann auch Info zur Mechanik geben

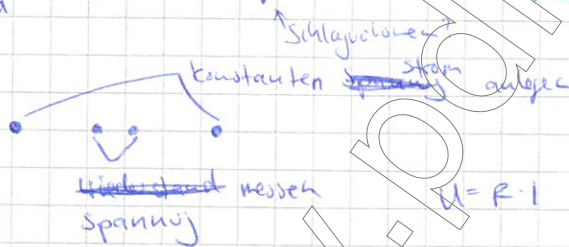
? pneumatisch

↖ Abstand Elektroden spannung

! $R = \rho \cdot \frac{l}{A} = \rho \cdot \frac{l^2}{V}$

Widerstand

Impedanzkardiografie? / Impedanzpendikulografie?



35 techn. System := linear, zeitinvariant

positiv inotrop → Kontraktilität des Herzens wird gesteigert

? Ableitung → EKG nicht Messung sondern Ableitung
mathematisches Integral?

ELEKTROTECHNISCHE & THERMODYNAMISCHE GRUNDLAGEN

Elektrotechn. Grundlagen

Potential ϕ [V] Absolutwert nicht messbar → brauche Bezugspunkt

Spannung U [V] $U = \phi_1 - \phi_2$ Spannung kann nur an zwei äußeren Potentialen sein

äußeres Potential ϕ_a

inneres Potential ϕ_i

Oberflächenpotential $\phi_d = \phi_i - \phi_a$

bmt V 1

Warum ϕ_d ?

Metall $\rightarrow$ e-Film auf Metalloberfläche

H₂O $\rightarrow$ gleiche Ausrichtung der H₂O Moleküle als d. Oberfläche

! $R[\Omega] = \rho \cdot \frac{l}{A}$

$\rho \leftarrow$ zylindrischer Widerstand (Größe $[\Omega \cdot m]$)

$A \leftarrow$ Querschnittsfläche $[m^2]$

homogene
spez. Widerstand $[\Omega \cdot m]$

ohmscher Widerstand = Phase v. Strom und Spannung ist 0

! elektr. Kapazität $C [\frac{As}{V}]$ $Z_C = \frac{1}{j\omega C}$

elektr. Widerstand = Impedanz Phasen verschiebung $\Rightarrow$ komplex

! Plattenkondensator $C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$

$\epsilon_r \leftarrow$ relative Dielektrizitätskonstante $[As/Vm]$
(materialabhängig)

! elektr. Induktivität $Z_L = j\omega L$

$Z \leftarrow$ komplexer Widerstand

? $C = \sqrt{\frac{1}{\mu_0 \epsilon_0}}$

! $L = N^2 \mu_0 \mu_r \frac{A}{l}$

komplexe Größe
 $\Rightarrow$ unterschick drunter

! $U = R \cdot I$ reell

$U = Z \cdot I$ komplex

/ Index Knoten

! Knotenpunktgleichung $\rightarrow$ Einfluss = Ausfluss $\Rightarrow \sum_{i=1}^n I_i = 0$

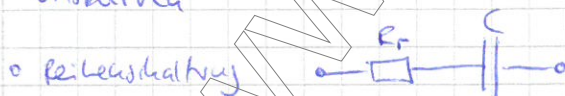
$n \leftarrow$ Index Masche

! Maschengleichung $\rightarrow \sum_{i=1}^m U_i = 0$

$m \leftarrow$ Index Spannung

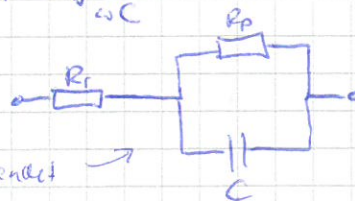
Summe aller Spannungen in geschlossener Masche ist Null (begründet, Spannung ist Potentialdifferenz)

Ortskurven



! ? $Z = R_r + \frac{1}{j\omega C} = R_r - j \frac{1}{\omega C}$

o Reihen-Parallelschaltung



Ein-Schaltung wird oft verwendet für Hautimpedanz

bei ω (Frequent) $= \infty \rightarrow C \rightarrow \infty \Rightarrow$ unendlich hoher Widerstand

? Multiple choice $\rightarrow$ welcher Widerstand gehört zu welcher Schaltung?

? berechne Gesamtimpedanz

— THERMODYNAMISCHE GRUNDLAGEN —

intensive Variablen = unabhängig von Masse (z.B. p, T, V_m, ρ)

extensive = abhängig

isochorer Prozess $\rightarrow V = \text{konst}$

isobar $\rightarrow p = \text{konst}$

isotherm $\rightarrow T = \text{konst}$

reversibler Prozess $\rightarrow$ System immer im thermodynamischen GG
 $\rightarrow$ Prozess = quasistatisch

irreversibel

Stoffsysteme: abgeschlossen kein Stoff-, kein Energietransport

geschlossen kein Stofftransport

offen

adiabatisch wärmedisoliert

diabatisch

Einstoffsysteme $\leftrightarrow$ Mehrstoffsysteme

homogen eine Phase

heterogen mehrere Phasen

Mensch: offen, heterogen, diabatisches Mehrstoffsystem

1. HS d. TD: Energieerhaltung

$$\Delta U = \delta Q + \delta W$$

innere Energie | Wärme | Arbeit

$\Rightarrow$ abgeschlossenes System: $U_i = \text{konst.}$

2. HS d. TD

$$\Delta S = \frac{\delta Q}{T} + \frac{\delta S_{\text{diss}}}{T}$$

Entropie

Wärme- | dissipative Prozesse
austausch z.B. Reibung, Stöße
(über die Systemgrenze)

adiabatisches System: $\Delta S = \frac{\delta S_{\text{diss}}}{T} +$

innere!
 $W_{\text{diss}} \geq 0$

$\rightarrow \Delta S \geq 0$ adiabatisch

$\Delta S = 0$ reversibel

$\Delta S > 0$ irreversibel

Grundgleichungen

freie Energie

freie Enthalpie (Gibbs Energie)

elektro-chem. Potential $\approx$ Induktionselektromotor

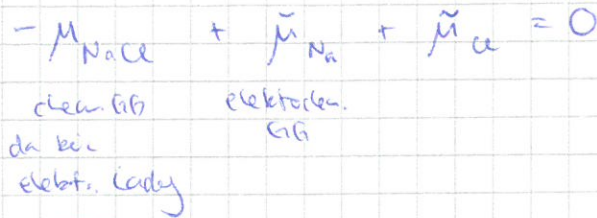
Aktivitätskoeffizient a statt Konzentration c wegen
Gegenstandsbeziehungen $a_{\text{H}_2\text{O}}$
in der Flüssigkeit

$\rightarrow$ Bestimmung Aktivitätskoeffizient
aus Debye-Hückel Gesetz

! Ionenstärkeerhöhung

! Phasen-GG: alle elektrochem. Potentiale müssen gleich groß sein

! elektrochem. GG: Hinreaktion muss Rückrt. entgegen (v = stöchiometrische Faktoren)
↳ Stoffmenge darf sich nicht ändern



Signalverarbeitung

in Realität keine periodischen Signale, da wir nur zeitbegrenzte Signale haben, periodisches Signal müsste immer in der Vergangenheit & Zukunft periodisch sein

! periodische Signale haben immer diskretes Frequenzspektrum

! ~~diskretes~~ Signal hat periodisches Frequenzspektrum
aperiodisches

zeit-
alle Signale die man aufnimmt können sich vorstellen als Summe aus sin und cos-Signal

Fourier analys: Zeitstellung Amplitude und Frequenz

↓
nicht beschränkt auf elektr. Signale
Zeit → Frequenz
Stoff (Mehl, Zucker, ...)
Bsp. Kurven

physiolog. Signale = alle energiebegrenzt

idR keine Unstetigkeiten

→ Fourier ist andersherum

65 ! Zeitdarstellung immer x $t=0$

$$\cos^2 \text{ integriert} = \frac{1}{2}$$

$$\sin \cdot \cos \text{ integriert} = 0$$

$$\sin \cdot \sin \text{ integriert} = 0$$

antisymmetrisches Signal $\Rightarrow$ keine Sinusanteile (da Sinus punktsymmetrisch ist)

punktsym. Signal $\Rightarrow$ kein cos.

je kleiner Signal umso mehr Frequenzanteile $\Rightarrow$ Gravide mehr Bandbreite

Frequenz = ganzzahliger Vielfaches des Periodendauer

reelles Rechtecksignal nicht möglich, da Bandbreite für ∞ viele Frequenzen nötig wäre

Skripteibmt 1819

- ! am Abend vor VL auf das Skript usw. schauen unter aktuelles, ob es stattfindet

70 im Thema SIGNALVERARBEITUNG

echtes periodisches Signal: Frequenz = Bekannt = ganzzahlige Vielfache der Grundfrequenz = Kennwert des Aufnahmegerätes

! Zeigendarstellung → wie man rotierende Magnetfelder erstellen kann

negative Frequenzen → Zeiger rotieren in math. negative Richtung

positive ————— " ————— positive ————

jede Frequenz hat 2 Teile die konjugiert komplex zueinander sind
→ Imaginärteil gleich groß mit versch. VZ → lesen sich auf β
Realteil ————— gleiche VZ → am Ende reales Signal

für Phase muss π addiert werden wenn β positiv oder negativ ist
(da arctan nur von -90° bis 90° geht ($= -\pi$ bis π))

71

72 Imaginärteil $\hat{=}$ Sinusanteil → punktsymmetr. bei realen Signalen
Realteil $\hat{=}$ cos → achsensymmetr.

normal alle realen Signale

Ausnahme: magnetresonanz → wird künstlich imaginär gemacht

74 ? welchen Charakter hat echtes periodisches Signal? → diskretes Spektrum
→ Frequenzen sind bekannt
Mittelwert entspricht kein

Fourier immer periodisch → kontinuierliches Spektrum

Frequenzbereich	Zeitsignal
periodisch	diskret
aperiodisch	kontinuierlich

[$\hat{=}$ diskret in einem Bereich
= periodisch in anderen]

entferne ich Periodizität in Frequenz z.B. $1/T$ (Hz)
→ Leckage wieder diskretes Signal

Abtasttheorem = wichtig, muss eingehalten werden, dann haben wir periodische Fortsetzung

$$f_k e^{-j2\pi n \frac{f}{f_a}} = e^{-j2\pi n \frac{kaf}{f_a}} = e^{-j \frac{2\pi n k af}{N af}} = e^{-j \frac{2\pi n k}{N}}$$

77 i.o. Zeitsignal l.u. Frequenzen (nach Fouriertransformation)
→ = Spektrum

oben Zeitsignal
unten Frequenzen

achsensym. Signal in einem Bereich erzeugt auch achsensym. Spektrum in anderen Bereich

diskret

weil ich das Zeitsignal abtaste, habe ich ein periodisches Spektrum

79

Nyquistfrequenz $f_N \rightarrow$ muss so liegen, dass es größer als f_{max} ist

Abtastfrequenz $f_a = 2 f_N$

höchste Frequenz im Signal $f_{max} =$ Grenzfrequenz f_g

muss sein:
 $\Rightarrow f_a > 2 f_{max} \hat{=} f_a > 2 f_g$

wenn f_a so aussieht als würde es sich rückwärts drehen, ist das Abtasttheorem verletzt

Problem: idR kennen wir f_g nicht

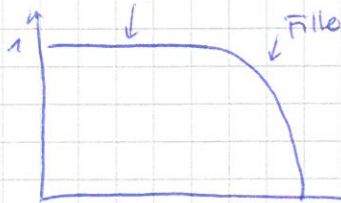
?

- Tiefpass davor (damit ich die höchste Frequenz bekomme)
- ↳ weil nur die tiefen Frequenzen durchkommen $\rightarrow$ Grenze des Filters $= f_g$
- ? analoges oder digitales Tiefpass? + Vorteil: filtert rauschen raus, da das oft hochfrequent ist
- ↳ da Signal analog ist

je steiler der Anstieg $\rightarrow$ umso höhere Frequenz

- ! Hochpass filtert mindestens Frequenz 0 raus
- $\rightarrow$ Hochpass lässt nie 0 durch

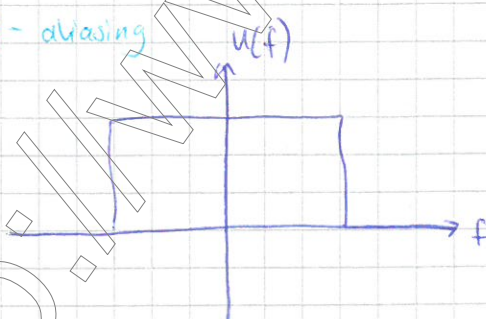
- 1.0. unnötig hohe Abtastrate nötig = oversampling
- Signal wird mit 1 multipliziert $\rightarrow$ geht durch



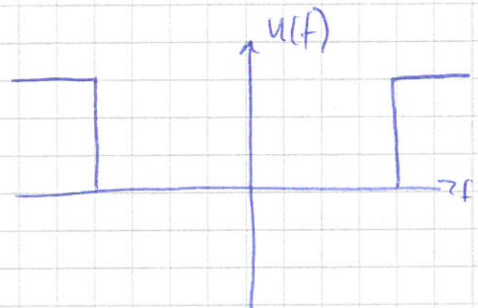
Signal wird mit 0 multipliziert $\rightarrow$ rausgefiltert

1. u. Filter = schwächer als f_N unbrauchbar

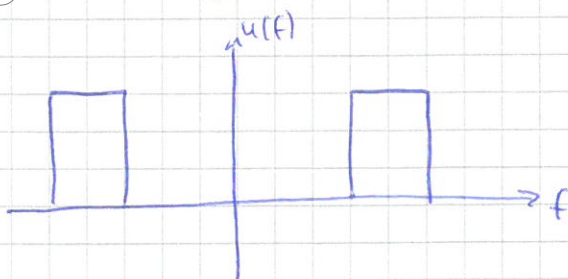
? anti-aliasing



Tiefpass

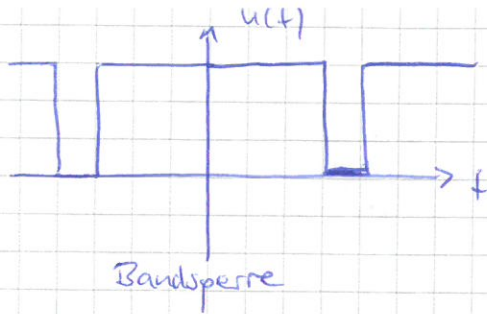


Hochpass



Bandpass

es gehört positive f zu betrachten fürs Verständnis
 negative f $\rightarrow$ Zeitgedächtnis drehen sich je einfacher wir andersrum



Wie sollte
Netzfrequenz keine Störungen
im Signal einkoppeln

→ mit Bandsperr rausfiltern

→ fehlen dann auch ein paar
Signale

- 1. Filterspektrum mit Spektrum multiplizieren (= Multiplikation in Zeitbereich)
⇒ Faltung im anderen Bereich

81. Mit z.B. stark gedämpfte Feder oder z.B. Gauß-Tiefpass

Unter gedämpft

Faltung berücksichtigt, dass vor vorliegendem Input noch Signal da ist

! ideale Tiefpass im F-Bereich $\rightarrow \text{Rechteck} \rightarrow \sin\left(\frac{x}{x}\right)$
 rechteck-Fkt im z-Bereich $\rightarrow$ wie sieht F-Spektrum aus? $\rightarrow \sin\left(\frac{x}{x}\right)$

Verzerrung Zeitserie = Verzerrung d. Phase im F-Bereich

Ort ist in der Phase kodiert

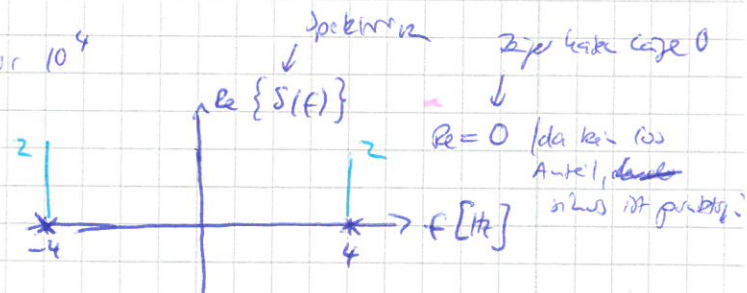
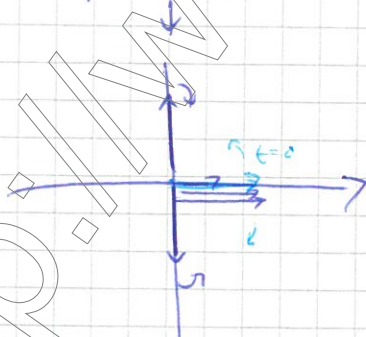
86. Forderung $\rightarrow$ um Zeit Top Sidelopes

$$20 \lg \frac{P}{P_0} \text{ dB} \Rightarrow 80 \text{ dB} \Rightarrow \text{Faktor } 10^4$$

$$y(t) = 4 \cdot \sin(2\pi 4t)$$

$A=4$ $f=4 \text{ Hz}$

zum Zeitpunkt $t=0$



Länge 2, damit dann
max $\text{Re} = 4$ rauskommt
Amplitude

cosinus

$$y(t) = 4 \cos(2\pi 4t)$$

91. nur Betrag dargestellt $\Rightarrow$ b) beide gleich hoch

92. zF was wir heute gemacht haben

Amplitudengang = Betrag Übertragungsfkt

Phase Übertragung muss linear zu Signal sein

Phase muss sich linear mit Frequenz verändern

! Ableitung bevorzugt hohe Frequenzen $\frac{d}{dt} \sin(2\pi f t) = 2\pi f \cos(2\pi f t)$

54 BIO-SIGNAL-VERSTÄRKER

wichtig f. Klausur

symm Aufbau $\rightarrow$ hohe Gleichtaktstördrückung $\rightarrow$ immer beides zusammen

96 Impedanzwandlung $\Rightarrow$ Übertragung über weite Strecken mögl.

Gleichtaktspannung $\neq$ Gleichspannung
 $= U = 0$

50 Hz von Stromnetz werden kapazitiv eingestrichelt
 $f_0 = f_z \quad C = 3 \cdot 10^{-8} \frac{1}{s} \rightarrow \lambda = \frac{c}{f_0} = 6.000 \text{ km}$ Anne sind sehr weit und nicht aneinander $\Rightarrow$

$\rightarrow$ Störung = Gleichtaktsignal

Verstärker muss symmetrisch aufgebaut sein

$\rightarrow$ Gleichtakt-Eingangssignal kommt auch als Gleichtaktsignal eingekoppelt in den Verstärker $\rightarrow$ wieder eliminiert

? wie kann man Gleichspannung ^{abkoppeln} filtern?
 $\rightarrow$ Hochpass

Folie 100 = Ende

02.11.2018

! 101 Wheatstone'sche Brücke

$\approx$ B in Druckaufnehmern, Bestimmung CO_2 -Konzentration

konst. U oder I anlegen, Zähler ist immer gleich
 $\hookrightarrow$ der Gl.

102 Zweielektrodenanordnung bzw. bipolare Messung

Z_{EL} = Elektrode (Hornhaut mit der reinsteckt)

Z_H = Hautwiderstand = dermis, epidermis

Z_G = Gewebewiderstand = subcutan

$\rightarrow$ Veränderung epidermaler Widerstand messen (Annahme Z_{EL}, Z_G relativ konstant)

$\approx$ bei Stressuntersuchungen ($\uparrow$ Stress $\rightarrow \uparrow$ Salze $\rightarrow \downarrow$ Widerstand epidermal
eine der Messungen sein Polygraph (= Lügendetektor)

103 ~~1 für 1m~~ für Änderung Gewebewiderstand wie 2-Elektroden nicht

• geeignet $\rightarrow$ 4 Elektroden

Strom einleiten, Spannung messen

die d sind in der Praxis nicht alle gleich groß

Eingangs-widerstand muss groß sein ($\gg \max(Z_E, Z_{EC}, Z_H)$) $\rightarrow$ dann $\frac{U}{I} \approx Z_G$

Z_E bei $\uparrow \omega$ kleiner
 $\rightarrow$ Frequenz

$\rightarrow$ nicht geeignet um Z_H zu messen

Z_G annähernd ohmscher Widerstand

$Z_H \rightarrow 2$ Elektroden Anordnung
Epidermale Widerstand = EDA = epidermale Aktivität

bei beiden sollte der Strom
homogene Dichte haben

$Z_G \rightarrow 4$ Elektroden Anordnung
Subkutane Widerstand

$$\frac{U}{I} = R = \rho \frac{L}{A} = \rho \frac{L^2}{V} \quad \text{Impedanzplethysmografie} \rightarrow \text{Plutonium messen}$$

104

ELEKTRODEN

Messung bioelektrischer Spannungen

intrazellulär
extrazellulär
Körperoberfläche
 $\rightarrow$ beide (nur invasiv mögl.)

Stromenkopplung $\rightarrow$ Impedanzmessung
Erwärmung

Stimulation $\rightarrow$ Reizstromtherapie (Herzschrittmacher)

Kontaktwiderstandsbewertung

107

Körper = Elektrolyt

Kabel leuchtet e^- Strom $\rightarrow$ Elektrode muss wandelbar sein
 $\rightarrow$ Strom durch Ionenbewegung

e^- Übergang $\rightarrow$ Oxidation
an feste Phase

abhängig von Elektrolyt $\rightarrow$ Kontaktmessung möglich

108

a) Metallkathode löst sie e^- im Metall (Elektrode) zurück

b) Fremdoxidation kommt, gibt e^- im Metall ab, sucht sich ab Fremdoxidation e^- (Oxidation)

c) kein Stofftransport nur e^- über Phasengrenze ausgetauscht (Redox (Pt))

110

gleicher Widerstand = durch e^- freie Ladungsträger in Raumladungszone $\rightarrow$ dort Widerstand

! Erbschaftung Zeichen

Ladungstrennung $\Rightarrow$ elektr. Feld $\Rightarrow$ U_p bildet sich Gleichspannung

$\downarrow \omega \rightarrow$ Kapazität quasi undurchlässig $\Rightarrow$ $\uparrow$ Widerstand, da R_0 groß ist (nur wenig Ladungsträger)
 $\downarrow$
= Elektrodenwiderstand

111

Standardwertelektrode

elektrochemisches Potential

Phase 1 & 6 chem. Potential = gleich, elektrochem. nicht

Phase 5 & 6 elektrochemisches Potential ist gleich

a = Aktivität

117 1. Art $\rightarrow$ gewisses Kation feste Phase & Elektrolyt

2. Art $\rightarrow$ gewisses Kation

! e^- -Potential muss gekoppelt werden $\rightarrow$ Hochpass da da nie 0 da es da ist, die Messgröße ist Gleichspannung $\omega=0$

weil nur bei 0 Spannung keine i aber nicht bei Konzentrationsänderung, da es dann i Messgröße ist Gleichspannung $\omega=0$

118 ~~Elektronen~~ Elektrodenpotential $\sim$ Gleichspannung ! gilt nicht immer! nur bei Gleich, nie mit verändernd

119 Übersicht Polarisation / Überspannungen

124 Übersicht Elektroden Eigenschaften

126

MESSWANDLER

Wandlung physikal. / chem. Größe in leicht handhabbare Größe (idR elektrische Größe)

127 Energie benötigt

132 Energieproduktion = stark Temp. abhängig
 T = Wichtig in d. Medizin

TEMP. - WANDLER

136 THERMISTIVE SENSOREN

137 isotrop Material muss kugelförmig & isotrop sein damit DGL stimmt

140 keramisch. Material $\Rightarrow \uparrow T \rightarrow$ Änderung Leitfähigkeit $\rightarrow \uparrow$ Widerstand
Empfindlichkeit

$$|\alpha_k| = 5 |\alpha_n| \gg |\alpha_n| \approx \alpha_s$$

keramisch keramisch metall-keramisch keramisch
= keramischer Widerstand

143 andersum linear / exponentiell ansteigen!? RHT Folie auf Folie

145 Seebeck - Effekt

149 PHOTOELEKTR. WANDLER

NEP: noise equivalent power

gewünschte Intensität am Ort x

150

! Lambert-Beersches Gesetz

Formel angabe

$$I(x) = I_0 \exp[-\alpha(f) \cdot x]$$

mit α = Extinktionskoeffizient, α B, γ (Stark) γ (Stark) γ (Stark)

frequenzabhängiges Schwächungskoeffizient

154 E_g = Energieunterschied von VB nach LB

$$\frac{hc}{\lambda} = h\nu$$

$\uparrow$ Frequenz $\Rightarrow$ kann auch schreiben als $h\nu$ oder hf

157 Photomultiplier $\Rightarrow$ verstärktes Signal (verstärkt als auch Rauschen)

161 Stefan-Boltzmann Strahlungsgesetz, Boltzmann-Konstante

mit 4. Potenz von T !

$$T^4$$

$$\lambda_{\max} \sim T^{-1} \rightarrow \lambda_{\max} \sim \frac{1}{T} \rightarrow \text{hilft geeigneten Sensor auswählen}$$

ELECTROCHEMISCHE WANDLER

älteste: pH-Elektrode

- 166 KCl als Salzbrücke, da K^+ & Cl^- ähnliche/gleiche Beweglichkeit haben
 $\Rightarrow$ Diffusionspannung = vernachlässigbar
 zum Potential

$$\tilde{M}_{i,II} = M_{i,II} + RT \ln a_{i,II} + z_i F \Phi_{II}$$

elektrochem. Potential

$$\tilde{M}_{i,II} - \tilde{M}_{i,I} = \underbrace{M_{i,II} - M_{i,I}}_{=0, \text{ da gleiche Stoff} \Rightarrow \text{gleiches chem. Potential}} + \underbrace{RT \ln a_{i,II} - RT \ln a_{i,I}}_{= RT \ln \frac{a_{i,II}}{a_{i,I}}} + z_i F (\Phi_{II} - \Phi_I)$$

- 168 Pr^- = neg. geladenes Protein $\rightarrow$ können nicht durch Zellmembran diffundieren

warum tut sich überhaupt was?

für alle Ionenarten müssen die elektrochem. Potentiale gleich sein

Folge 170:

Semipermeable Membran $\Rightarrow$ Donnan-Verteilung

09. 11. 2018

innerhalb der Membran: Diffusion $\Rightarrow$ so versch. Beweglichkeit der Ladungsträger $\rightarrow$ Diffusionspannung U_{diff}

off KCl als Salzbrücke, da ähnliche Beweglichkeit $\Rightarrow$ kaum U_{diff}

? Aktivität - Konz. - Zusammenhang

- 174 bekannt, wie pH von CO_2 -Konz. abhängt

blauer Flüssigkeit darf nicht so hoch sein, darf nicht in Säure fließen

Messsignal = elektr. Spannung

- 175 AMPEROMETRISCHE ELEKTRODE

$\hookrightarrow$ Strom = Messgröße

pro O_2 $4e^-$ nötig $\rightarrow$ Elektrode muss negativ vorgespannt sein

- 176 Clark-Elektrode

zu wenig Vorspannung ($-U$ zu klein $\rightarrow$ nicht genug e^- um O_2 zu reduzieren)

zu viel ($-U$ zu groß) $\Rightarrow$ auch anderes reagiert

178

MECHANOELEKTRISCHE WANDLER

Bsp. mechan. Größe = Blutdruck

! **Lambert-Beer-Gesetz** (inkl. Formel) $I(x) = I_0 \exp[-\alpha(f) \cdot x]$
 → ^{hauptsächl.} keine Schwächung ~~von~~ durch Konst. → Konst. so bestimmbar
 ↑
 Schwächungs-
 Koeffizient

179

$$x = \frac{\Delta t \cdot c}{2}$$

↔ Ultraschall muss eindringen und wieder zurück kommen
 wird an Phasengrenze reflektiert

Ultraschall kann nur relativ grob auflösen (eingrenzen)

Licht (Interferometrie) kann höher auflösen

Stabile Interferenz nur möglich innerhalb der Kohärenzlänge des Lichts

→ Länge, in der stabile Schwingungen auftreten

Lichtquelle sollte idealerweise monochromatisch, könnte aber versch. Kohärenzlängen haben
 (Kann haben idR ↑ Kohärenzlänge)

181

P_r = Referenzleistung → Leistung, die an Referenzspannung abfällt

P_m = Mess-

182

Sei gleiche Phase → Interferenzterm $\cos(a-a) = \cos(0) = 1$

versch. Strecken → Phasenverschiebung zueinander → Interferenz

Wenn es eindeutig sein soll → Messgröße $\Delta z \leq \frac{\lambda}{2}$ des monochromatischen Lichts

186

z = Verschiebung zwischen Referenz- & Messstrahl → Abstand = $\frac{z}{2}$ (da Licht hin und wieder zurück laufen muss)

188

nicht direkt ermittelbar, ob Δz länger oder kürzer wird ($\Delta z > 0$ oder < 0)

→ ~~Teil~~ ^{Winkel} → klar ob länger oder kürzer

→ max. fälsch. zu $\Delta z = 0$

185

$$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$$

190

d → relativ groß Kern in Mitte → $S_1 = S_2 \rightarrow U_s = 0$

191

Geschwindigkeitsmessung

Kontaktgel → sonst würde schon sehr viel Ultraschall an der Luft reflektiert

↳ anpassen an Haut → ≠ Reflexion an Grenzfläche Haut
 ↳ Luft/Haut Grenzfläche

192

Doppler-Effekt

Ultraschall-Doppler → Geschw. messen

193 Schall: Luft $\sim 340 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ Wasse $\sim 1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$

wenn ich mich auf Objekt bewege $\rightarrow \downarrow \lambda \hat{=} \uparrow \text{Frequenz} \hat{=} \text{höherer Ton}$

195 Hilfreiche Skizzen zum Doppler-Effekt

196 abgestrahlt: fester Sender + bewegte Empfänger

reflektiert: bewegte $\leftarrow$ + fester $\rightarrow$

Blutflussgeschw. $\approx 12 \frac{\text{cm}}{\text{s}} = 0,12 \frac{\text{m}}{\text{s}}$

198 ▷ Laser-Doppler-Vibrometer $\rightarrow$ Geschw. messen

wichtig, dass das Licht aus 1 Quelle kommt (genau wie bei Interferenzen)
 $\rightarrow$ sonst schon versch. Frequenzen durch die versch. Quellen

199 Braggzelle funktioniert auch mittels Doppler-Effekt

Bragg-Winkel, damit nur +1., 0., -1. Ordnung durchkommt

Absorber $\rightarrow$ keine stehende Welle durch f_a

Reflektor $\rightarrow$ blockiert 0., -1. Ordnung

202 ▷ Geschw. durch ablesene Abstandsmessung

ABER: differenzieren schwierig hochfrequent, weil kein Pausen ist hochfrequent

$\rightarrow$ dann Tiefpassfilter

▷ Geschw. durch Ultraschall-Laufzeit

2. Ultraschallwandler

$\hookrightarrow$ können als Sender und als Empfänger verwendet werden

203 nur über Länge L , ist der Schall der Flussgeschw. ausgesetzt

t^* = Laufzeit in den Kanälen, in denen kein Fluss ist
 $\hat{=} \text{"Kammertransitzeit"}$

$$L_2 = L_{21} + L_{22}$$

204 c + feste konst. Kenngröße (Ein- / Ausatemluft = versch. T $\rightarrow$ versch. c)
 $\uparrow$
Schallgeschwindigkeit

206 idR wird erst 3. Mtl. eingeht

Gasgeschw.-Atmosphäre, Volumen, Molare Masse abschätzbar durch diese festh. Messung

208 Geschw. messung durch Anemometrie

209 Feldplatte

→ Widerstand abh. von Geschw.

berührungslos, mittels Magnetfeld

Lorentz-Kraft

$$\vec{F} = \vec{v} \times \vec{B} \quad ?$$

alles $\perp$ → $F = v \cdot B$

⇒ $F \propto v$ ⇒ $I \cdot v$ → ↑ Widerstand (da ↑ Abdrück, da ↑ F)

210 Geschw. ^{messung} durch Hall-Defektoren

→ Spannung abhängig von Geschw.

homogenes elektr. Feld ⇒ $E = \frac{U}{d}$

↓
bezieht auch auf Lorentz-Kraft

K = Korrekturfaktor

Hall-Spannung

Blut → Ionen als Ladungsträger → Ladung nötig → Elektrode → e-Strom

Fig. von Elektroden → erzeugen Spannung

→ wollen Spannung messen, aber es entsteht Spannung durch Elektroden
 $U \propto$ Magnetfeld B

Wechselmagnetfeld → U = Wechselspannung

⇒ kann die Spannungen trennen

Spulenstrom = Wechselstrom

⇒ B = Wechselmagnetfeld

messen während Magnetfeld konst. ist

$$U_m = U_E + U_i + U_v$$

durch Elektroden durch Induktion durch Geschw.

↳ fällt auf während B wechselt

⇒ messen nur während B = konst. → $U_i = 0$

Annahme: $U_{E1} = U_{E2}$ → $U_E \sim$ konst. (solange T klein genug ist)

$v \sim$ konst. zu beiden Messpunkten

so werden auch Ströme in Kabeln gemessen

213

VERFAHREN ZUR KRAFT- & DRUCKMESSUNG

mögl. durch Verformung v. Sensorelementen zu messen

Submikroskopisch

magnetostriktiv,
piezoelektrisch, resistiv

makroskopisch?

$$R = \rho \frac{l}{A}$$

214

bei Halbleitern ändert sich auch ρ , bei Metallen (fast) nur Form

215

piezoresistive Aufnehmer → kann konstante Dicken messen

↳ Temperatursensoren als Metalle

- 216 piezoelektr. Aufnahme → flüchtiger Effekt → nur für veränderliche Drücke
 → Gleichanteile können nicht gemessen werden
 ⇒ automatische integrierter Hochpass

! Unterschied piezoresistiv p -elektronik

piezoelektr. kann Wechseldrücke empfangen und senden

217 magnetostriktive Aufnahme

218 wichtig für Leute mit schriftlicher Übung

ENDE GRUNDLAGEN

219 ELEKTR. CHARAKTERISIERUNG VON GEWEBE

Gewebe = Leiter 2. Klasse → lassen ab Ladungsträger → Stofftransport, e^- -Transport
 + p -Ladungstransport, Mehrfachladung möglich

subkutaner Widerstand gemessen ohmscher SW ca 1 MHz

Faraday-Gesetz

da Gewebe = Leiter 2. Klasse ist es nicht möglich, außen Spannung zu messen
 (für e^- wäre immer instantaner Ausgleich)
 → Leiter 1. Klasse

passive Ej. → z.B. R → nur gem. zu messen, da wir leitfähig sind

220 ! Kehrwert spez. Widerstand ρ = Leitfähigkeit: $\rho = \frac{1}{\sigma}$

$$\sigma = \frac{1}{F} \sum_{i=1}^n |z_i| \cdot \overset{\text{Konz.}}{c_i} \cdot \overset{\text{Beweglichkeit}}{u_i}$$

Faraday-Konst. Anzahl Ladung

221 induktive Ej. vernachlässigbar für geringe Frequenzen (< 1 MHz)

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{L}$$

Kapazität relative Dielektrizität: frequenzabhängig!

222 → Netzfrequenz 50 Hz hat starke Auswirkung auf Gewebe

[> 500 Hz kann man bis ~ 10 mA ausdeuten]
 wo kHz?

223 Zellmembran

224 Ionenleitfähigkeit

→ Ionenradius → d. Hydrathülle, da selbe Ladung auf größere Fläche verteilt

im Kanal wird Hydrathülle abgestreift, gibt optimalen Hydrathüllenradius, der just durchpasst

226

NaK-Pumpe = aktiv $\rightarrow$ kein Thermodyn.-GG (sondern FließGG)[ohne aktive Prozesse $\rightarrow$ Donnan-U an Zellmembran]innen neg. Proteine $\Rightarrow$ in Ruhe negative Ruhespannung ~ -120 bis -80 mV
 $=$ ca. -100 mVKanäle $\rightarrow$ Ligand-, Licht-, mechan.- gesteuert u.v.m.

depolarisierendes = erregendes Reiz selten

 $\rightarrow$ Na Kanäle öffnen $\rightarrow$ Na strömt ein $\rightarrow$ Transmembran U wird positiver $\rightarrow$ später öffnen K-Kanäle $\rightarrow$ K strömt aus $\rightarrow$ keine weitere SpannungsänderungNa⁺-Kanäle: Ruhezustand $\rightarrow$ Aktivierter Zustand $\rightarrow$ Inaktivierter Zustand
= offen $\rightarrow$ Zelle muss erst wieder in Ruhe kommen, bevor neu aktiviert werden kannK⁺-Kanäle: geschlossen $\rightarrow$ offen
nötig um Zelle wieder in Ruhezustand zu bringenabsolute Refraktärzeit $\rightarrow$ kann da Zelle nicht mehr erregen

relative Refraktärzeit

Kaliumplägiologie: $\rightarrow$ ECM K⁺ konzentration stark erhöht
 $\rightarrow$ (Muskelzellen können nicht mehr erregt werden
 $\rightarrow$ u.a. z.B. Herz-OP Herzstillstand hervorgerufen)! Zelle in Ruhe und Zelle vollst. erregt $\Rightarrow$ keine extrazelluläre Spg.
 $\rightarrow$ ist das aus gegebenem Grund, wenn man aufsteht oder Hock macht

228

Herzmuskel hat zusätzlich noch Ca-Kanäle

229

HAUT

Schutz, Wärmehaushalt, Sensoren, Ausscheidungsorgan
 $\hookrightarrow$ Verbindung zur Außenwelt

Epidermis - Konion - Subkutis

Hornhaut

Hornhaut (Keratin)

bis 1 MHz

~ elektrischer Widerstand

hohe Kapazität für elektrische Ladungen
 $\rightarrow$ komplexe Widerstände!

232

Mechanorezeptoren

langsam adaptierend SA $\rightarrow$ — — — Druckschnell RA $\rightarrow$ — — — feiner auf Geschw.sehr schnell PA $\rightarrow$ — — — Beschleunigungauch Auge adaptiert $\rightarrow$ wir sehen unser Auge nie im Licht $\rightarrow$ können fixe Punkte sehen

(Früher nicht, die sehen Flüge irgendwann nicht mehr, wenn sie lange sitzt)

235 $\uparrow$ Durchblutung $\rightarrow \downarrow$ Widerstand

236 $\uparrow \uparrow$ Standardabweichung $\Rightarrow$ nicht ausgekürzt

ide. doubl.: Siemens f. Leitfähigkeit

eygl. - mho (Erkennung Ohm), da $g = \frac{1}{R}$

Ende wie 236

! Folie 237 einfache Ersatzschaltbildes Haut

16.11.2018

f = Frequenz j = Stromdichte T = Temp

Hautübergangsimpedanz $\rightarrow$ Epidermis

Geweberesistenz $\rightarrow$ Subcutis (bis ca. 1 cm kann Capacitanz vernachlässigt werden)

! Ortskurve Parallelschaltung (Grundlagen!)

Widerstand + Capacitanz = Halskreis

beginnt bei R_t , wird dann negativ

Capacitanz = neg. Imaginärteil
Impedanz = pos. $-u-$

238 eig. noch 2 weitere Ersatzschaltbilder nötig $\rightarrow$ von den Elektroden

Strom durchfließt Hautwiderstand Z_x (an- & austreten)

239 biomed. Aufgaben

Suspensionsimpedanz $\rightarrow$ z.B. Rheografie $\rightarrow \uparrow$ Blut $\rightarrow \downarrow$ Widerstand

Polygraph (= -drüsendetektor) $\uparrow$ Schweiß $\rightarrow \uparrow$ Ionen $\rightarrow \uparrow$ Leitfähigkeit $\rightarrow \downarrow$ Widerstand

240 idR Elektrodenwiderstände sehr ähnlich, aber nicht identisch (Kontaktschwingung, ...)

243 Messung abs. von Elektrodenfläche $\rightarrow$ Koppelmedium $\rightarrow$ nicht größere Elektrodenfläche zu verwenden

247/8 $\rightarrow$ sehr wichtig, wo ich die Elektroden anbringe
 $\Rightarrow$ idR im Malleth folgende Punkte, wo Elektroden angebracht werden, um diese zufällige Variabilität zu vermeiden

250 EKG Ableitung, nicht Messung, da man an fest vereinbarten Punkten misst
war in einer der ersten VL unklar ... $\rightarrow$ hier die Erklärung

unipolare Abl. $\rightarrow E_g$ hat während d. Messung konstantes Potential
wie man das macht? $\rightarrow$ bei EKG besprechen

! Unterschied bi- & unipolare Abl.

251 **Zytometrie** = Bestimmung metrischer Größen von Zellen

CLSM

- 253 verschiebbare Objekthöhe $\rightarrow$ Verschiebung Fokalebene
Lichtblende vor Detektor $\rightarrow$ nur ~~Licht~~ reflektiertes Licht aus Fokalebene kommt durch zum Detektor
- 254 Anregung mit blauem Licht, reflektiert wird gelbes Licht
- 256 CLSM kann so klein gemacht werden, dass man es in Endoskop einbringen kann
 $\rightarrow$ Abschätzung Zellkonzentration mögl. (z.B. Tumor $\uparrow$ Zellkonzentration als normales Gewebe)

Durchflusszytometer

$$C = \frac{N}{V} \rightarrow \text{muss Volumen kennen} \Rightarrow \text{Sensoren zu stark und Ende Messung}$$

- 259 Messgröße = elektr. Widerstand
- 260 über Impulsform mögl. Länge/Form Teilchen zu bestimmen
- 263 elektr. Zellmembraneigenschaften, Voltage-Clamp-Messverfahren, Patch-Clamp-Messverfahren
Ionenkanäle
- 264 Ione konst. Spannung drin $\rightarrow$ Aktionspot. ändert das $\rightarrow$ muss I nachfüllen
 $\rightarrow$ keine Aktionspot. bestimmen $\rightarrow$ verringert U
- 265 Potenzen '52 nur glattes Pot. bestimmen, nicht des einzelnen Ionenkanals
 $\Rightarrow$ relativ glattes Signal
- 266 Patch-Clamp $\Rightarrow$ mögl. einzelnen Ionenkanal zu messen
Faraday-Käfig nötig, da die Störere so winzig sind $\rightarrow$ muss Störung von außen sehr gut abschirmen
= sein Promotorenstrom!
- 269-72 Patch-clamp $\rightarrow$ 4 Messarten
- Cell-Attached
 - Inside-Out
 - Whole-Cell
 - Outside-Out

- 273 nicht klausurrelevant
 $\rightarrow$ soll nur mal sehen wie aufwändig so ein Messaufbau sein kann

275

kardiovaskuläres System

HR in 1. Näherung in Reihe geschalteter Kreislauf

Herzkammern = in Reihe geschaltet

Blut = geschlossener, hydraul. Kreislauf

Lunge $\rightarrow$ offener Kreislauf

Kapillare = parallel geschaltet $\Rightarrow$ mögl. $\uparrow$ Querschnitt $\Rightarrow$ $\downarrow$ Fließgeschw. $\Rightarrow$ Diffusion mögl.
 $\rightarrow$ Stofftransport

! Arterien $\rightarrow$ Blut fließt von Herz weg

idR ~ 5 l Blut, 500 ml davon im Lungenkreislauf

276 Medizin [mm Hg] statt SI-Einheiten

100 mmHg $\approx$ 13,3 kPa
4 typ. in Ruhe

277 systolische, diastolische Phase

278 kardiovaskuläres Sys. = geregelt

Führungsgrößen: • Blutdruck
• pH
• O_2/CO_2 - Partialdrücke

Reservoir zur Regelung der Flüssigkeitsmenge: Gefäßdurchmesser veränderbar $\Rightarrow$ Reservoir (v.a. in der Lunge)

Stellgrößen: • SF
• SV
• HMV
• Gefäßdurchmesser / Strömungswiderstand

279 Eigenschaften von Blut

Transport (Stoffe, Information)

$\rightarrow$ Botenstoffe $\rightarrow$ Hormone

Stoffaustausch (nur über Diffusion $\rightarrow$ geht nur bei $\downarrow$ Fließgeschw. $\rightarrow$ Kapillaren)

Plasma + zelluläre Bestandteile
 $\sim 55\%$ $\sim 45\%$

Erythrozyten (idR fast kompletter zellulärer Anteil)
Leukozyten nur bei Erkrankung $\rightarrow$ Leukozyte
Thrombozyten $\rightarrow$ Fremdstoffabbau; weiß
 $\rightarrow$ Gerinnung, Plättchen

Hämatokritwert = rel. Anteil zellulärer Bestandteile im Blut

$\rightarrow$ darüber Blutdoping nachweisbar (wenn der Wert sehr viel höher ist als normal)

$\uparrow$ Wert $\rightarrow \uparrow$ Hämoglobin $\rightarrow \uparrow$ Sauerstoffkapazität $\rightarrow$ belastet Herz sehr

281 nur physikalisch gelöstes O_2 kann in Hämoglobin diffundieren $\rightarrow$ reduziert $P_{O_2} \rightarrow \downarrow$ chem. Bindung an Hämoglobin
 $\rightarrow \sim 1,5\%$

Lunge: $\downarrow P_{O_2} \rightarrow$ Linbrenstoff $\rightarrow \uparrow$ Nojony O_2 zu binden

da es CO_2 abgibt
wird (geht besser durch Alveolenmembran)

s. auch VL
mVZ 15.11.

INR-Wert = Standard Gerinnungszeit

Wofür steht das? früher Quickwert

283 Viskosität $\rightarrow$ Strömungswiderstand

Strömung $\Rightarrow$ abh. von Fließgeschw.

(Plasma $\approx$ Viskosität von $1,2 \cdot 10^{-3}$ Pa s)

$\rightarrow$ Plasma allein = Newtonsche Flüssigkeit

284 Graph = geradlinisch aufgetragen

laminares Strömungsprofil:



versch. Geschw. $\rightarrow$ versch. Drücke $\rightarrow$ Erythrozyten in Mitte konzentriert

$\downarrow$ Durchmesser $\rightarrow \downarrow$ Viskosität

= Axialmigration

$$I = \frac{\Delta P}{R} = \frac{\Delta V}{\Delta t}$$

$$R = \frac{8\eta l}{r^4 \pi}$$



gilt nur für laminare Strömungsprofil!
Druck in Aorta

$$TPR = \frac{P_a - P_v}{H_2V} \quad \text{Druck in Vorhof (rechts?)}$$

$R \propto \frac{1}{r^4}$ und $R \propto \eta$
geringe Änderung → ↑↑ Auswirkung

⇒ gesamte Druckabfall über den Kreislauf

Volumenelastizitäts-

koeffizient $E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$

→ elast. Eig.

steifer Gefäß → geringe Volumenänderung → ↑↑ Druckänderung

Compliance

$$C = \frac{1}{E}$$

Maß f. Dehnbarkeit → inversum des elast. K.

⇒ Dehnungsverhalten

Transmurale Druck

$$P_t = P_i - P_e$$

Gefäßaußendruck
Gefäßinnendruck

→ Druckabfall über Gefäßwand

$$\sigma_t = \frac{P_t - P_i}{h}$$

$$K = \frac{\Delta P}{\Delta V} V$$



relative Volumenänderung

$$C = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

= Pulswellengeschw.

↖ Dichte

→ wichtig: immer Ort der Messung, Alter Patient, mittlere Blutdruck ansetzen! (da Größe stark davon abhängig ist)

je näher Gefäße am Herz sind, umso elastischer sind sie (↑ Nähe Herz → ↑ Elastizität)

↑ Steifigkeit → ↑ C

$C \propto \frac{1}{E} \rightarrow \downarrow C$

↑ Alter → ↑ Steifigkeit → ↑ C

Pulswellengeschw. = PWG

↑ Blutdruck → ↑ C

!! PWG ≠ Strömungsgeschw.

(genauso wie Schallgeschw. erstmal nichts mit Teilchengeschw. zu tun hat)

292 Kennzeichen Pulswelle

Hat eine Größe einen Phasensprung, hat die andere keine?

293

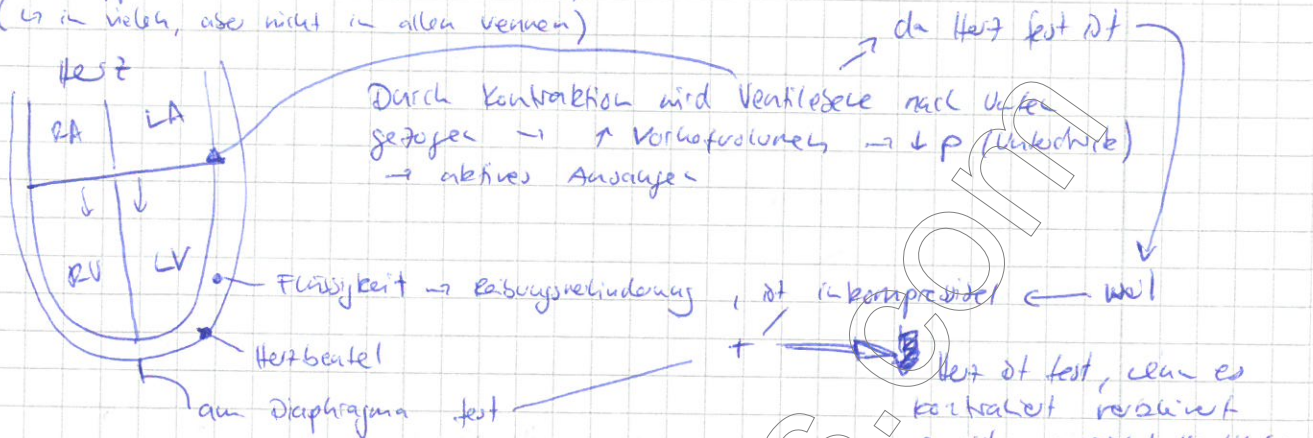
Winkelwechsel → Puls wird zu laminarem Strömungsprofil

295

! Endothel, Tunica Intima, T Media, T Adventitia + deren Aufgaben!

256 Arterien & Arteriolen $\rightarrow$ glatte Muskelzellen $\rightarrow$ hauptsächl. verantwortlich für Widerstandsänderung (durch Querschnittänderung, $R \propto \frac{1}{r^4}$)

258 beim Gehen werden Venen zusammengepresst $\rightarrow$ Blut wird hochgedrückt (da Venenklappen Fluss nach unten verhindern)
(es ist in vielen, aber nicht in allen Venen)



in Ruhe:

Befüllung der Ventrikel nur zu ca. 15% durch Vorhofkontraktion aktiv,

80-85% Befüllung durch Hochziehen der Ventilebene passiv

299 Indifferenzebene: dort = egal ob man steht oder liegt, Druck bleibt gleich

systemischer Druck = Druck in Auspumpungsphase $\rightarrow$ Antwort auf Unterdruck vorliegend

300 Periphere: ↑ systemischer Druck (breite systolische Phase),

↑ Breite Diastole $\rightarrow$ gesamt ↓ Druck (mittel)

! nur im Liegen! im Stehen nur hydrostatischer Druck!

$\rightarrow$ in Periphere ↑ Druck

302 transösophageales EKG $\rightarrow$ über Ösophagus Vorhöfe messen

303 blau = O_2 armes Blut

dorsal = wenn Mensch Glas wäre durch den Rücken schauen

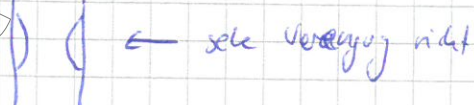
dorsocaudal = Blick von Steißbein aus durch den Rücken

Herz wird während Diastole mit Blut versorgt (Körper während systole)

304 wenn kritische Masse an Herzmuskelzellen abgestorben ist $\rightarrow$ Herzinfarkt

305 Angiogram $\rightarrow$ Bild (braune Kontrastmittel um Gefäße zu sehen)

am Verengung zu sehen $\rightarrow$ muss aus mehreren Richtungen schauen



↑ sele Verengung gut

Vorhof = Atrium
Kammer = Ventrikel

306 Ventilebene

groß = Vorhofklappen (über Fäden an Papillarmuskel befestigt)

gap junctions = elekt. Synapsen = bidirektional

→ Herzmuskelzellen geben Signal an Nachbarn weiter

→ nötig, dass Vorhof- & Kammerzellen nicht direkt verbunden sind

→ AV-Knoten → Zeitverzögerung Signal

→ s. zB 307 (dort ist einiges geschrieben)

Bestimmung
des jahren
Bildes mit
Pulswellenkopf,
Namen der
Klappen usw.

307 linker Herzmuskel = 1/3 Stärke ab rechter

Aorta: aufsteigend, Abzweig zum Gehirn, absteigend ^{Führgänge?}

308 Reizleitung → elekt. Erregung weiter

→ ≠ mechanisch, kann nur Erregung weiter mit EKG!

← = Atrioventrikulär

310 slow: Sinusknoten

fast: AV-Knoten

→ Signal verzögern

Zellen unterscheiden sich nicht von Herzmuskelzellen! → kann sie nicht

unterscheiden, haben nur andere Zusammensetzung an Ionenkanälen

→ = Kanäle, die im Ruhezustand offen sein können

→ Zellen der Reizleitung depolarisieren (langsam) im Ruhezustand ^{guck}

Arbeitsmyokardzellen: in Ruhe wirklich ruhig, erst bei Signal Auslösung

313 Herz wird von Spitze kontrahiert → damit das Blut ausgeworfen werden kann

↳ geht dadurch, dass Ausbreitungsgeraus dort hin höher ist

über Verlebung mit. oberfl. Pot. → Anzahl offene Depolarisationskanäle
mügl. schneller Pot. über Spitze zu erreichen → Herzfrequenz erhöhen/verringern

314 slowest = Grundfrequenz

?

Vagus

→ verlangsamt

Sympathikus → erhöht

Vagusnerv

absolute Refraktärphase → nicht mögl. neues Aktionspot. auszulösen

relative — — — — — mögl., aber Amplitude Aktionspot. = ↓

Erregungsbildung & -leitung des Herzens

23.11.2018

316 Monophasische Ableitung & Elektrogramm

nur invasiv mögl. (da Zugang zu Herzmuskel-faser nötig)

in A/C ECM Potential = 0, da in vollst. Ruhe- & Erregungszustand
Zell-seitliche Äquipotentialfläche

318 Elektrokardiogramm EKG

wenn Erregung startet kann man davon ausgehen, dass Sinusknoten ungetriggert ersetzt
krankhafte elektr. Veränderungen → z.B. durch Herzinfarkt

! nur Info zu elektr. Eigenschaften des Herzens, nicht über mechanische!
→ kann nur prüfen, ob es richtig elektr. funktioniert (nicht prüft dann auch die Mechanik)

sehr geringe Signale → nicht durch externe Störströme, die sich einlagern, Artefakte

• orthogonale Abl. hat es aus den Föhen rausgenommen (nicht nur bräuen in Forschung verwendet)
Einthoven-Ableitung = bipolare Extremitätenabl. 3 Ableitungen!

nach ohne Elektroden, mussten Hände & Füße in Elektrolyt tauchen

linker Fuß an ⊕ Verstärkereingang, rechter Arm an ⊖ Verstärkereingang

Massenelektrode (Schwert, rechter Fuß) → am Körper & Verstärker auf gleiches Potential zu bringen

321 Fickhoff'sche Messung → $\sum U = 0$ → müsste eig. nur 2 der Signale messen, den 3. berechnen
Verpölung am Verstärker so geführt, dass trotzdem die r-Zellen immer positiv erscheinen

322 Wilson-Ableitung = unipolare Extremitätenabl.
↙ gleiche Abl.-punkte wie Einthoven
↘ brauchte Bezugspunkt → CT (Kögl. $\sum U = 0$ angestrebt)

aV...
↑ augmented → durch Wilson-Abl.-Signale leicht erhöht

323 Goldberger-Ableitung
↗ nur andere CT-Punkt

325 Mexb-Ableitung = bipolare Brustableitung

Verf. : Beurteilung Herzhinterwand

327 Brustwandableitung (Wilson)

→ mehr Info

328

Ösophagus-Ableitung

→ Vorhofaktivität (an deren Erregungsrückbildung)

?

Messung fassen

330

Intrakardiale-Ableitung

= invasive Messung

332

EKG - Auswertungsriterien

Pot. = 0 bei Ruhe $\frac{1}{2}$ vollst. Erregung → Welle komplett ergt wenn P vorse ist
 = Ende P bis Beginn Q
 Kammer vollst. ergt vor Ende S bis Beginn T

Nulllinie Ende T bis Beginn P → vollst. Herz in Ruhezeitraum

334

EKG - Diagnose

myokardiale Veränderungen ^{nur} → wenn diese elektr. Erregung verändern

!

Arten Erregungsbildungsstörung

336

Herzinfarkt

338

Brustwandableitung

339

je weiter Elektroden lateral sind → T-Termination, ... Ableitung

340

Aufbau Elektrokardiograph

Schuttschaltung → damit Patient geschützt ist falls Geist spürt
 damit Geist geschützt ist, falls Patient defizient wird
 Hochpass → lässt 0 nicht durch
 Elektroden haben Eigenpotential (Gleichspannung = Frequenz 0)
 → muss rausgefiltert werden

!

Hochpass um Elektrodenesp. zu entfernen

Bandbreite → kann eingeschränkt werden, muss aber nicht
 → Netzp. (50Hz) rausfiltern, liegt aber auch im Messbereich
 rausfiltern nur, wenn Netzp. Gleichstrom eingekoppelt wird
 L Kapazitiv
 mit beiden Elektroden gleich Zeit entfernt

Tiefpass → rausfiltern Lowpassfilter $\frac{1}{2}$ keine damit Grenzfrequenz
 = höchste Frequenz, die noch in Signal enthalten ist

→ kann Abstrahfrequent höher
 → muss mind. 2x höchste Frequenz sein

Vektorkardiogramm

341 von Einteilung EKG hergestellt

in Realität Schaltpunkt nicht ganz exakt (da Herz nicht exakter Dipol ist)

Cardio Togo Exercise

345 Einfluss vieler auf fetale Herzfrequenz schwachen

347 Blutdruckmessung

- nichtinvasiv
 - diskontinuierlich
 - kontinuierlich
- invasiv

348 Historisches

▷ diskontinuierliche Verfahren

349 Palpation ⊕ nichtinvasiv, einfach, preiswert

lat. palpāre = ertasten, ertasten

① nur systolischer Blutdruck messbar

Bd := Blutdruck

ist Manschette zu klein, wird zu hoher Druck gemessen

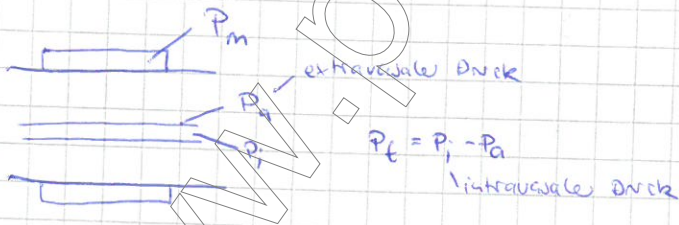
Annahmen:

- Druck in Handgelenke $\times$ Druck auf Gefäße, also Druck wird verlastet; übertragen
- Gefäße für von Rückstellkräfte
→ ist nicht erfüllt

→ Gewese muss intemp-
oral sein

tatsächlich gemessen wird Druck in Manometer!

→ Geruch hauptsächlich H_2O
→ passt



351 Auskultation

C quantitativer Größe mgl. $\rightarrow$ nicht zu hoch Messung ablesen

355 Mikrotom $\swarrow$ $\begin{cases} \text{mikroskopisch} \\ \text{elektrophys.} \end{cases}$ $\rightarrow$ Ladungselement (= flüchtig) $\rightarrow$ Schwerebogen messen

Widerstand ändert sich abhängig von Verformung
(bestimmte Verformung bleibt)

→ Brauche das für Mandelbrot

356 Oszilloskop

automatisch

empirische Herleitung!

Ultraschall-Doppler Verfahren

Schall wird an Gefäßwand und an Erythrozyten reflektiert

im Mittel wird Frequenzänderung durch [↑] rausgerollt
durch verdoppelt

362 ▶ kontinuierliche Verfahren

nur qualitativ, nicht quantitativ

363 Servo-Pléthysmo-Manometrie

Druck wird so nachgeführt, dass Blutfluss konstant ist

Tonometrie in Papen, aber kann in klinischen Bereich eingesetzt

Annahme: abgeflacht → innere & äußere Druck an Gefäß gleich

366 $V_a = V_b = V_c \rightarrow$ ~~flüssig~~ Haut = flüssig → Gefäß stark
↑
Annahme

367 Flüssigkeitsregelung = qualitativ den Druckverlauf

INVASIVE VERFAHREN

Druckaufnahme an Katheterspitze

Druck durch Katheter geleitet, dann aufgenommen

SIGNAL = sinus & cosinus-schwingung mit Frequenzen und Amplituden

Übertragung muss: • Amplitudengang = konst. (alle Frequenzen werden gleich bewertet (gleich jele amplit oder verstärkt))

• linearer Phasengang (alle Frequenzen werden gleich schnell sich ausbreiten)

369 Tipmanometer

→ Messung von Ort

⊖ teuer (nur für Notwendiger)

370 mit Übertragungstrecker

beachte Übertragungsbedingungen! (s.o.)

372 Impedanzplethysmographie

in Graph: idR nur 1 Messur

Durchströmung abh. von Gefäßquerschnitt

373 Finger plethysmographie

Laurent-Dees anwendig in Schilddrüse aufsteigen können
neun hauptsächlich Schilddrüse: Konzentration

$$N(t) = \sum_{i=1}^n x_i(t) \cdot c_i = x_n(t) \cdot c_n \rightarrow \text{Conc. } x_n \text{ oder } c_n \text{ bestimmbar}$$

$$I(x) = I_0 e^{-\alpha f(x)}$$

↑ Blut → ↑ Schwächung

! nur qualitative Messung, nicht quantitativ!

374 Pulsoximeter

Farbe Blut = abh. vom O_2 Gehalt

375 Annahmen: Dicke Gewebe & Vene = konst. ?

AC = Wechselanteil X = konstanter Anteil

Annahmen: • nur arterieller Anteil hat pulsative Anteile
= AC-Anteil

- nur oxygeniertes und reduziertes Hämoglobin
- Gewebe hat nur Gleichanteil
- AC-Anteil RHb & HbO_2 = gleich

⇒ theoretische Kalibrationskurve

381 stromen Licht so über ein ⇒ Pulsoximetrie ist nicht ganz so zuverlässig
empirische Kalibrationskurve über künstl. Ggg. bestimmt

30.11.2018

383 Fehlerquellen für die Pulsoximetrie:

- Bewegungsartefakte ↑ Einfluss
- gestörte Pulswellen → ↓ Signal-zu-Rauschverhältnis

Hypoxämie
= zu wenig Blut

- venöse Pulsation
- falsche Größe Clip
- Nagellack (auch zu dunkle Haut ist problematisch)
- Störstrahlungen
- Farbstoffe
- Dyshämoglobine ($HbCO$, MetHb)
- Abweichung Sender-Emitter-Länge (da Extinktionskoeffizient durch stark schwankt)

großer Vorteil:
⊕ nicht invasiv

388 ! Problem: je geringere O_2 -Sättigung, umso ungenauer ist die Pulsoximetrie,
aber gerade da klinisch relevant

Blutflussmessung — elektromagnetisch
— Ultraschall-Doppler-Verfahren

⊖ invasiv

$$\text{Blutfluss} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad \begin{matrix} \text{Blutvolumen} \\ \text{Zeiteinheit} \end{matrix}$$

$$\left[\frac{ml}{s} \right] \text{ oder } \left[\frac{l}{s} \right]$$

elektromagnetisch: Magnetfeld

$$U = R B d \bar{v}$$

↑ mittlere Geschwindigkeit

→ ca. konstant → damit U dadurch nicht Gleichp.
wird oszillierendes Magnetfeld auflegen
um dann e^- -Strom messen zu können

Ladungsträger = Ionen → brauche Elektroden zum Wandeln → Elektrodenpolarung ≈ Gleichp.
nur 90° -Komponente verursacht Wirkung → Hechpuls

391 Ultraschall-Doppler-Verfahren:

Winkel muss bekannt sein;

nur sehr geringer Anteil der reflektierten Strahlung wird durch Erythrozyten frequenzverschoben

393 Messung Schlagvolumen

→ mechan. Leistung bestimmen

Indikatordilutionsverfahren

Zugabe Indikator → Stromabwärts Indikatorkonzentration messen

- Kriterien Indikator:
- rasche homogene Durchmischung mit Blut
 - messbar
 - rasche Elimination (nach Messung, vorle oder darf es nicht verschwinden; evtl. Rezirkulation berücksichtigen)
 - unschädlich
- ↓
oft Wärme/Kälte
oder Indocyaningrün

396 ↑ Gefäßgeschw. → ↓ Strömungssch. → Indikator kommt langsamer ab als in
dünnen Gefäßen
→ 'verschmierung'

+ Einfluss Strömungsprofil

397 Indikatorkonz. abhängig von:

- Applikationsort
- physikalischer Eig. (manche verteilen sich auch außerhalb des Gefäßes)
- Dispersionsmechanismen des Gefäßes

Bestimmung mittels Massenerhaltung

Blutvolumen $Q (= V_d)$
Volumenstrom $\frac{dQ}{dt} (= \frac{dV}{dt}) (= \dot{V})$
← bekannt (verabreichte Menge)

$$C_0 = \frac{m_0}{V_d} \rightarrow V_d = \frac{m_0}{C_0}$$

← gemessen

395 • Volumen darf sich während Messung nicht ändern
→ nicht ganz gegeben (Puls) → messe eher mittleres Volumen

400 Volumenstrom $\frac{V}{t} = \frac{m/E}{t}$ ← Indikatorzugabegeschwindigkeit
← kann im Mensch nicht gut kontinuierlich applizieren (da Zirkulation); müsste das aber

401 Steward-Henriques-Hamilton-Verfahren → Flussbestimmung für zirkulierende Systeme (z.B. Mensch)

403 Bestimmung mittels Transitzeit:

~ keine Volumen (Gefäßgeschw., Länge), messe Zeit ⇒ Volumenstrom

MTt = mittlere Transitzeit

406 lokale konst. Konzentration → darf nicht ins venöse System applizieren (da kommt Stromabwärts Blutvolumina dazu
→ Verdünnung = konst. Änderung)

408 ⊕ bei homogener Vermischung ist egal wo ich messe, Konz. überall gleich → erhalte immer Volumenstrom wie in Durchströmungskammer (Herz)

409 Korrektur durch Rückextrapolation (genauer je höhere Ordnung man anpasst)

pulmonalarterielle Messung

Teil des Indikatorvolumens bleibt im Koffler zurück → muss nahe bei Berechnung berücksichtigt werden um tatsächlich eingespritztes Indikatorvolumen

bei transpulmonaler Messung gleichzeitig auch Transitzeitmessung möglich

419

Thermidulation bei transpulmonaler Messung gibt auch Wärme ins extravaskuläre Lungengewebe ab

→ oft zeitgleich Farbstoffdilutionsmessung

→ Unterschied zur Thermidulation

⇒ daraus extravaskuläres Lungengewebe abschätzen

Messung erfolgt oft bei Herz-OPS → Herz-Lunge-Maschine → Luft oft erwärmtes Lungengewebe heuert → kann so abgelehrt werden

421 Pulsconturanalyse

⊖ invasiv, ⊕ kontinuierlich

Korrelation Puls - Schlagvolumen → für quantitativen Verlauf Kalibration nötig

Herzzeitvolumen = Herzfrequenz · Schlagvolumen
= SV

↳ Kalibrierfaktor k

idR wie Indikator dilution
transpulmonal bestimmt

Pulsconturanalyse kann nach Kalibration durch Herz längeren Zeitraum kontinuierlich messen

SV = abhängig von Atemphase

426 Fick'sche Methode

- (direkt, auch die vorangegangenen Methoden basieren auf dem Fick'schen Gesetz)

O₂ als Indikator

432 CO₂ als Indikator

⊕ kann wenig bis nichtinvasiv gemessen werden

Rückatemmethode $\begin{cases} \text{total} \\ \text{partiell (nicht warten bis steady-state, sondern Vergleichsmessung)} \end{cases}$

Ergospirometrie

438 Bildgebende Verfahren

⊕ nicht invasiv

• Echokardiographie

• Magnetresonanztomographie

• Röntgen-Spiral-Computertomogramm

idR: EKG-getriggert

Bestimmung enddiastolischer & endsystolischer Kenngrößen

→ je Volumen abschätzen → Unterschied Δ ~~HERZ~~ SV

441 modifizierte Teichholz Formel

nur 1 Größe (Durchmesser) bestimmen → daraus SV bestimmen (große Abweichung)

CO
= cardiac
output
= Herzzeit-
volumen

single-planes Ellipsoid

→ Länge & Durchmesser oder Fläche aus Bildauswertung
⇒ Fläche

biplanes Ellipsoid

Ultraschallapparat drehen → 2 Aufnahmen aus versch. Richtungen

→ insg. 4 Aufnahmen

hemisphärischer Zylinder

enddiastolisch & endystolisch aus je 2 Richtungen

auch hier aus 2 Richtungen aufnehmen

modifizierte Simpson-Regel

Scheibensummationsmethode

2-Kammer-Blick & 4-Kammer-Blick

schon deutlich genauer, auch hier aus 2 Richtungen aufnehmen

geometrische Berechnungsverfahren

Fläche aus Bild bestimmt → exaktere Form (deutlich aufwändiger)

!

Namen der Verfahren kennen, Kenngrößen, 1 Kenngröße → 1 Aufwand
s. 465 für alle Vor- & Nachteile

gut geeignet für Trendanalyse

449 Impedanzkardiographie

⊕ nicht invasiv, kostengünstig

⊖ basiert auf sehr vielen Annahmen → muss entsprechend umsichtig messen

↳ Schlagvolumen aus Aortenimpedanz bestimmen

Bandelektroden → homogene Stromverteilung

(= wichtig, dass der Strom homogen verteilt ist)

451 EKG sieht anders aus als normal, da Elektroden nicht an standardisierten Punkten angebracht sind

PEP = pre ejection period time

Z = Öffnen Aortenklappe

Q = Enneuerung

LVET = solange Aortenklappe offen ist

452 messen eindimensionalen Widerstand

453 → viele Annahmen nötig:

• $Z_{\text{Gesamt}} = \text{konst.}$ (real: Atmung etc. → Widerstandsänderung)

• Aorta = Zylindersternig

• $L_{\text{Zylinder}} = \text{konst.}$ (relativ realistische Annahme)

• $l, S_0 = \text{konst.}$, homogen

• $Z_{\text{Aorta}} \propto Z_{\text{Gesamt}}$ zylindrisch & parallel

- spez. Widerstand in Aorta homogen, zeitunabhängig

- Stromdichte homogen, flächendeckend

- ΔZ bestimmen — Nyboer: während Öffnung strömt nur Blut in Aorta hinein, nicht freigeschoben in Peripherie ab
→ idR SV etwas zu niedrig

↑ Blut → ↓ Z
da Blut = leitfähig

! — $\frac{dZ}{dt}$!
↑

Kubicek

$\frac{dZ}{dt} \max \cdot LVET$

→ idR ΔZ zu hoch, → SV etwas zu hoch

$\frac{1}{Z_0} \propto$ Flüssigkeit ? → Einwert in Raum-fest

463 erhaltene Parameter:

- systolische Zeitintervalle
- SV, CO
- Kontraktilität, Pumpfunktion
- Preload, Afterload — Druck hinter den Klappen
- Thorakale Flüssigkeitsinhalt

466 Messung Herzschall

Problem: Arzt muss Erfahrung im Hören haben
medische werden da nicht mehr so gut ausgebildet, verlassen sich (zu sehr?) auf Geräte

468 Funktionsersatz

469 mechanische Herzklappen

biolog. Herzklappe —? hält nur einige Jahre,
muss aber kein Makrosoma nehmen
→ Makromer

passiv

⊖ kann zu Thromben kommen → Patient muss idR lebenslang Medikament gegen Thrombosen nehmen

⊕ halten im Prinzip lebenslang

zellen leitungs-system unterscheiden sich optisch nicht von Atrioventrikulard, sie unterscheiden sich nur in der Funktion (können von alleine depolarisieren)

14.12.2018

470 biologische Herzklappen

xenolog, allog, autolog

Herz = eintriges Organ, das während Diastole (nicht systole) mit neuem Blut versorgt

472 Herzschrittmacher

intern extern

- atribradykard
- atritachykard (→ Defibrillatoren)
- Reizleitungsstörung
- Reizbildungsstörung

durch Vene werden Kabel + Elektrode im Vorhof / Kammer eingeführt (innen!)

473 Übertragung = vollst. unterbrochen → def-synchronisierter Herzschrittmacher

idR kann nur i. d. w. rechte Kammer stimulieren (Niederdrucksystem)

Nervensystem & Gehirn

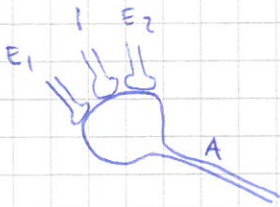
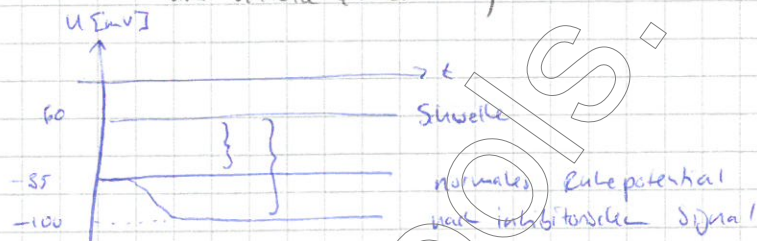
NS → Kommunikation

gerichtete Übertragung ⇒ afferente & efferente Nerven
→ zum Gehirn

430 Synapse (hat quasi Kapazität auf, die sich dann langsam entleert)

Reizübertragung: räumliche + zeitliche Summation

432 Synapsen:
 • exzitatorisch (erregend)
 • inhibitorisch (schließt nach ca. 100 ms das im Ruhezustand noch offene Ionenkanäle → senkt Ruhepotential → Zelle braucht mehr Spannungserhöhung um Schwelle zu erreichen)



E ₁	E ₂	I	A
0	0	0	0
1	0	0	1
0	1	0	1
1	1	0	1
0	0	1	0
0	1	1	0
1	0	1	0
1	1	1	1

ODER-Gatter

UND-Gatter

→ Informationsverarbeitung
+ gesteuerte Informationsübertragung

431 ! mittelfrequente Potentialschwankungen (im 1. Näherung), permanent, spontan

Elektroencephalogramm EEG

[Hz]

454 Schlaf δ 1-4 → aufwachen: Unt. Druck 4-7 → Entspannung α 8-13
→ Aktivität, Denken β 13-30

hier wichtig: Zeit - in Frequenzsignal transformieren

manchmal wollen Forscher wissen, ob doch vom Gehirn Mittelwertspannung (→0) kommt → hier aufbauweise reinen Hochpass, volle Spannung der Elektroden muss, um deren Gleichspannungsanteil abziehen zu können und die tatsächlich von ihm kommende -- zu sehen

→ Kombination aus Hoch- & Tiefpass

456 Auswertung EEG:
 • Frequenzfilter (1. ~~hohe~~ großer Bandpass oder für alle Bereiche je 1 Bandpass)

Elektroencephalogramm (ENG) } Evozierte Potentiale (EP)

- Übertragungsleitung
- kommt Signal an? (wird im entopi. Areal abgebildet)
- Erforschung & Diagnose sensorischer Systeme

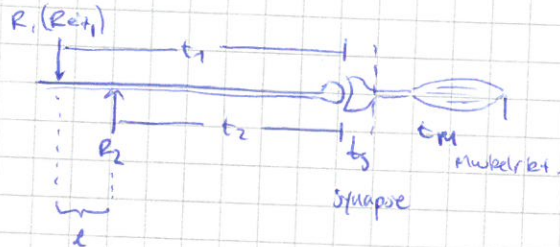
nicht invasiv: Vorklappung über viele Messungen nötig, da viel neben der Nerven auch angeregt wird und herausgerechnet werden muss

Leichter: Gehör, Auge → gut adäquaten Reiz einbringen

$$v = \frac{L}{\Delta t}$$

← Abstand d. Elektroden
← Zeit von Reiz bis Antwort
Nervenleitgeschw.

501



$$t_{R1} = t_1 + t_m$$

$$t_{R2} = t_2 + t_m$$

$$\Delta t_R = t_1 - t_2 = t_{R1} - t_{R2}$$

Reizung motorischer Nerv,
Beobachtung Muskelantwort ⇒ 2 Reize notwendig

503 Evozierte Potentiale

Signalstärke $\leq$ EEG → viele Messungen, mitteln, EEG = Mittelwertfrei
→ wird rausgefiltert

- SEP: somatosensorisch
- VEP: visuell
- AEP: akustisch
- MEP: magnetisch

507

Bewegungsapparat

Skelett + Muskelsystem

512

quergestreifte Muskeln → willkürlich nicht autonom, müssen neural erregt werden

— — — Herzmuskeln → quer gestreift, aber trotzdem autonom

glatte Muskulatur → autonom

519

Elektromyogramm (EMG)

elementar → invasiv, einzelne Muskelfaser

summarisch → nicht invasiv, kompletter Muskel (Summe über viele Muskelfasern)

Respiratorisches System

= offenes pneumatisches System (→ kardiovaskuläres System = geschlossenes System)

→ Stoffaustausch mit Umgebung

natürlich: Einatmen: Unterdruck
Ausatmen: Überdruck

! künstl. Beatmung:

Eik. → Überdruck → Luft
eingeweht

Aus. → Unterdruck

⇒ genau andersrum...

WS 524

21.12.2018

pulmonalvene in linkes Herz → nur in Körperkreislauf

! Färsen auf Folie = irreführend (sauerstoffreiches Blut = rot,
O₂armes = blau)

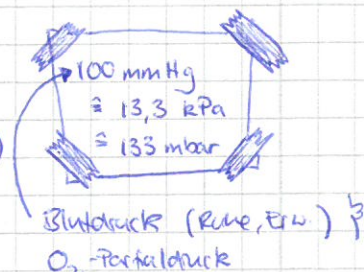
Atemzentrum

pneumotakt. Zentrum → in Verb. mit Dehnungssensoren der Lunge

Botinger Komplex (Symposium in Bw) → Präböttinger Komplex
(Atemzentrum)
→ nach Botwin benannt

Steuerung d. Atmung:

- Hering-Breuer-Reflex
- pH ($\downarrow$ pH → $\uparrow$ Atmung)
- CO₂-Partialdruck (40 mmHg $\approx$ 5,3 mbar)
- O₂-Partialdruck (100 mmHg)



normal: O₂: 100 mmHg $\approx$ 13,3 mbar
Blackout-Schwelle = 40 mbar

CO₂: 40 mmHg = 5,3 mbar

Atemreflex-Schwelle = 80 mbar → lässt sich durch Training verändern

idR Atemweg vor Bewusstlosigkeit

631

Hyperventilation: $\downarrow$ CO₂ → Atemreflex erfolgt später
→ Schwimmbadblackout

533

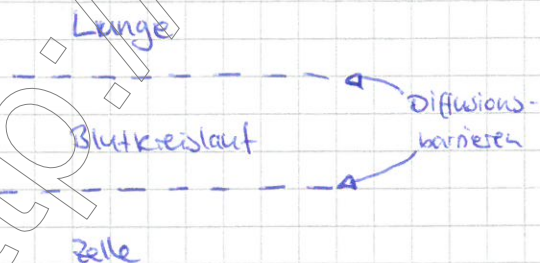
Atemung: äußere = Lungenatmung
innere = Zellatmung

obere Atemwege:

- Nase
- Mund
- Rachen
- Trachea

untere?

! es hat
Reihenfolge d.
Folien geändert
(weil untere
Atemwege wichtiger)



Lunge: $\triangleright$ asym. dichotome Aufteilung

→ immer in 2 teilen

$\triangleright$ ~ 23 Generationen → 2²³ Äste

ab ca. 17. Alveolen

$\triangleright$ 2 Lungenflügel (3 Lappen rechts, 2 links)

$\triangleright$ Lungenarterie, Lungenvene, Bronchien

linke Lunge:

7. Segment fehlt

→ 9 Segmente

rechte Lunge:

10 Segmente

- ▷ Segmente = eingeteilt in Lappchen
- ▷ Lappchen bestehen aus Azinii
 $\rightarrow > 1000$ Alveolen

Lungenflügel
 Lappen
 Segmente
 Lappchen
 Azinii
 Alveolen
 = Lunge

konduktive Atemwege: (bis ~16. Generation)

= Totraum (kein Gasaustausch)
 Atemvolumen $\sim 0,5$ l; 150 ml davon
 im Totraum

periphere Atemwege := $\phi \leq 2$ mm = kleine Atemwege
 $\rightarrow$ ca. ab 8. Generation $\rightarrow$ Großteil der Fläche

Lungenvolumen: > 100 m² (140-150 m²)
 auf 300 Mio. Alveolen

Atemwege:
 oben - unten
 konduktiv - respiratorisch
 groß - klein
 peripher

→ 542 Bild: 1 Bronchiolus terminalis verzweigt diese Alveolen (Wikipedia)
 $\rightarrow$ Bild zeigt 1 Azinus

• 543 nur zur Übersicht, nicht ausreichend

wichtig: es gibt Muskeln, über die Querschnitt d. Atemwege verändert werden kann

engmaschige Blutversorgung

! ideales Gasgesetz: Name wissen! $\Rightarrow$ im Mensch $pV = \text{konst}$
 $\rightarrow$ nachfolgende $\rightarrow$ Ansatzen

$$\frac{p_1 V_1}{T_1} = \frac{p_2 V_2}{T_2} \quad T_1 = T_2$$

kinet. Bestimmung
 funktioniert
 andersrum

Stoffwechsel: Kohlenhydrate $\rightarrow$ 1:1 Umsatz $\rightarrow$ ↑ effektiv $p_1 V_1 = p_2 V_2$

550 Bestimmung Atemgase

O₂, CO₂, N₂
 - Blutanalytator
 - paramagn. Effekt
 - nsw.
 - Clark-Elektrode $\rightarrow$ haben wir schon besprochen?!
 - Kathodenmeter
 - IR-absorptionsdetektor
 - N₂-Emissionspektrometer $\rightarrow$ Problem: Vakuum benötigt
 $\rightarrow$ zu aufwändig herzustellen
 (! elektrochemisch
 ≠ langzeitstabil)
 Gamma-Source $\rightarrow$ Problem: Schutzkammeranforderung

Sauerstoffkonz. = konst. (in der Höhe) aber Partialdruck ist geringer

550 ausgetrocknete Luft = H₂O-Dampf-gesättigt $\Rightarrow$ gleiche Anzahl N₂-Moleküle,
 aber geringere Konz.

Körperkreislauf betrachtet $\Rightarrow$ venös = O₂ arm

551 paramagn. Effekt $\rightarrow$ 2 versch. Verfahren mögl. $\leftarrow$ Referenzgas

O₂ = einziges Atemgas, das paramagn. ist

↑ T $\rightarrow$ ↓ paramagn. Eig.

„magn. Wind“ senkt Temp.

Referenzgas & Referenzgas gleiche O₂ Partialdruck $\rightarrow$ Membran lässt gerade
 $\rightarrow$ mögl. Umgebungsluft zu verwenden

Katapherometer $\rightarrow$ CO_2 bestimmen

Prinzip: Wärmeleitfähigkeitsunterschiede

554 CO_2 & N_2O Infrarotabsorptionsspektrometer

Problem: Temp. = auch IR-Bereich $\Rightarrow$ muss Sensor auf konst. T halten

Absorptionswellenlängen = sehr nah zueinander

Flussgas $\uparrow \text{CO}_2$ als Ref. $\Rightarrow \uparrow$ Absorption bei $4,3 \mu\text{m} \Rightarrow$ weniger Licht mit $4,3 \mu\text{m}$ kommt in ~~die~~ Probe kammer an $\Rightarrow$ dortiges CO_2 wird unter Flussgaskammer weniger angeregt als unter Ref. $\Rightarrow$ emittiert weniger $\Rightarrow$ Druckunterchied durch Wärmeeintrich ($\uparrow$ Absorption $\Rightarrow \uparrow T \hat{=} \uparrow$ Ausdehnung $= \uparrow p$)

! Lambert-Beer angewendet könnte u.

555 N_2 - Emissionsspektrometer

Störungen der Lungenfunktion

Schäden

restriktiv

= ↓ Dehnbarkeit d. Lunge

obstruktiv

= Vereinigung ~~Alemwege~~

①

last. Anteil wird durch

~~Fibrose ersetzt~~

Augenfarbe

et geringeres Residualvolumen

china secolare

all größere Residualvolumen

AZV = Atemzugvolumen $\sim 400-600 \text{ ml}$ (Ruhe, Erw.)

inspiratives Reservoir = das ~~more~~ ~~noch~~ normale Einatmen noch einatmen kann

expired.

Awaiting

→ aw

Vitalkapazität = Gesamtkapazität, die man atmen kann

Volumen $\rightarrow$ Einzelkenngrößen

Kapazität $\rightarrow$ Summe an Volumina

Residual volume $\neq$ Total volume

= anatomisch vorgegeben

Lunge muss in gewissem Maß voll
sein, sonst kann sie zerplatzen

respiratorische Quotient

→ Komponenten des Stoffwechsels (Fette & Zucker, nicht Proteine)

↳ als konst. angenommen

$$RQ = \frac{CO_2 \text{ aus}}{O_2 \text{ ein-aus}}$$

Annahme: CO_2 ein = Null

ACHTUNG:

- funktioniert nur, wenn O_2 ein CO_2 aus nur durch Stoffwechsel bedingt sind

z.B. Haut:

Respiration aus Kohlenhydrate $\rightarrow$ braucht weniger O_2 als im Kohlenhydrat drin ist $\rightarrow O_2$ steht zur Verfügung $\rightarrow$ muss nicht eingeatmet werden $\rightarrow$ weil CO_2 wird ausgeatmet als O_2 eingeatmet

z.B. anaerobe Stoffwechsel

→ danach O_2 wieder auffüllen

$\Rightarrow$ mehr O_2 einatmen als CO_2 ausatmen

Pneumotachographie → Volumenstrom

! Namen kennen: Hagen-Poisson-Correction → gilt nur für laminare Strömung
wobei wir schon bei kardiovaskulären Gefäßkranken gesprochen

idealer Laminarstrom-Rezeptor

561 Fleisch'sche Düse: (i.o.) (Lilly → laminare Profil durch Sieb → billiger)
laminare Strömung → Druckabfall $\propto$ Volumenstrom

Lamellen müssen aufgezogen werden, da sonst dort H_2O kondensiert
→ aus H_2O gesättigte Ausatemluft

(photoelektr. Wandler (r.o.)
kapazitiv (unten)
Biegung Folie → Änderung Dielektrizitätskonst.)

563 Lungendurchblutung β Lungenbelüftung
Lungenperfusionsszintigrafie L-ventilations-s

? Szintigrafie

564 Ganzkörperplethysmografie

thorakales Volumen wird gemessen → bei gesunden Mensch = funktionelle
am Ende Expiration Residualkapazität = FRC

! basiert auf Boyle-Mariotteschen -gesetz ideales Gasgesetz

Ventil wird am Ende normaler Atmung geschlossen $\Rightarrow V =$ funktionelle Residualkapazität
 $p =$ Umgebungsdruck (da nichts mehr strömt $= p_A$)

oder außen
Druck ?!

$$pV = p_A V_{FRC} \quad \text{Funktionelle Residualkapazität}$$
$$= (p_A + \Delta p_A) (V_{FRC} + \Delta V_L) \quad \text{Residuales Volumen}$$
$$= p_A V_{FRC} + \Delta p_A V_{FRC} + p_A \Delta V_L + \Delta p_A \Delta V_L$$

Bestimmung Residualvolumen:
Patient soll maximal Ausatmen

$$V_{FRC} = - \frac{p_A + \Delta p_A}{\Delta p_A} \Delta V_L = - \frac{p_A + \Delta p_A}{\Delta p_A} \Delta V_K$$

$\Delta V_L = -\Delta V_K$ Kammer

Kammer Volumen muss sich um Änd. d. Lungen Volumens ändern

über Größe des cath zw. Patientenkammer & Bezugskammer vgl. Frequenz einstellen
→ ↓ cath = Tiefpass $\Rightarrow p_K$ $\Rightarrow p_B$

Druckänderung durch Änd. T durch Körpertemp Patient
→ wird durch Tiefpass ausgeglichen

op durch Atmen $\rightarrow$ ↑ Frequenz $\rightarrow$ kann $op = p_K - p_B$ messen

Schluss von op auf ΔV_K über empirische Kurve (Kalibration)
(über kalibriertes Ventil definierte op durchführen)

Achtung: Patient verringert das Kammer Volumen $\rightarrow \frac{V_K - V_P}{V_K}$

$$\text{Atemstrom} = \frac{dV}{dt}$$

= AS

Impedanz - Pneumografie → elektr. Aktivität der Atemmuskulatur

Luft ≠ leitfähig ⇒ eingetratener Zustand $\hat{=}$ ↑ Widerstand

! nur qualitativ, nicht quantitativ

Pneumograph = Atemgürt → Messung Umfangsänderung Brustkorb

568 Helium Einwaaschmethode → totale Bestimmung FRC / Residualvolumen
(nicht thorakales Volumen)

Spirometer

→ inert, geht nicht ins Blut über
Ende

Helium zum Zeitpunkt normaler Ausatmung zuzuführen / bzw. Ende max. Ausatmung
(+ muss Volumen zuleitung kennen)

$$(V_{FRC} + V_{He}) C_{He_2} = n_{He} = V_{He} C_{He_1}$$

$\downarrow$ $C_{He_2} < C_{He_1}$ $\uparrow$ Konz. vorher in Heliumbeutel
da selbe Stoffmenge auf größeres Volumen

Dichtemessung = schneller

11.01.2019 nächsten Tr. keine VL! (18.01.2019)

571 Stickstoff - Auswaaschverfahren
→ Bestimmung V_{FRC}

historisch: vollst. ausgewaschen $\hat{=}$ N_2 -Konz. auf $\frac{1}{40}$ abgefallen (da alle schweren Gase nicht mehr konnten)

FRC = das was nach normaler Ausatmung noch in Lunge ist

= Residualvolumen +
Volumen, das immer noch in Lunge bleibt
Volumen, das man nach normaler Ausatmung noch ausatmen kann

572 CO_2 - Indikatorverfahren
→ Bestimmung V_D (= funktioneller Totraum)
(dead space)

$$n(CO_2) = \bar{c}(CO_2) \cdot V_E = c(CO_{2,D}) \cdot V_D + c(CO_{2,a}) \cdot V_a$$

$\uparrow$ mittlere Konz. in Ausatmung $\uparrow$ aufgefälliges Volumen $\uparrow$ Anzahl CO_2 Moleküle in Totraum $\hat{=}$ Außenluft $\Rightarrow \approx 0$

$n(CO_2)$ im alveolaren Raum! ≠ komprimiertes Alveolarvolumen, sondern die CO_2 Moleküle, die aus alveolarem Raum ausgeatmet wurden

CO_2 Außenluft
0,03 %
 $\Rightarrow \sim 0\%$

$$V_a = V_E - V_D$$

$$= c(CO_{2,a}) (V_E - V_D)$$

$$\Rightarrow V_D = \frac{c(CO_{2,a}) - \bar{c}(CO_2)}{c(CO_{2,a})} V_E$$

573 Washout-Verfahren mit inertem Gas (IGW)

- kann kleine Atemwege beurteilen
- oft noch keine Symptome, wenn 'nur' kleine Atemwege betroffen sind
- Screening, dass kleine Atemwege mit bestimmen kann wäre sehr sinnvoll

SBW single-breath-washout → oft VC nötig
⇒ problematisch bei Alten, Kindern

MBW multiple-breath-washout → dauert relativ lange (15-20 min)
⇒ auch mehr problematisch

inertes Gas → das nicht vom Körper aufgenommen wird und nicht mit anderen Stoffen reagiert

DTG = double trace gas

578 mechanische Luft = ähnlich normale Luft, nur hohe Zerkleinerung, trockener

SBW (N₂)

579 grüner Bereich = der, der ausgewertet wird (zeitliche Messung)

Knick in Phase IV ist nicht immer da

CV = closing volume

(ab zu starken Ausatmen kollabieren manche der kleinen Atemwege)

mit Ultraschall festw.
und molare Masse messbar
→ siehe Messwandler

584

MBW (N₂)

LCI = lung clearance index

= wie oft muss FRC umgewechselt werden, um gesundes Ausatemvolumen zu erhalten

⇒ LCI wird patientenunabhängig und damit vergleichbar

man kann bei Messung gleichzeitig auch FRC bestimmen und damit dann LCI berechnen

585

DTG-SBW

2 Gase verwenden mit stark versch. molare Masse → Diff. eigenschaften

wichtig: Tracer gas muss gleiche molare Masse wie Umgebungsluft haben
zu Beginn

Umschaltung auf Gas muss während Ausatmung zugeschaltet werden, damit bei nächste Einatmung schon zu Beginn der Bypass mit DTG gefüllt ist und das eingeatmet werden kann

589

Atemvolumen = berechnet (Integration des Atemflusses)

592

esst neg. Wert → Sulfurhexafluorid = schweres, tritt eher ein, wird erst nach nicht ausgeatmet, Helium ist leicht → negativer Wert der molaren Masse

593

Impedanzillometrie

Balken festhalten, damit nicht wie schon viel Energie aus Schallwelle verloren geht sondern in der Lunge ankommt

Atemwegswiderstand = frequenzabhängig

$$Z = \frac{P}{F}$$

Druck
Fluss

Impedanz,
Strömungswiderstand

komplex, da Phasenverschiebung zwischen Druck und Fluss

← gilt auch in Realität

→ dominiert ⇒ $\text{Im} > 0$

Imaginärteil: → Trägheit, Dehnbarkeit → dominiert ⇒ $\text{Im} < 0$

↓ Frequenz $\Rightarrow$ ↑ Eindringtiefe

600 es wird von idealer Gerade ausgegangen, entspricht nicht ganz der Realität!

601

Hörorgan

Hörnerv, Gehör-Nerv, Gesichtsnerv $\rightarrow$ verbinden sich schnell, nur auseinander

602

Schall = Massebewegung

$$m\ddot{x} + d\dot{x} + cx = 0$$

d Dämpfung nicht beachten E soll harmonisch sein

$c \rightarrow$ Geschw. Teilchen = Schallgeschwindigkeit

$v \rightarrow$ Geschw. Welle = Schallgeschwindigkeit

logarithmische Größe $\rightarrow$ muss dimensionslos sein

$\rightarrow$ Bezugsschalldruck nötig! wichtiger Bezug nutzen!
logarithmus ergibt Sinn, da so großer Bereich abgedeckt werden muss

$$I = p \cdot q \quad q = \frac{p}{Z}$$

$$I = \frac{p^2}{Z}$$

elektronisch $U = RI \rightarrow I = \frac{U}{R}$
 $\uparrow \uparrow \uparrow$
 $p \quad Z \quad q$

$$L_1 = 10 \lg \frac{1}{p_0} \text{ dB} = 10 \lg \frac{p^2}{p_0^2} \text{ dB} = 20 \lg \frac{p}{p_0} \text{ dB}$$

$$\rightarrow L_p = 20 \lg \frac{p}{p_0} \text{ dB} \quad \text{dB} \approx \frac{1}{10}$$

DYNAMIKBEREICH:

$$\frac{10^2}{10^5} \Rightarrow 10^3$$

$$\lg \Rightarrow 7$$

$$20 \cdot 7 = 140$$

Gehör hat frequenzabhängige Empfindlichkeit!

Schall ist immer Wechseldruck
 $\rightarrow$ Null ist nicht dabei (kein Gleichdruck)

Lautstärkepegel $\neq$ Leistungspegel
[Phon] [dB]
Bezüge auf 1 kHz Ton

bei 1 kHz entspricht Phon dB
~~Setzt~~ nur bei 1 kHz

$$20 \text{ dB} \Rightarrow 20 \lg \frac{p}{p_0}$$

muss 1 sein $\rightarrow$

brauche Druckamplitude 200 μPa um bei 1 kHz 20 Phon zu haben

$\lg \frac{10 \mu\text{Pa}}{20 \mu\text{Pa}} \leftarrow$ Gehör
 $= \lg 0.5$
 ≈ -0.3
bei 500 kHz genauso laut gehört werden soll wie 1 kHz muss der Druck höher sein
 $\Rightarrow$ braucht Tabellen zur Bestimmung
berechnen kann man nur für 1 kHz

$$20 \cdot (-0.3) = -6 \text{ dB}$$

$$+ \lg \frac{10 \mu\text{Pa}}{1 \mu\text{Pa}} = \lg 10 = 1 \Rightarrow 20 \text{ dB} \Rightarrow \text{bei falschem Bezug 26 dB Abweichung}$$

Sone → Empfindung d. Lautstärke, Einheit N

> 30 dB gilt: pro 10 Phon verdoppelt sich die empfundene Lautstärke

611 40 Phon = 1 Sone ⇒ 50 Phon = 2 Sone
60 Phon = 4 Sone
100 Phon = 64 Sone ⇒ Schmerz beginnt

613 psychoakustische Einheit: mel
(melody)

614 Gehör = Anwendung 24 Zehnpaare

höhere Frequenzen → stärkere Markierung, weil sie am Eingang des Innenohrs liegen

615 räumliche Wahrnehmung

Position → zeitverzögertes Eintreffen

versch. Druckamplituden

erste einfallende Schallwelle ⇒ Ortslokalisierung

Ende: 621 nächste Worte keine VL!

25.01.2019

einstufige Reihe normaler Reihe zu . gehen / hören → auf

~~Hör~~ Nerv v. Gehörschnecke + Geh. + Gesichtsnerv vereinigen sich ↑ schnell

↑↑ Dynamikbereich ($\sim 10^7$) ⇒ dB logarithmisch

Außenohr

Ohrmuschel Form → Röhrencharakteristik (charakteristische Verstärkung)
Verstärkung v. Frequenzen mit Wellenlänge < $\varnothing$ Kopf

Ohrtrichter

Gehörgang bei $\frac{\lambda}{4}$ → Resonanzbed., Länge Gehörgang $\sim 20-25$ mm
⇒ bei 3-5 kHz ~~beste~~ beste Schallübertragung

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

↖ Gehör
↖ RT 343 $\frac{m}{s}$
↖ Frequenz

Trommelfell trichterförmig

Hörschäden
= irreversibel!

Mittelohr

Aufgaben

Impedanzanpassung, Druckausgleich, Schutz- & Dämpfungsfkt.
↳ Bereitstellen richtiger Arbeitspunkt

Außenohr: Umgebungsdruck + Schalldruck

Mittelohr: — — —

⇒ Trommelfell sieht nur Differenz

3 Gehörknöchelchen
Hammer, Amboss, Steigbügel
ovales Fenster

allein durch Fläche & Hebel Verstärkung
Druck um 22-fach (von Trommelfell
auf ovales Fenster)
+ Trichter ⇒ ~44-fache Verstärkung

$$L = 20 \log \frac{P}{P_0} \text{ dB}$$

Schwächung um 60 dB $\rightarrow 60 = 20 \cdot 3 \rightarrow \log 10^3 = 3$

Innenohr

Gehörschnecke (= Cochlea)

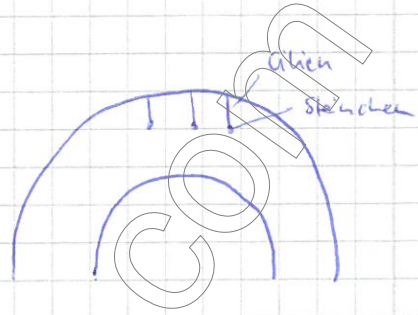
~ 2,5 Windungen, 3 flüssigkeitsgefüllte Räume

Helicotrema $\rightarrow$ Verbindung 2er Räume
 $\rightarrow$ an Spitze

in Kontakt mit GG-Organ (3 Bogengänge $\perp$)

wenn Flüssigkeit in Ruhe $\rightarrow$ Cilien stehen
Grundfrequenz

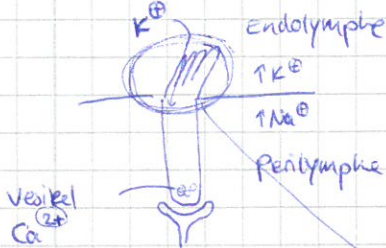
Auslenken in 1 Richtung $\rightarrow$ Erhöhung Frequenz
in andere $\rightarrow$ Verringerung Frequenz



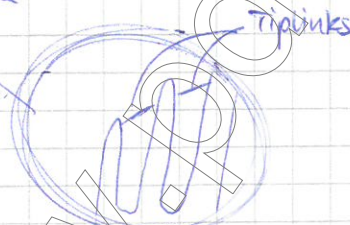
Basalmembran im Cortischen Organ

3 Reihen äußere Haarzellen = aktiv $\rightarrow$ Verstärkung, aktiver Filter

1 x innere $\rightarrow$ Signalkodierung $\rightarrow$ scharfe Frequenzauflösung



mechanisch gesteuerte Ionenkanäle



Auge:
nicht gesteuerte
Muskel (Skellett):
ligandengesteuerte

Ortskodierung

Zeitkodierung

Basalmembran
ungekoppelte
Kinnfortsatz
Resonanz $\rightarrow$ Wellenbewegung

Salventheorie

Vorverarbeitung auf Zwischenstationen $\rightarrow$ Verstärkung / Abschwächung

$\rightarrow$ Bewertung
 $\rightarrow$ Filterung

nur Signale, die bis zur
Hörmitte kommen werden
wahrgenommen

mögl. Ursachen Schwerhörigkeit

Schallempfindungsstörung
Schalleitungsstörung

Stimmgabel hinter Ohr, dann
Knochen
Stimmgabel
davor
Luft

Weber-Rinne-Versuch
 $\rightarrow$ Stimmgabel auf Kopfmitte
 $\rightarrow$ direkt Knochenleitung
 $\rightarrow$ kann einseitige Höstörung feststellen



Verstopfung Außenohr $\rightarrow$ da kann kein Schall nach außen
 $\rightarrow$ höre auf kranken Ohr lauter
Erkrankung Innenohr $\rightarrow$ höre auf gesunden Ohr lauter

Audiogramm $\Rightarrow$ hat Patient bei best. Frequenz welche Beeinträchtigung

658 pos. Werte $\rightarrow$ muss Intensität erhöhen, um zu hören $=$ Hörverlust

oto = Ohr

659 otoakustische Emissionen — enge Zusammenhang mit aktiver Bewegung der Haarzellen (äußere)
O A E

Ohr nicht nur ~~Sender~~ Empfänger sondern auch Sender

665 10 $\hat{=}$ Mikrotan

je 1 pro Lautsprecher

DPOAEs: 2 Lautsprecher $\rightarrow$ 2 Frequenzen ein koppeln
 $\rightarrow$ 2 Peaks Folge 667
starke

Distorsionsprodukt (-Verzerrungsprodukt)

$\rightarrow$ kommt nur bei intakten Innenohr

kann ohne Mitarbeit des Patienten objektive Auskunft erhalten
 $\Rightarrow$ für Babys geeignet

Fehlen von OAEs bedeutet nicht zwingend, dass Taubheit vorliegt

672 BERA-Messungen

674

Hörgeräte

Systeme $\begin{cases} \text{HdO} & \text{hinten dem Ohr} & \uparrow \text{Leistung, leicht bedienen} \\ \text{IdO} & \text{im Ohr} & \text{individuelle Abstrich} \Rightarrow \uparrow \text{klein, unauffällig,} \\ & & \uparrow \text{Richtungs hören,} \\ & & \uparrow \text{elektronisieren} \end{cases}$

Tiefpass $\rightarrow$ um Frequenz über Hörvermögen auszukoppeln
+ um Abstrichfrequenz zu wählen

erst analog $\rightarrow$ $\downarrow$ Anteil $\hat{=}$ $\downarrow$ aufwendig

dann digital $\rightarrow$ störungsfähig ugl. $\Rightarrow$ Datenmenge reduzieren

Bandpässe $\rightarrow$ nur Bereiche, bei denen Beeinträchtigung vorliegt
 $\rightarrow$ aus Audiogramm gemessen

Was passiert mit analogem Spektrum, wenn ich das Signal abtaste?

$\rightarrow$ wird periodisch fortgesetzt

analog. Spektrum

diskret — periodisch
in 1 in anderen

gleiches wie vorher

$\Rightarrow$ Tiefpass um period. Signale abzuschneiden

677 Lichtmikrofonsysteme

678 Mittelohrprothese

679 mikrohydraulisch

681 Innenohrprothese = Cochlea Implantat

24 Elektroden reichen, da wir auf Basalmembran sowieso nur 24 Frequenzbereiche auflösen (obwohl wir 3500 interne Haarzellen haben)

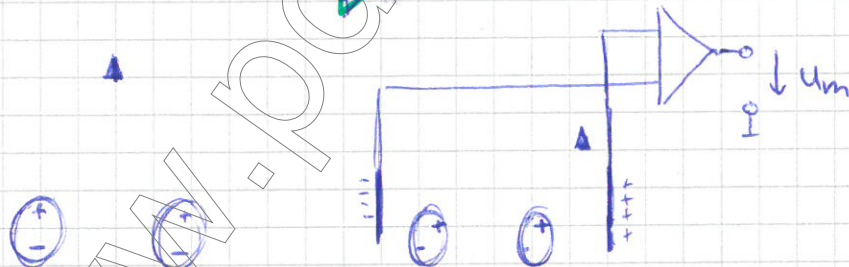
ab 683

Auge

bioelektr. Messung am Auge

684 Elektretinogramm ERG

= Summenantwort elektr. Aktivität d. gesamten Netzhaut



! Elektroden erzeugen Gleichspannung → Hochpass → keine Gleichspannung vom Auge nicht messen →

687 Elektrookulogramm EOG

689 Messung Augeninnendruck → Aplanationstonometer

bildgebende Verfahren

- Röntgen (Projektion/CT)
- Magnetresonananz
- Ultraschall
- Endoskopie / Fotografie
- Gamma
- SPECT
- PET

692 Endoskopie

- 725

Geschichte ...

Laparoskopie
Kapselendoskopie
Doppelballon-Endoskopie

! 4 grundsätzliche Objekt-Bild-Parungen
Koukavspiege

1) Objekt hinter Krümmungsmittelpunkt C
→ invertiert, kleiner

2) im C
→ invertiert, gleich groß

3) zwischen C & Brennpunkt F
→ invertiert, größer

4) zwischen F und Scheitel
→ virtuell, aufrecht, vergrößert
(kann bei Krümmung auch fast gleich sein)

! Bozzini und Desormeaux = Begründer neuzeitl. Endoskopie
↓
Lichtleiter
→ beide ankreuzen

Ende 698

01.02.2019

- 695-701 nicht ~~zu~~ klausurrelevant
subglottisch = unter Stimmapparat

704 retrograd = rückwärtsgerichtet
Cholangio = Gallengang

705 • links unrichtig (Gastro-Zufuhr)

706 • wenig relevant ~~706~~

707 • rechts unrichtig

708 ! wichtig! Einsatzgebiete flexible Endoskope

709 Kompensierendes Endoskop

711 zu Beginn Glasfaser nur zur Lichtübertragung, da Ordnung f. Bildübertragung nicht ugt. war

713 $n_1 \sin \alpha = n_2 \sin \beta$ — Brechungsindex nun nötige Totalreflexion zu bekommen
Brechungsindex Kern
Mantel

716 n Eingangsreflexion Flüssigkeit $\Rightarrow \theta_G \leq \sim 9^\circ$

720 fps = frames per second

! 4 Möglichkeiten Koukavspiegel!
(letzte Worde?!)

726
-753

Röntgen

! $1\text{pm} - 10\text{nm}$ Wellenlängenbereich $\rightarrow$ ankreuzen können

Gammastrahlung durch radioaktiven Zerfall

wech. Erzeugung d. Strahlung

Röntgenstrahlung: Bremsstrahlung + charakt. Strahlung

Target in Röntgenröhre: idR W, kann aber auch Mo, Fe, ...
 $\rightarrow$ Anodenmaterial $\rightarrow$ je dicker, um was man untersuchen will

728 $U \approx 10-150\text{ kV}$ (wech. Info auf wech. Seiten, das hier passiert aber geht gut, eig kommt es nur auf Größenordnung an)

$\uparrow p^+ \rightarrow \uparrow$ Ablenkung $e^- \rightarrow \uparrow$ Energie frei

$h = \text{const.}$

! Bremsstrahlung = kontinuierliches Spektrum
je nachdem in welchem Abstand e^- am Kern vorbeifliegt $\rightarrow$ andere Energie wird frei

! charakt. Strahlung $\rightarrow$ nur bestimmte Frequenzen $\rightarrow$ diskretes Frequenzspektrum
 $\rightarrow$ oft ausschlaggebend für Kontrast

! 734 wichtige Folie!

735 mittlerweile gibt es gekühlte Drehanoden $\rightarrow$ $\uparrow$ Dauerlast auch bei Drehanode möglich

738 Verstärkerfolie existiert in alle Richtungen $\rightarrow$ Dicke = begrenzt
 $\rightarrow$ sonst verschmurt das Bild

744 ! CT 1. Gen: Translation & Rotation, Einzelstrahl

749 7F bei Respiration 2. Gen: Teilkreisstrahl $\rightarrow$ mehrere Detektoren nötig

3. Gen: Vollkreisstrahl $\rightarrow$ nur Rotation (keine Translation) nötig
 $\uparrow \uparrow$ Detektorarray

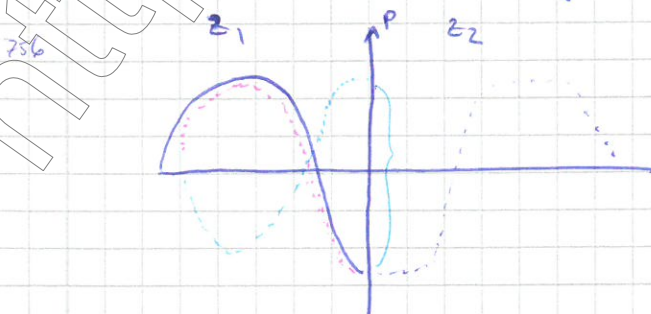
4. Gen: $\rightarrow$ + festes Detektorarray ($\uparrow \uparrow$ Detektoren)

754 Ultraschall

-765

Lithotripter = Steinezerstörer (Nierensteine, Gallensteine, ...)

755 Formeln = vereinfacht (müssten eig. komplex sein)



$$z_2 \gg z_1 \Rightarrow r_p = 1$$

$$z_2 \ll z_1 \Rightarrow r_p = -1$$

Schallschnelle $\neq$ Schalldruck

v

p

$$r_v = -r_p$$

Intensität $I = \frac{p^2}{2}$

α = Dämpfungswert Druck ? $\Rightarrow$ bei 1 dann 2α

↑ frequenzabhängig (Annahme) Gewebe: $\alpha \propto f$
Wasser: $\alpha \propto f^2$

757 R = Reflexionskoeffizient

Abgabe muss gedämpft werden, damit nicht noch nachschwingt, wenn reflektiert, Signal zurück kommt

760 heute fast nur noch Detektorarrays (die auf 753 nicht mehr sind)

761 Bildarten: A, B, M, 2D

762 Puls durchläuft Strecke $2x \Rightarrow$ Zeit-Ort-Transformation $x = \frac{1}{2} c \Delta t$
(kein $\frac{1}{2}$ Reflexion wieder raus)

765 LVEDD = Left ventricular diastolic diameter

LVESD = --- systolic ---

766 MRT

Bild 3T-MRT $\rightarrow$ 3 Tesla

768 Phasenkontrasttechnik $\rightarrow$ Flussprofile möglich

magn. Flussdichte, nicht Feldstärke ?? Tesla $\rightarrow$ magn. Flussdichte

769 ↓ Volumen $\Rightarrow$ deutlich kleinere homogene Magnetfelder möglich = ↑ B
 $\rightarrow \uparrow \frac{B}{V} \hat{=}$ besserer Bild

772 nur Stoffe ausgeben mit ungerader p^+ -Anzahl und/oder ungerader n^0 -Anzahl
 $\hookrightarrow$ resultierendes Spin aus den Quarks

rotierende Ladung erzeugt Magnetfeld
 $28 p^+$

ohne äußeres Magnetfeld $\rightarrow$ statistische Verteilung $\Rightarrow$ Heisenberg / Spin nach außen kein Magnetfeld
nur wenige richten sich real im Magnetfeld aus

773 kT = Wärmeenergie

$N_{\uparrow/\downarrow} =$ Anzahl Teilchen in S_z -Zustand $-\frac{1}{2}$

$\Delta E = hf = \frac{\gamma B \hbar}{2\pi}$?

$+\frac{1}{2}$ = energetisch niedrigerer Zustand

sehr viele Teilchen $\Rightarrow$ muss nicht Quantenphysikalisch betrachten, sondern kann es als newtonsche Physik (Statistik) betrachten
klassische

774 äußeres Magnetfeld ändert quasi nichts am Spinzustand $+\frac{1}{2} \leftrightarrow -\frac{1}{2}$

Ende 774

Fragen:

(Folie 621 niederfrequente Töne $\rightarrow$ Pulshöhe)
 $\downarrow$
 200 Hz
 oder 6 kHz
 erzeugt

08.02.2019

resultierende = zusammengesetzt aus den einzelnen Spins $\rightarrow$ steigt mit p^* Dichte
 symmag. Verhältnis
 $\gamma =$ Stoff spez. $\gamma B = \omega \quad \frac{\omega}{2\pi} = f$

776

$$\vec{p} = m \vec{v}$$

$$\frac{dp}{dt} = m \frac{dv}{dt} = F \rightarrow \text{Impuls} = \text{konst. solange keine äußere Kraft wirkt}$$

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$$

Moment

781

resultierende in x-y ($\perp$ Spule) rot in Spule spg. (H) aus
 $\rightarrow$ induziert U

$\rightarrow$ FID free induction decay - Signal wird idR nicht f. Bildgebung genutzt

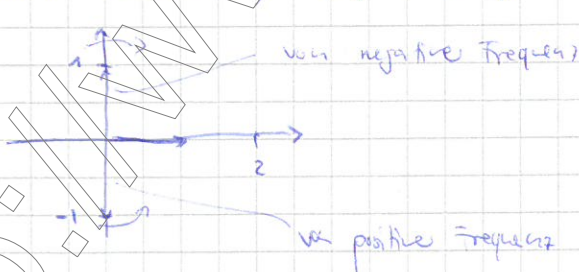
30s ausrechnen, antworten, spg geht zurück in Ausgangsposition, erzeugt
 diese Signal
 = entkoppeln

da es direkt nach Impuls
 beginnt $\rightarrow$ direkt nicht
 feststellbar

783

untere Gl.: $\rightarrow$ ergibt sich aus Additionstheorem
 künstlich imaginäres Signal erzeugen

$$U(t) = 2 \sin(2\pi f t) \quad \text{Bsp. reelles Signal (= konjugiert komplex)}$$



$\rightarrow$ wenn ich 1 Frequenz habe, keine ich
 Imaginäranteile haben auch die
 sich immer auf
 $\Rightarrow$ reelles Signal

MRT imaginäres Signal $\rightarrow$ keine Wert automatisch auch negative Frequenz
 $\rightarrow$ auch dort Info

SE-Signal $\rightarrow$ Spin Echo $\rightarrow$ Max. = oft der Wert, der für Bildgebung
 verwendet wird

780

schon winzige Abweichung in Magnetfeldhomogenität $\rightarrow$ große Phasenverschiebung

bei 180° Puls $\rightarrow$ kompensiert (eliminiert)

aber Max etwas kleiner als Spin-Spin-WS

