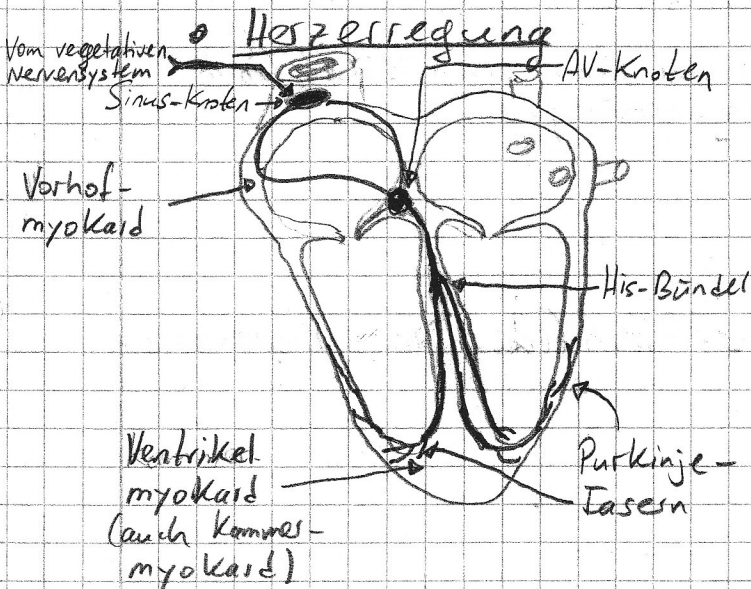


EKG - Elektrokardiogramm

• Elektrische Signale und Reize

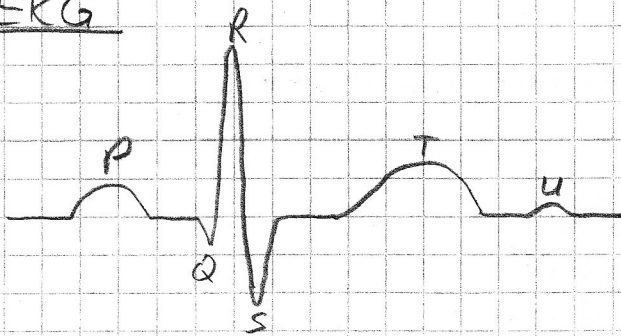
- Ursache: Ionenverschiebung an Biomembranen
- Informationsübertragung in Nerven
- Ansteuerung von Muskeln
- Kraftentfaltung in Muskeln



Erregung:

- Sinus-Knoten
- Vorhofmyokard
- AV-Knoten
- His-Bündel
- Kammerschenkel
- Purkinje-Fasern
- Ventrikelmyokard

• EKG



P-Welle: Kontraktion der Vorhöfe

QRS-Komplex: Kontraktion der Kamme

T-Welle: Erschlaffung der Kammermuskulatur

U-Welle: nicht immer sichtbar.
Nachschwingung der Kammererregungsrückbildung

Bestimmbare Parameter:

- Herzfrequenz
- Lage
- Aktivität von Vorhöfen und Kammern
- Herzrhythmus

Messung:

• Störeinflüsse:

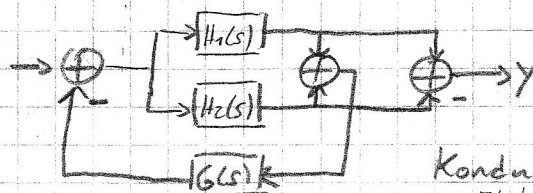
- 230V-Leitungen
- Geräte
- Funkanlagen
- Bahn-Oberleitungen

• Störeinkopplung:

- über Kabel
- über Körper

• Lösung: Driven Right Leg (Gleichstromstrom)
Mittelwert der Messsignale zum Referenzpunkt

Blockschaltbild:



Konduktives EKG:

- Elektroden konduktiv verbunden
- instabiler Regelkreis
- Lösung: zusätzliche Kapazität

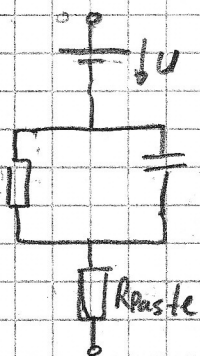
Kapazitives EKG:

- Elektroden kapazitiv verbunden
- stabiler Regelkreis

Elektroden

- Übergang von Elektronen- zu Ionenleitung
- Hautimpedanz dominant

ESB-Elektrode



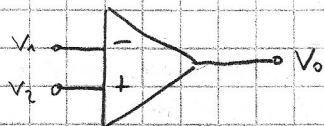
← konstanter Offset aufgrund von Ionenkonzentration

ESB von Haut ähnlich, aber höhere Widerstandswerte

Impedanz der Haut und Elektrode frequenzabhängig

4-Punkt-Messung eliminiert Einfluss der Impedanzen von Haut und Elektroden.

Operationsverstärker



$$V_D = V_1 - V_2$$

V_{GL} ist die Spannung, wenn $V_1 = V_2 = V_{GL}$

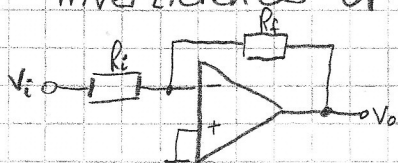
Differenzverstärkung: $A_D = \frac{\Delta V_0}{\Delta V_D}$

Gleichtaktverstärkung: $A_{GL} = \frac{\Delta V_0}{\Delta V_{GL}}$

Gleichtaktunterdrückung: $G = CMRR = \frac{A_D}{A_{GL}} = - \frac{\Delta V_{GL}}{\Delta V_D}$
(CMRR-Common Mode Rejection Ratio)

Ausgangsspannung: $V_0 = A_D \cdot (V_D - V_{offset}) + A_{GL} \cdot V_{GL}$

Invertierender OP

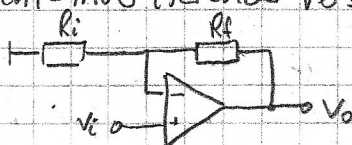


Eingangsimpedanz: $Z_e = R_i$

Ausgangsimpedanz: $Z_a = \frac{R_f}{g} \approx 0$

$$V_0 = - \frac{R_f}{R_i} \cdot V_i$$

Nicht-invertierender Verstärker

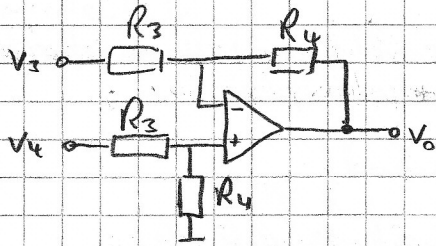


$Z_e \rightarrow \infty$

$Z_a = \frac{R_f}{g} \approx 0$

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_f}{R_i}\right) V_i$$

Differenzverstärker

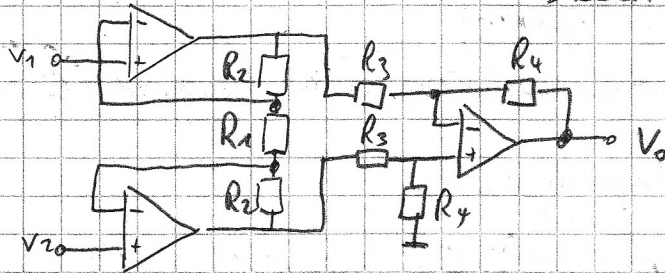


$$V_0 = \frac{R_4}{R_3} (V_4 - V_3)$$

Gleichtaktunterdrückung hoch $\rightarrow$ Gute Verstärker von Gleichspannungen, aber niedrige Eingangsimpedanz

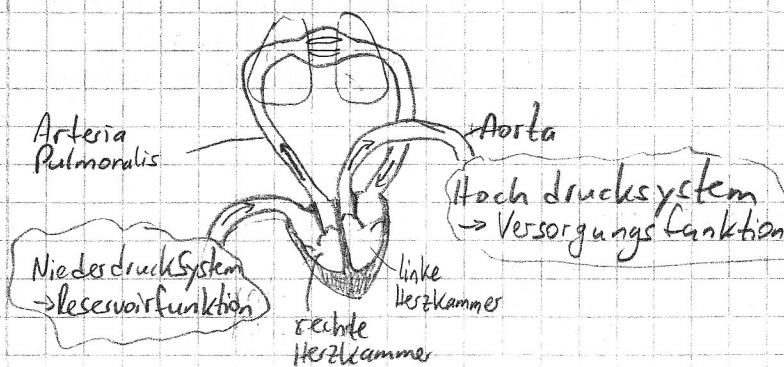
$$Z_E = R_3$$

Instrumentenverstärker: Kombination aus Differenzverstärker und Impedanzwandler $\rightarrow$ Hoher Eingangswiderstand
 $\rightarrow$ Verstärkung kann über R_1 eingestellt werden
 $\rightarrow$ Ebenfalls hohe CMRR



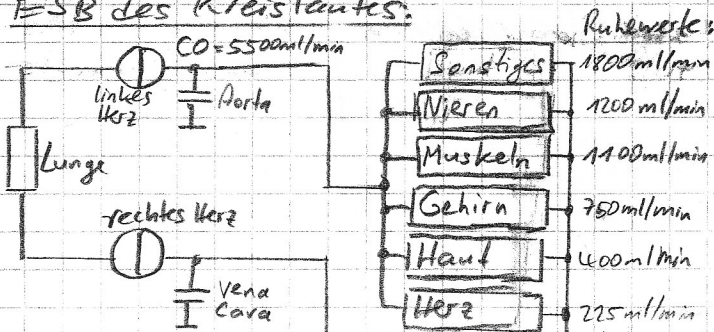
$$A = \frac{V_0}{V_2 - V_1} = \frac{2R_2 + R_1}{R_1} \cdot \frac{R_4}{R_3}$$

Herz-Kreislauf-System

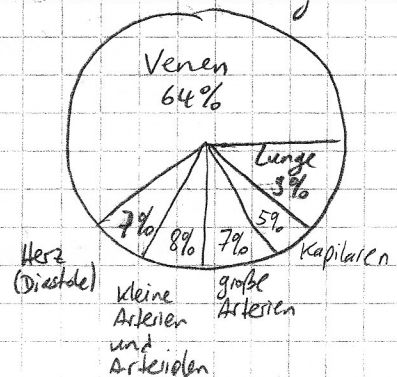


Gemeinsame Querschnittsfläche der Kapillaren am größten
 $\rightarrow$ langsamste Fließgeschwindigkeit
 $\rightarrow$ Guter Austausch zwischen Zellen und Blut

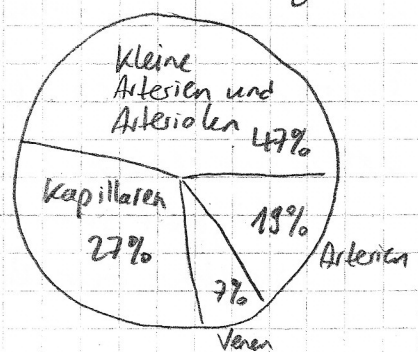
ESB des Kreislaufes:



Volumenverteilung



Widerstandsverteilung



Blutdruckregulation

Verschiedene Mechanismen (mechanisch und hormonal)

Blutvolumen $\sim 5L$

II - Lokale Autoregulation (reagiert auf Druck & Sauerstoffmangel)

Hämatokrit $\sim 45\%$

- Organdurchblutung (z.B. Niere $\rightarrow$ Renin-Angiotensin-System)
- Stoffwechseländerung

III - Neuronale Steuerung über das VNS (schnell)

- Barorezeptoren in Arterien und Venen

Definition $\rightarrow$ Änderung des Herzschlages und der Gefäßweite der Arteriolen

- Durchblutung der Haut, etc.
- hormonelle Steuerung (langsam)

- Adrenalin

- Renin-Angiotensin-System $\rightarrow$ Durchblutung der Nieren

Nervensystem

• Zentrale Nervensystem (ZNS)

- Weiterleitung der Reize von den Sensoren (u.a. der 5 Sinne) an das Gehirn.
- Ansteuerung der Skelettmuskulatur

• Peripheres Nervensystem (PNS) (Rückenmark)

- Verbindung zwischen Sensoren/Aktoren und ZNS
- Lokale Reflexbögen

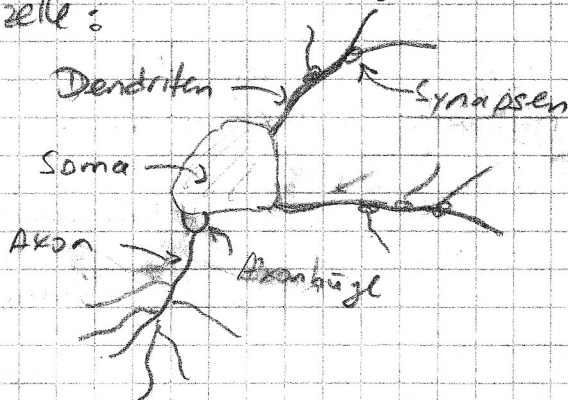
• Als Teil des PNS hat das Vegetative Nervensystem (VNS)

die Aufgabe das innere Milieu aufrecht zu halten.

Sympathikus: Regulation bei erhöhter Leistung

Parasympathikus: Entspannung und Verdauung

Nervenzelle:



Synapsen: Anknüpfungspunkt anderer Nerven oder Sensorzellen (unidirektional)

Dendriten: Empfangsleitungen

Soma: Zellkörper

Axonhügel: Integration aller eintreffenden Signale

Axon: Übertragungsleitung

- Elektrochemische Übertragung
- Frequenzmodulierte Übertragung

Zelle

Hömoostase: Aufrechterhaltung des inneren Milieus

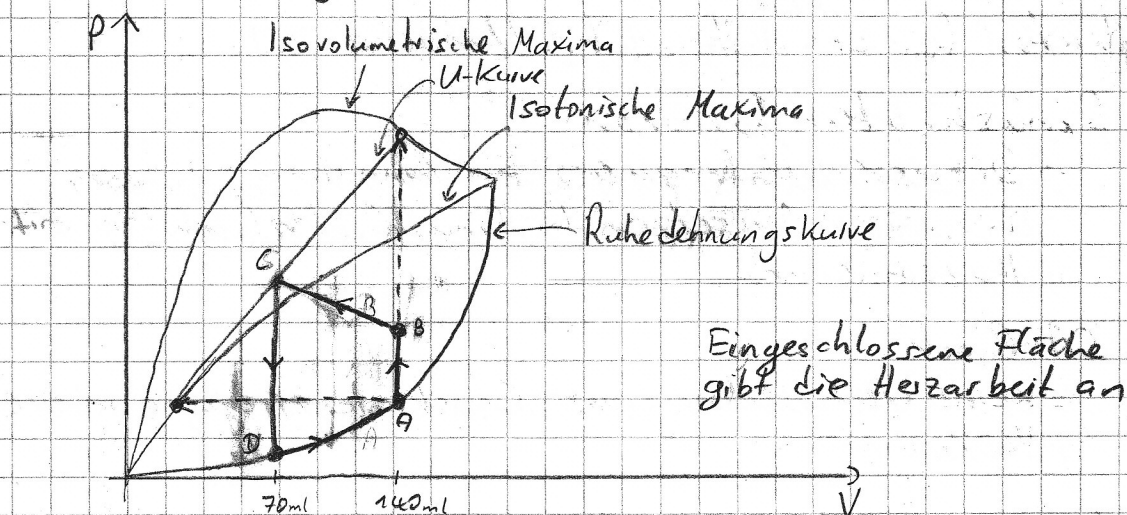
$\rightarrow$ Aufnahme von Nahrung, Abgabe von Abbauprodukten

Transport durch Diffusion oder aktiv.

Definition Leben:

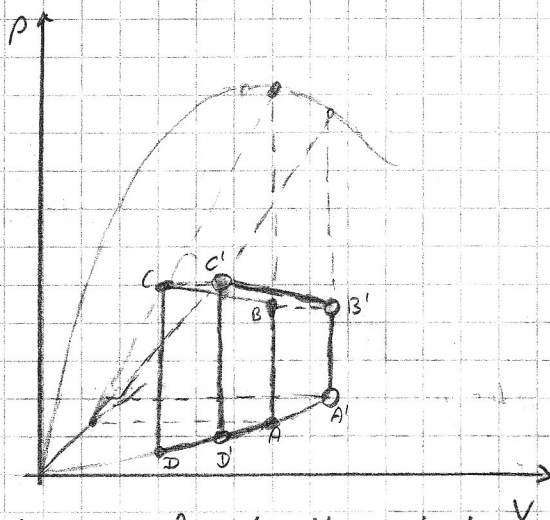
- Fähigkeit zum Stoffwechsel
- Fähigkeit zur Reproduktion

Arbeitsdiagramm des Herzens

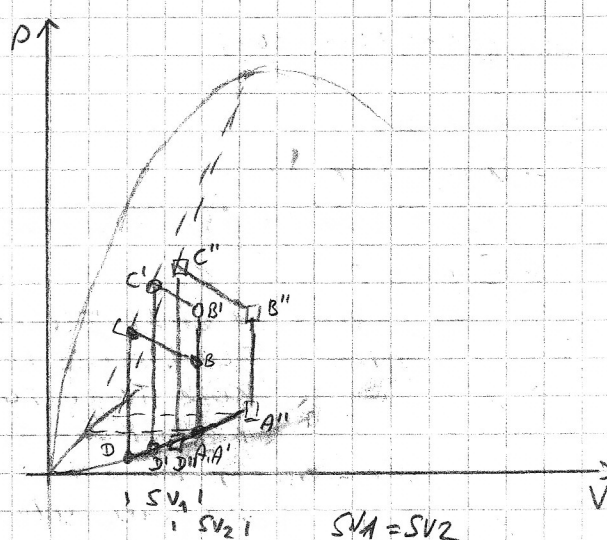


- **Ruhe-Dehnungskurve**
Passive Füllung des Herzens ohne Muskelkontraktion und die sich ergebenden Drücke
- **Isovolumetrische Maxima**
Maximale Drücke bei Kontraktion, aber konstantem Volumen bei verschiedenen Füllmengen
- **Isotonische Maxima**
Ausgehend von verschiedenen Füllmengen wird bei konstantem Druck die Volumenminderung bestimmt
- **Unterstützungskurve (U-Kurve)**
Maximaler Druck der auxotonischen Austreibungsphase. Also der maximale Druck welcher nach der isovolumetrischen Anspannungsphase während der Austreibungsphase noch erreicht wird

Erhöhung d. Volumens



Erhöhung d. Blutdrucks



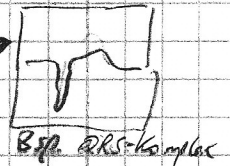
Indizes für die Herzarbeit

Cardiac Output $CO = SV \cdot HR \left[\frac{L}{min} \right]$ SV: Stroke Volume, HR: Heart Rate
 Cardiac Index $CI = CO / \text{Body Surface Area} \left[\frac{L}{min \cdot m^2} \right]$
 Cardiac Power Output $CPO = CO \cdot MAP \cdot 0.0022 \text{ [Watt]}$ MAP: Mean Arterial Pressure
 Cardiac Power Index $CPI = CI \cdot MAP \cdot 0.0022 \text{ [Watt/m}^2]$

Herzrhythmusstörungen

Indikator für einen Herzschrittmacher sind:

- Sinusknoten-Syndrom
 - Sinusknotenfrequenz zu langsam, Schwindel, temporäres Aussetzen der Sinusknotenfunktion mit Herzstillstand
- SA-Block
 - Keine Weiterleitung der Sinusknotenerregung in die Vorammer
- = Syndrom des hypersensitiven Karotis-Sinus
 - Ausgelöst durch Druck auf die Koptschlagader. Temporärer Herzstillstand
- AV-Block
 1. Grades: verlängerte Überleitungszeit
 2. Grades: Regelmäßiges Fehlen der Überleitung oder periodisch zunehmende Überleitungszeit bis zum Ausfall
 3. Grades: Gekennntes Schlagen der Vorhöle und Kammern
- Vorhofflimmern mit langsamer, unregelmäßiger Weiterleitung
- Bradykarde Herzrhythmusstörungen nach Herzinfarkt
- ! Kammerflimmern keine Indikation für Herzschrittmacher, sondern für eine Defibrillation



Herzschrittmacher

• Elektroden

- Unipolar
 - Der Strom fließt über den Herzmuskel zum Schrittmacher zurück
- Bipolar
 - 2 Leiter in einer Elektrode.
 - Vorteil: Elektrisches Feld nur intrakardial
 - Keine Triggerung oder Inhibierung durch Muskelsignale
 - Keine Kontraktion der Skelettmuskulatur
 - Nachteil: Dickere Elektroden
 - Häufiger Isolationsdefekte
 - Schrittmacher im EKG schwer zu erkennen

Frequenzadaption beim Herzschrittmacher

gesteuert	gekoppelt	geregelt
Messung der Körperaktivität: • Bewegungsenergie	Kopplung an physiologische Regelkreise • respiratorisch - Atemfrequenz - Atemminutenvolumen • metabolisch - Temperatur - venöse Sättigung - pH-Wert	Nutzung Kardialer Signale (Sympathikus) • QT-Zeit • dp/dt _{max} • SV • pre-ejection-period (PEP)

Steuersignale:

- Bewegungsenergie als Steuersignal

Nachteile:

- Vibrationen (z.B. Straßenbahn) können Adaption auslösen
- Bei Drucksensor kann dieser durch Seitenlage im Schlaf verstellt werden
- Keine Adaption bei Lagewechsel oder Stress

- Körpertemperatur

Nachteile:

- aufwändige Elektrode
- Adaptionszeit langsam (20-30s)
- Auswirkungen von Fieber

- Zentralvenöse O₂-Sättigung

Nachteile:

- aufwändige Elektrode
- Adaptionszeit langsam (8-12s)
- Langzeitstabilität d. Sensoren gefährdet

- Atemminutenvolumen

Prinzip:

Messung der Impedanz mittels Zusatzelektrode oder spezielle Bipolarelektrode. Leitfähigkeit von Luft ist geringer, als von Gewebe.

Nachteile:

- Adaptionszeit langsam (30-40s)

- Schlagvolumen und Präejectionsphase (PEP)

Prinzip: Schlagvolumen wird bestimmt durch intrakardiale Impedanzmessung.

PEP wird bestimmt durch Zeit vom QRS-Komplex bis zum max. neg. Gradienten der intrakardialen Impedanz

Nachteile:

- besondere Elektrode
- Zeitmessung ungenau

- QT-Zeit, ventrikuläre Depolarisation

Nachteile:

- positive Rückkopplung mit Herzfrequenz
- abhängig von Medikamenten und Elektrolytverschiebungen

Prinzip: Zeit zwischen Stimulation & Erschlaffung abhängig vom Adrenalinspiegel

- Maximaler Druck dp/dt_{max}

Nachteile:

- Langzeitstabilität (Fibrinablagerungen)
- spezielle Elektrode

- Ventrikulärer Depolarisationsgradient

Prinzip: Beschreibt Größe und Breite des QRS-Komplexes
Rascher Beginn der Frequenzanpassung

Nachteile:

- max. Frequenz erst nach 2-3 min
- paradoxes Orthostase-Verhalten

Elektrische Sicherheit

Stromwirkung auf den Körper:

- Elektrische Stimulation der Muskeln und Nerven
- Wärmeentwicklung und damit Gewebeschädigung
- Längere Einwirkung von Gleichstrom:
Elektrolyse, welche Verätzungen und Entzündungen hervorrufen kann.

Hauptanteil der Körperinnenwiderstände sind Hand- und Fußgelenke.

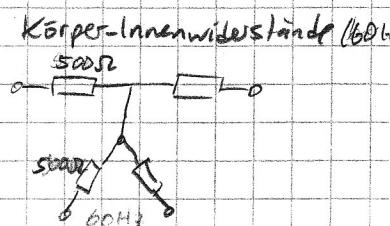
Hautwiderstand auch relativ groß:

$200k\Omega @ 1Hz$ bei $1cm^2$ Elektrode
 $200\Omega @ 1MHz$

Einflussfaktoren:

- Elektrodengröße
- Hautfeuchte
- Anpressdruck
- Unversehrtheit der Haut

Gesamtwiderstände $Z_{ges} = R_{innen} + 2 \cdot Z_{Haut}$



Grenzwerte Wechselstrom: (60Hz):

(Effektivwerte, Fluss von Arm zu Arm)

Wahrnehmungsschwelle: $\sim 0.5mA, 1mA$

Loslass-Schwelle: $\varnothing \sim 10.5mA, \sigma \sim 16mA$ (bis hier kann der Kontakt willkürlich unterbrochen werden)

Atemstillstand: $\sim 18...22mA$

Kammerflimmern: $\sim 75...400mA$ (wesentlich kleinere Grenzwerte, z.B. bei defektem Herzkatheter)

Herzkontraktion: $\sim 1...6A$ (reversibel)

Kammerflimmern ist ein statistisches Phänomen.

Prinzipiell gilt, dass auch ein Einzelimpuls Flimmern auslösen kann, wenn die vulnerable Phase ($\sim T$ -Welle) getroffen wird

Gleichstrom:

Defibrillatoren

Kammerflimmern kann nur effektiv durch Defibrillation mit einem hochenergetischen Stromimpuls behandelt werden.

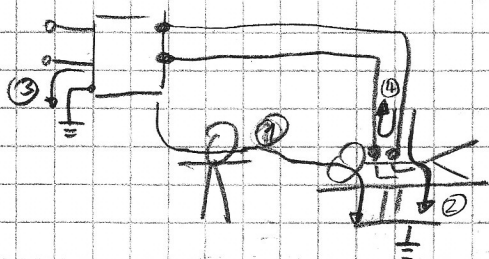
Ausführungsformen:

- Manuell, stationäre Geräte im Krankenhaus (Fachpersonal)
- Automatisch, U-Bahn, Flughafen, ... (Laie)
- Implantate, z.B. für Risikopatienten nach Herzinfarkt
- Textile Defibrillatoren (ebenfalls für Herzinfarkt-Patienten)

Gleichstrom

- Wahrnehmung ab etwa 2mA
- Zellen können nicht erregt werden
- Kammerflimmern möglich
~150mA für Dauer eines Herzschlages
~500mA sehr kurze Zeit
- chemische Reaktionen möglich
→ Grenzwerte für Patientenableitströme geringer als bei Wechselströmen.

Ableitströme



- ① Berührungsstrom (Gehäusableitstrom)
Fließt vom Gerät über OP-Personal und/oder Patienten
- ② Patientenableitstrom
Fließt vom Gerät über Patienten durch OP-Tisch nach Erde
- ③ Erdableitstrom
Fließt vom Gerät über Schutzleiter nach Erde
- ④ Patientenhilfsstrom
Von der Anwendung in den Patienten eingeprägter Strom

Berührungs- und Erdableitströme (① & ③) Grenzwerte

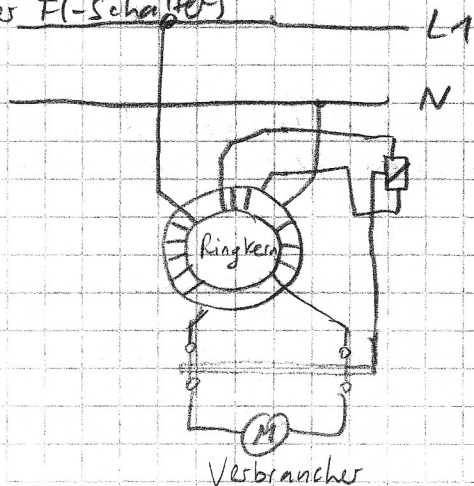
Berührungsstrom: Normal 100µA 1. Fehler 500µA

Erdableitungsstrom: Normal 5mA 1. Fehler 10mA

Spannungsbegrenzung: ~50Hz, max 25V, -60V (medizinische Geräte)

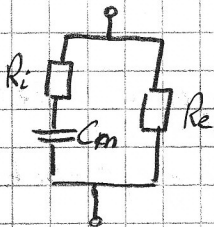
RCD-Schalter:

(früher FI-Schalter)



Wenn ein Strom über den Patienten abfließt, heben sich beide Magnetfelder nicht mehr auf und das Relais schaltet den Verbraucher ab.

Bioimpedanz ESB von Gewebe



Re: Extrazellulärer Widerstand
Ri: intrazellulärer Widerstand
Cm: Membrankapazität

$$Z(j\omega) = R_o + \frac{R_o - R_a}{1 + j\omega RC}$$

$$\text{mit } R_o = R_e$$

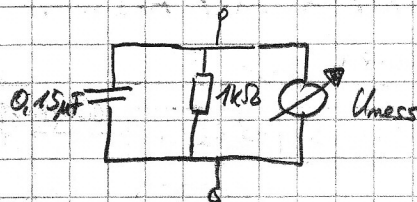
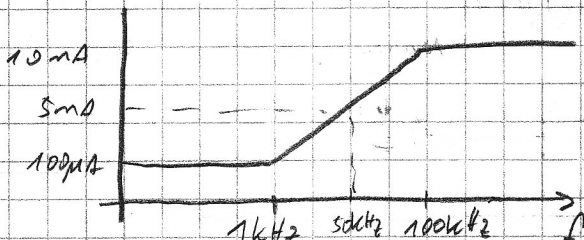
$$\tau = (R_i + R_e) \cdot C$$

mit heuristischem Parameter α : $Z(j\omega) = R_o + \frac{R_o - R_a}{1 + (j\omega RC)^\alpha}$ berücksichtigt geom. Effekte

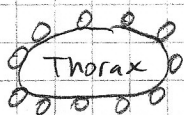
Abhängigkeiten der Gewebeimpedanz

- Temperatur: 2%/K
- Bei Blut ist die Impedanz stark vom Hämatokrit abhängig (Anteil d. Zellen)
- Starke Frequenzabhängigkeit

Zulässiger Patientenhilfsstrom (AC)



Elektrische Impedanztomographie (EIT)



rotierende Einspeisung eines Wechselstroms.
Messung mit allen anderen Elektroden.
Ergebnis ein Bild des Gewebes mit räumlicher Auflösung

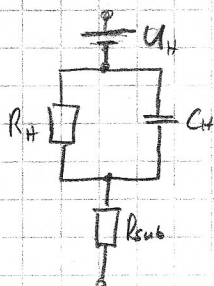
Bestimmbare Parameter mittels Bioimpedanz (Beispiele)

- Anteil an extra- und intrazellulärem Wasser
- Fettanteil
- Proteinmasse

Das extra- und intrazelluläre Wasser (ECW, ICW) können mit dem Hanai-Modell beschrieben werden. Dabei wird der Körper als Zylinder modelliert, welcher mit einer leitenden Suspension gefüllt ist, die mit nicht-leitenden Kügelchen vermischt ist.

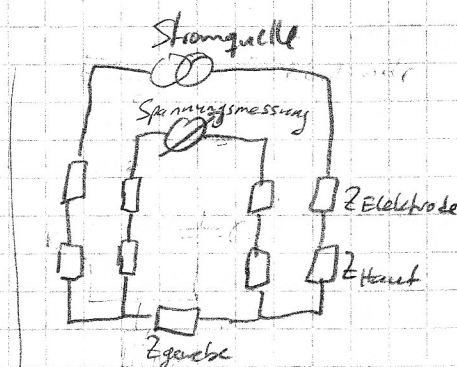
W-Punkt-Messung

ESB der Haut (ohne Haarbälge & Schweißdrüsen)



U_H: Stratum corneum ist eine semiperable Membran
→ Differenz d. Ionenkonzentration
→ Konstanter Offset
R_H: Besondere Hautstruktur
C_H: Geschichteter Aufbau der Haut.

R_{Sub}: Subkutane Schicht ist gut durchblutet → kein Strom durch Messzweige!



Diabetes

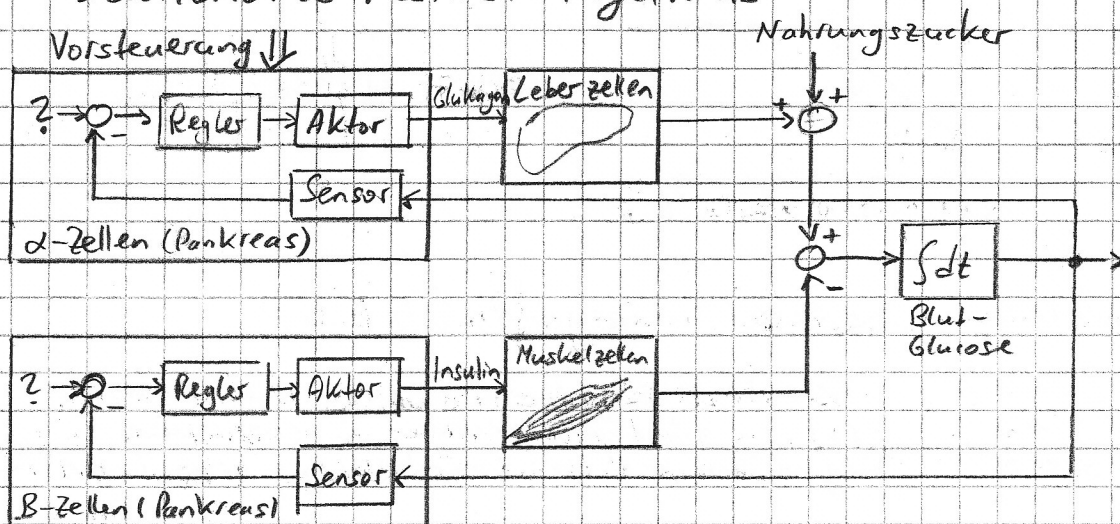
Glukose (Blutzucker) ist der zentrale Energieträger für Zellen. Dieser wird von der Leber aus Kohlenhydraten hergestellt. Zur Aufnahme der Glukose benötigen die Zellen jedoch noch Insulin.

Glukagon (Hormon zur Herstellung von Glukose) und Insulin wird von der Bauchspeicheldrüse in sogenannten Pankreas-Inseln hergestellt. Diese bestehen zu 25% aus α -Zellen (für Glukagon) und 40-50% aus β -Zellen (Insulin).

Beim Diabetes mellitus ist die Herstellung von Insulin gestört.

Regelung des Blutzuckerspiegels

→ autonomer Festwert-Regelkreis



Typ I - Diabetes

- β -Zellen gestört durch Autoimmunerkrankung
- Patienten i.d.R. vom Insulin „abhängig“
- typ. Alter 10-15 Jahre

Typ II - Diabetes (erblich)

- a) verminderte Insulinausschüttung
- b) verminderte Insulinempfindlichkeit
- c) Defekt des Glukose-Sensors
- Nicht alle Patienten benötigen Insulin
- häufig übergewichtige Männer > 40 Jahre

Insulin - Therapie

Herkunft:

- Rind
- Schwein
- Human-Insulin (gentechnisch hergestellt)

Applikationsformen

- Normalinsulin (Wirkungsdauer 1-2h)
- Verzögerungsinsulin (Langzeitinsulin)
- Mischinsulin (Kombinationspräparate)

Konventionelle Therapie

- Anpassung der Glukoseaufnahme an gespritzte Insulinmenge
- 1-2 Injektionen pro Tag

Intensivierte Therapie (red. Folgeschäden)

- Anpassung des Insulinbedarfs an die Glukoseaufnahme
- > 4 Messungen und Injektionen am Tag

Folgeschäden

- Arteriosklerose
- Bluthochdruck
- Sensibilitätsstörungen, Impotenz, etc (Neuropathien)
- Diabetischer Fuß (Infektionen und Gangrän)
- Netzhautschädigung (Retiopathien)
- Nierenschädigung

Forschungsansätze

• Transplantation d. Bauchspeicheldrüse

Vorteile:

- biologischer Ersatz
- Nutzung des natürlichen Regelalgorithmus
- Integrierter Sensor, Aktor und Regler

Nachteile:

- Abstoßung
 - Infektion
 - Krebs
- limitierte Lebensdauer
- limitierte Verfügbarkeit

Transplantation kompletter Organe
→ Erfolgsquote ~ 85%

Transplantation isolierter Inselzellen
→ Erfolgsquote ~ 25%

• Künstliche Bauchspeicheldrüse

- Tragbare Insulinpumpe
bereits im Einsatz
- Implantierbare Pumpe
Probleme: Energieversorgung und Nachfüllvorgang

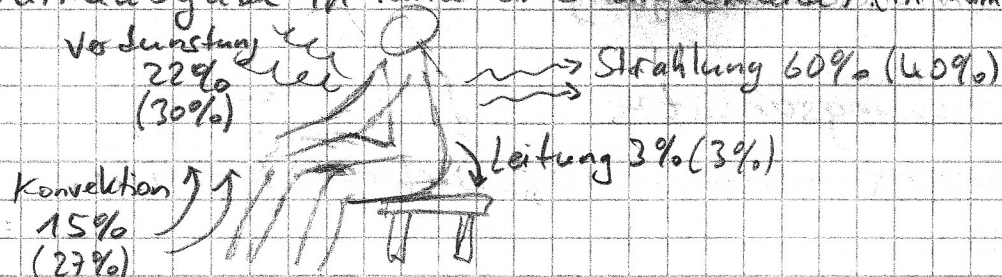
Problem: Verlässlicher Blutzuckersensor

Temperaturregulation

Steuerung des Wärmeflusses über das Blut

→ bei Kälte schließen sich oberflächengefäße (Gegenstrom-Prinzip)
bei Hitze öffnen sich diese → Abgabe von Energie

Wärmeabgabe in Ruhe und unbekleidet (in Kleidung bekleidet)



Körpertemperatur konstant 37°C

Hauttemperatur flexibel $26^{\circ}\text{--}36^{\circ}$

Wärmeverlust durch Atmung

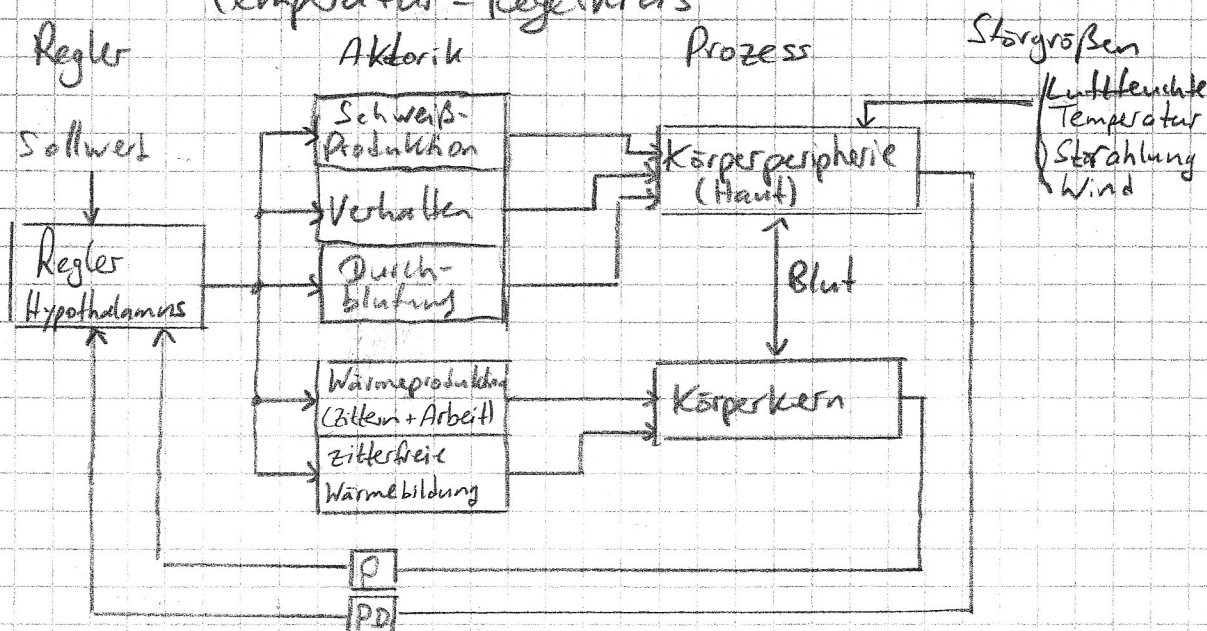
- Latent: Anfeuchtung der eingeatmeten Luft

- sensibel: Erwärmung der eingeatmeten Luft

Gefahr bei Neugeborenen

- Babyhaut ist durchlässiger für Wasser
- Frühgeborene und junge Neugeborene können (noch) nicht schwitzen
- Babies können nicht zittern, um Wärme zu erzeugen
- Volumen-Oberflächenverhältnis ist ungünstig

Temperatur-Regelkreis



Optoelektronische Medizintechnik

• Wechselwirkung Licht und Haut

→ Die Wahrscheinlichkeit der Photonenstreuung ist im IR-A-Bereich etwa 50x höher als die Absorption

Eindringtiefe abhängig von der Wellenlänge

Infrarot-Spektrum: $\lambda = 0,74 \mu\text{m} \dots 1000 \mu\text{m}$

Empfindlichkeit des Auges: $\lambda = 0,38 \dots 0,78 \mu\text{m}$
(Frequenzabhängig)

Strahlungsfluss/Strahlungsleistung $\Phi(\lambda)$ [W]

Spektrum $\Phi_\lambda = \frac{d\Phi}{d\lambda}$

Spektralleistung $\int \Phi_\lambda d\lambda$

Eigenschaften von Messobjekten:

α : Absorption

ϵ : Emission

τ : Transmission

ρ : Reflexion

Im thermischen Gleichgewicht:

$$\alpha = \epsilon \quad \epsilon_\lambda + \tau_\lambda + \rho_\lambda = 1$$

Spezialfälle:

Schwarzer Strahler: $\epsilon = 1, \tau = 0, \rho = 0$

idealer Spiegel: $\rho = 1, \epsilon = 0, \tau = 0$

ideales Fenster: $\tau = 1, \epsilon = 0, \rho = 0$

nichttransparenter Körper: $\tau = 0, \epsilon + \rho = 1$

Materialien haben unterschiedliche Eigenschaften für verschiedene Wellenlängen

Infrarotthermographie

medizinische Anwendungen:

• Brustkrebsdiagnose

• Dermatologie (z.B. Entzündungen, Durchblutung)

• Fieber-Diagnostik

• Chirurgie

• Neonatologie (Überwachung Neugeborener)

• Identifizierung erkrankter Personen (z.B. Flughäfen)

• Überwachung der Atmung

Plancksches Strahlungsgesetz

↳ Verteilung der Schwarzkörperstrahlung über die Wellenlänge $M_\lambda(\lambda, T)$ $\left[\frac{W}{m^3}\right]$

→ Maximas verteilen sich nach dem Wienschen Verschiebungsgesetz

Energieangebot in einem Frequenzbereich $E = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} M_\lambda d\lambda$