

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 1

Hochschule Mannheim

## Bildgebende System in der Medizin

### Elektrophysiologische Bildgebung (I)

Dr. Friedrich Wetterling



Computer Assisted Clinical Medicine  
Faculty of Medicine Mannheim  
University of Heidelberg  
Theodor-Kutzer-Ufer 1-3  
D-68167 Mannheim, Germany  
Friedrich.Wetterling@MedMa.Uni-Heidelberg.de  
www.ma.uni-heidelberg.de/inst/cbtrn/ckm/

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 2

## Elektromagnetische Messung physiologischer Signale

Physiologische Aktivität, wie z.B. Muskel, Herz, oder Hirnaktivität, führt zu lokalen Ladungsveränderungen entlang Zellmembranen.

Tritt elektrophysiologische Aktivität gerichtet und großflächig lokalisiert (mehrere 100 000 Zellen pro mm<sup>3</sup>) auf, sind Änderungen des elektrischen Potentials an der Oberfläche des Körpers (Haut) und der magnetischen Feldstärke ausserhalb des Körpers messbar.

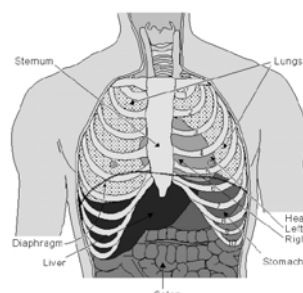
RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 3

## Übersicht

- 1) Funktion und Aufbau des Herzens
- 2) Äquivalentes Stromdipolmoment
- 3) Vorwärtslösung: Physiologische Aktivität → elektrisches Messsignal
- 4) Elektroden
- 5) Detektoranordnungen
- 6) EKG Interpretationen

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 4

## Lage des Herzens

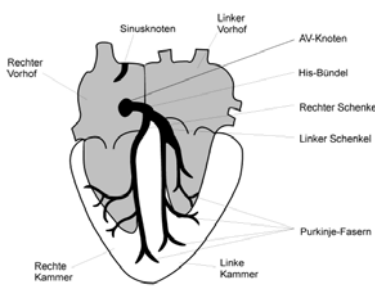


Lage: Links über sechstem Rippenbogen und hinter Brustbein

Gehirnunabhängiges Regelsystem

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 5

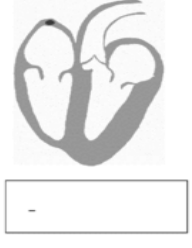
## Aufbau des Herzens



RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 6

## Reizleitung über den Herzmuskel

- Sinusknoten, "Trigger",  $f=80/90$  Hz
- Weiterleitung zum AV-Knoten
  - Langsamer Stimulus
  - $f=30-50$  Hz
  - Frequenzfilter
- Weiterleitung entlang HIS-Bündel zu Tawara-Schenkel
  - Spaltung in verschiedene Unterbündel
  - Schnelle Stimulusübertragung (4 m/s)



Quelle: <http://en.wikipedia.org/wiki/Ecg>

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 7

### Äquivalentes Stromdipolmodell

Das Dipolmoment  $m_D$  berechnet sich aus dem Abstand  $d$  der Punktladungen zueinander und dessen eingepreßter Stromdichte  $\vec{J}^i$ .

$$\vec{m}_D = d \cdot \vec{J}^i$$

Elektronische Fortleitung des Aktionspotentials  
Elektronische Reizfortleitung in einer Zelle. In der Muskelzelle kommt es zu einem gerichteten Ionenstrom.

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 8

### Gleichungen für die EKG-Messung

1. Maxwell'sche Gleichung: Ladungen sind die Quellen elektrischer Felder

$$\nabla \vec{D} = \rho$$

Divergenz des elektrischen Feldes wird von den einzelnen Ladungen in einem Volumen bestimmt.

$$\iint_{\partial V} \vec{D} \cdot d\vec{A} = \iiint_V \rho dV = \bar{Q}$$

Materialgleichungen

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E}$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E}$$

wobei  $\epsilon$  die Permittivität,  $\mu$  die Permeabilität und  $\sigma$  die spezifische elektrische Leitfähigkeit

primäre Stromdichte (impressed)  $\vec{J}^i$   
sekundäre Stromdichte (conducting)  $\vec{J}^s$

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 9

### Vorwärtsproblem: Quellposition $\rightarrow$ Messsignal

Vorhof Depolarisation  
Kammer Repolarisation Refraktärzeit  
Depolarisation  
Reparisation Refraktärzeit

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 10

### Theorie: Volumenstrom

Aufgrund der niederen Frequenzen ( $<1000$  Hz) in denen die bioelektrischen Prozesse ablaufen, können jetzt die Maxwell'schen Gleichungen für den quasistationären Fall notiert werden.

Dafür wird angenommen, in dem Gewebe fließt ein Gesamtstrom ( $\vec{J} \neq 0$ ), wobei der Verschiebungsstrom gegenüber dem Leitungsstrom vernachlässigt werden kann (nahezu stationär:  $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = 0$ ).

$$\vec{J} = \vec{J}^i + \vec{J}^v = \vec{J}^i + \sigma \vec{E}$$

So dass gilt:  $\iint_{\partial V} \vec{D} \cdot d\vec{A} = 0$

$$\vec{J}^v = \sigma \vec{E}$$

,denn das Feld wird allein vom Strom und nicht von statischen Ladungen erzeugt.

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 11

### Theorie: das elektrische Feld

Die elektrische Feldstärke (wirbelfreies Feld) kann durch den negativen Gradienten der skalaren Funktion  $\varphi(x, y, z)$ , dem Potential des elektrischen Feldes, dargestellt werden:

$$\vec{E} = -\text{grad}\varphi = -\nabla\varphi$$

Einsetzen in Volumenstromgleichung  $\vec{J} = \vec{J}^i - \sigma \nabla\varphi$

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 12

### Poisson-Gleichung

Über die Materialgleichungen  $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$  und  $\vec{J} = \sigma \vec{E}$  kann schließlich die Kontinuitätsgleichung (1. Maxwell'sche Gleichung) für ein geschlossenes System umformuliert werden zu:

$$\iint_{\partial V} \vec{J} \cdot d\vec{A} = \text{div}\vec{J} = 0$$

Die Potentialverteilung, sowie die elektrischen Felder und Ströme innerhalb eines homogenen Leiters beschreibt:


$$\Delta\varphi = \frac{\text{div}\vec{J}}{\sigma}$$

,die Poisson-Gleichung.


RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 13

## Die elektrische Vorwärtslösung

Die Lösung der Poisson-Gleichung in einem unendlich ausgedehnten homogenen Medium,  $\varphi_\infty(\vec{r})$ , führt zu:

$$\varphi_\infty(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_V \vec{J}^i(\vec{r}') \frac{\vec{r} - \vec{r}'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dv'$$


Der Vektor  $\vec{r}'$  gibt den Quellpunkt an und  $\vec{r}$  den Feldpunkt.



RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 14

## Systemtheoretische Überlegungen

Umwandlung einer physikalisch kodierte Information in eine andere Darstellungsform zu beschreiben

Eingang  $\longrightarrow$  System  $\longrightarrow$  Ausgang

$s(t)$   $T$   $g(t)$

Physiologische Aktivität EKG System Messspannung

Fragen:

- Impulsantwort der Elektrode?
- Abtastrate?

$T < \frac{1}{2f_s}$  .. Nyquisttheorem

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 15

## EKG Elektroden

Zur Messung von Potentialdifferenzen an der Körperoberfläche ist eine elektrische Kopplung zwischen Messgerät und Patient erforderlich.

Hierzu werden Elektroden mit Hilfe eines leitfähigen Gels (Elektrodenpaste) mit der Haut in Kontakt gebracht.

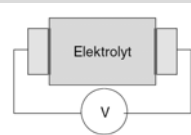
Elektroden dienen dem Austausch elektrischer Ladung zwischen zwei elektrochemisch unterschiedlichen Phasen.

In der Regel besteht die Elektrode selbst aus einem Elektronenleiter, d.h. einem Metall, und die zweite Phase aus einem Ionenleiter, meist einem Elektrolyten.

Elektroden haben somit die Aufgabe, den Wechsel zwischen beiden Ladungsträgerarten zu ermöglichen.

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 16

## Galvanispannung



Das Galvani-Potential einer Phase ist um so größer, je höher das Bestreben der Teilchen ist, Elektronen abzugeben

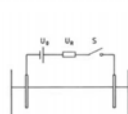
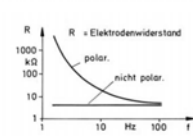
Nur Differenzen von Galvani-Spannungen können gemessen werden: Elektromotorische Kraft. Diese materialabhängigen Potentiale werden relativ zu einer Standard-elektrode gemessen und tabelliert.

Referenzelektrode	System	Potenzial gegen NHE
Normalwasserstoffelektrode (NHE)	Wasserstoff umspült Platinelektrode unter Standardbedingungen	0,000 V
Kalomelektrode	Hg/Hg <sub>2</sub> Cl <sub>2</sub> -Elektrode in gesättigter KCl-Lösung	0,241 V
Silber-Silberchloridelektrode	Ag/AgCl Elektrode in gesättigter KCl-Lösung	0,197 V

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 17

## Polarisierbarkeit

Fließt durch eine Elektrode ein Strom I, so nimmt das Elektrodenpotential einen anderen von der Stromdichte abhängigen Wert U(I) an als im stromlosen Zustand.

**Unpolarisierbare Elektroden:** 3-Schichtsystem, Ionenaustausch in Reaktionsschicht, steile Kennlinien  
Stromdichte S nur diffusionsbegrenzt

**Polarisierbare Elektroden:** Verhalten wie Kondensator  
Kein Ladungstransport, nur Verschiebungsstrom  
nahezu alle Metallelektroden

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 18

## EKG Elektroden: Austauschstromdichten

Elektrode chem. Abkürzung	Austauschstromdichte S <sub>0</sub> (A cm <sup>-2</sup> )
Zn/Zn <sup>2+</sup>	1 · 10 <sup>6</sup>
Fe/Fe <sup>2+</sup>	>10 <sup>6</sup>
Ni/Ni <sup>2+</sup>	>10 <sup>6</sup>
Ag/Ag <sup>+</sup>	4,5 · 10 <sup>5</sup>
Au/Au <sup>+</sup>	1 · 10 <sup>4</sup>
Pb/Pb <sup>2+</sup>	4 · 10 <sup>4</sup>

Die Austauschstromdichte ist materialspezifisch und gibt über die Schnelligkeit der Gleichgewichtseinstellung einer Elektrode Auskunft.

Wird das System durch eine externe Spannung aus dem Gleichgewicht ausgelenkt, so bildet sich eine bevorzugte Reaktionsrichtung aus, die zu einem messbaren Ladungstransfer über die Grenzfläche und einer Veränderung der Potenzialverteilung führt.

Je größer die Austauschstromdichte ist, desto schneller wird das Gleichgewicht wieder erreicht.

Die Austauschstromdichte beeinflusst somit wesentlich das Problem der Registrierung von Biosignalen.

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 19

### Abtastrate

~1 Herzschlag pro Sekunde

Die Abtastrate sollte mindestens doppelt so hoch sein, wie die höchste zu messende Frequenz (Nyquist Theorem).

→ 1kHz

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 20

### Bipolare Ableitung nach Einthoven

Die drei herkömmlichen Ableitungen sind folgendermaßen definiert:

Ableitungen I, II, III  
herzferne Ableitungen „Fernblick“  
1 - 2 mV  
Erde am rechten Bein (herzfernster Punkt)

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 21

### Unipolare Ableitung nach Goldberger

Bezugspotential ist Körpermitte, aus Widerstandsnetzwerk der nicht explorierten Elektroden

augmented Voltage

aVR Rechte Hand  
aVL Linke Hand  
aVF linker Fuß

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 22

### Brustwandableitung nach Wilson

Brustableitung V1-V6 gegen indifferente Elektrode CT (drei Extremitätenableitung über je 5kOhm verbunden)

Horizontalebene nahe dem Herzen (Nahpotenziale)

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 23

### Interpretation

source: <http://davidge2.umaryland.edu/~emj/>

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westerting  
6/20/2011 | Page 24

### Beispiel: Pathologien

- Normaler Sinus Rhythmus
- Sinus Bradycardia
- Sinus Tachycardia
- Cardiale Ischämie??
- Herzinfarkt


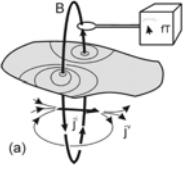
source: <http://davidge2.umaryland.edu/~emj/>

BÜRRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
 Computer Assisted Clinical Medicine  
 Dr. Friedrich Weierling  
 6/20/2011 | Page 25

## Physiologische Magnetfeldmessung

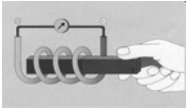
Physiologische Erzeugung des Messsignals modellierbar über 4. Maxwell'sche Gleichung  
 Magnetische Felder werden durch gerichtete Ladungsbewegung erzeugt (Bio-Savart)

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J}_f + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$$

$$\oint_{\partial S} \vec{H} \cdot d\vec{l} = I_{f,S} + \frac{\partial \Phi_{D,S}}{\partial t}$$



Messung des generierten Magnetfelds über 3. Maxwell'sche Gleichung (Induktionsgesetz)

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

$$\oint_{\partial S} \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{\partial \Phi_{B,S}}{\partial t}$$


(a)  $\vec{B} = \mu \vec{H}$

BÜRRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
 Computer Assisted Clinical Medicine  
 Dr. Friedrich Weierling  
 6/20/2011 | Page 26

## Zusammenfassung

1. Gewebeaktivität kann durch äquivalente Stromdipole modelliert werden
2. Stromdipole erzeugen ein elektrisches Feld im leitfähigen Medium (Torax)
3. Elektrische Potentialunterschiede können an der Oberfläche mit Elektroden gemessen werden
4. Elektroden gewährleisten den Übergang zwischen Ionen und Elektronenleitung (Elektroden zweiter Art)
5. Stromdipole erzeugen messbares Magnetfeld ausserhalb des Körpers (nahezu unabhängig von der Leitfähigkeit zwischen Magnetometer und Signalquelle (wird zur Messung fötaler Herzaktivität benutzt))