

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

Hochschule Mannheim

Bildgebende Systeme in der Medizin  
Infrarot-Bildgebung  
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



Übersicht

- 1) Temperaturstrahlung: Grundlagen
- 2) Messprinzip
- 3) Passive Thermographie
- 4) Aktive Thermographie
- 5) Exponentielle Regression

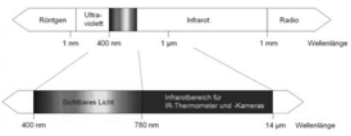
RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 3

Historie

- William Herschel forschte im Bereich neuer optischer Materialien
- Leitete Sonnenlicht durch ein Glasprisma
- Benutzte geschwärzte Spitze eines Thermometers, um die Temperaturänderungen in den verschiedenen Farbbereichen zu detektieren
- Stellte fest, dass die Temperatur auch ausserhalb des sichtbaren Lichtes anstieg → Entdeckung der Infrarotstrahlung (1800)

William Herschel (1738 - 1822)



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

Infrarotstrahlung

- elektromagnetische Wellen, die sich mit Lichtgeschwindigkeit ausbreiten

$$c = \lambda \cdot f$$

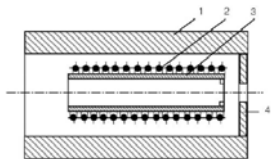
$c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s (Lichtgeschw.)}$

- Infrarot Temperaturmessbereich: 0,7 bis 1000μm

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

Der Schwarze Strahler

- Absorbiert einfallende Strahlung komplett
- Keine Reflexion und keine Transmission
- Strahlt für jede Wellenlänge die maximal mögliche Energie ab (schwarze Strahlung)
- Winkelunabhängige Strahldichte
- wird zur Kalibration von IR-Kameras benötigt



Schnittbild eines schwarzen Strahlers:  
1 - keramisches Rohr, 2 - Heizung, 3 - Rohr aus Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 4 - Blende

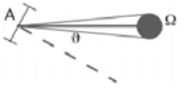
RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Wetterling  
6/20/2011 | Page 6

Definitionen

- Strahlungsleistung  $\Phi$ :  $[\Phi] = 1 \text{ Watt}$

Die gesamte in Form von elektromagnetischen Wellen abgestrahlte oder durch eine vorgegebene Fläche durchlaufende Leistung

- Strahldichte  $L$ :  $L = \frac{d^2\Phi}{\cos(\nu)dA \cdot d\Omega}$

$$[L] = 1 \frac{\text{Watt}}{\text{m}^2 \cdot \text{sr}}$$


Gibt an wieviel Strahlungsleistung von einem gegebenen Punkt der Strahlungsquelle in eine Richtung (definiert durch  $\nu$  - Winkel zwischen Ausstrahlrichtung und Flächennormalen) pro Raumwinkelenelement ausgesendet wird.



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

## Detektortypen

- Aufgabe: Umwandlung der einfallenden Strahlungsleistung in ein elektrisches Signal
- die einfallende Strahlung wird zuerst in Wärme am Detektorelement umgesetzt und dann in eine Widerstands-, Spannungs-, oder Ladungsänderung umgewandelt.

1. Bolometer: Temperaturänderung des Detektors wird als Widerstandsveränderung gemessen (Thermistor)
2. Thermoelemente: Temperaturänderung wird über den Seebeck-Effekt in eine Spannung umgewandelt (Seebeck Effekt: Fließt durch einen Festkörper ein Wärmestrom, so kann eine Potentialdifferenz auftreten)
3. Pyroelektrische Empfänger: Kristall mit permanenter elektrischer Polarisierung; wandelt Wärmestrahlung in Polarisationsänderung um, d.h. Temperaturänderung wird in eine Ladungsänderung umgewandelt.

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

## Detektortypen

- Einzeldetektorsysteme nutzen Kombination aus Dreh- und Kippspiegeln um das Objekt Punkt für Punkt abzutasten
- Systeme mit einem Focal Plane Array (FPA) besitzen eine Detektormatrix
- Detektorelemente müssen gekühlt werden

Aus Kapitel 'IR Bildgebung' von T.M. Buzug, in 'Medizintechnik – Verfahren, Systeme und Informationsverarbeitung', Rüdiger Krampe, Springer Verlag, 2006

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

## Pathologische Temperaturunterschiede

Mamma-Karzinom	$\Delta T = 1,5..4K$
Maligne Melanome	$\Delta T = 2..4K$
Gefäßerkrankungen (z.B. Thrombose)	$\Delta T = 1..2K$
Entzündungen (z. B. Rheuma, Arthritis)	$\Delta T = 1..2K$

Advances in Medical Infrared Imaging 1-3

FIGURE 1.1 (See color insert at the back of the book.) An application of IR technique for breast screening: (a) healthy and (b) pathological breast. (Courtesy: Prof. Reinhold Berr, MD, Informatica Germany.)

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

## Passive Thermographie

- Messung der Temperaturverteilung auf der Oberfläche des Herzmuskels vor und nach Verschluss der linken Herzkranzarterie

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

## Passive Thermographie

- Messung der Temperaturverteilung auf einer Oberfläche
- Zu beachten ist, dass die gemessene Temperatur nicht nur vom Patienten selbst abgestrahlt wird, sondern auch zu geringem Masse externe Quellen über Reflexion an der Oberfläche des Patienten zum Messsignal beitragen (kein idealer schwarzer Strahler)

$$\epsilon(\lambda, T) = \alpha(\lambda, T) = 0.98$$

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

## Mathematisches Modell für die Erwärmung eines Objekts

$$\text{div}(k \cdot \text{grad} T) - c_p \rho \frac{\partial T}{\partial t} = -q(P, t)$$

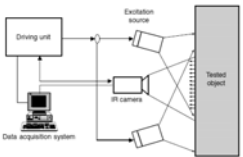

T...Temperatur in K  
 k...thermische Leitfähigkeit in  $W m^{-1} K^{-1}$   
 $c_p$ ...spezifische Wärme in  $J g^{-1} K^{-1}$   
 $\rho$ ...Dichte des Material in  $g m^{-3}$   
 t...Zeit in Sekunden  
 $\rho(P,t)$ ...volumetrische Strahlungsdichte, die Leistung aufnimmt oder abgibt  $W m^{-3}$

→ sind die Temperaturänderungen, sowie die Strahlungsdichte der Quelle über einen bestimmten Zeitpunkt bekannt, können die thermischen Gewebeparameter berechnet werden.

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

### Aktive Infrarot Thermographie

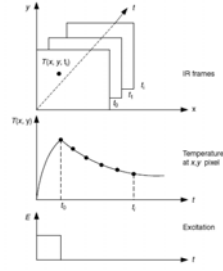
- Erwärmung des Objekts durch externe Wärmequelle
- Messung des Erwärmungs- und Abkühlungsprozess
- Die Zeit, die benötigt wird, ehe das Objekt die ursprüngliche Temperatur wieder erreicht, ist ein Maß für die Wärmekapazität des Gewebes

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

### Aktive Infrarot Thermographie

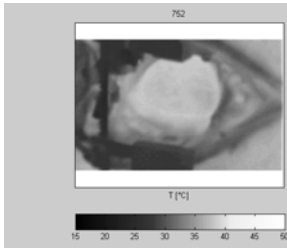
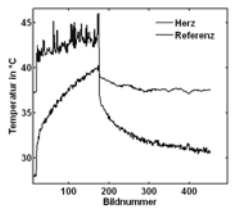
- Temperaturverläufe werden für jeden Punkt (x,y) der Bildfolge über den Zeitraum  $t_0$  bis  $t_1$  extrahiert
- Modellierung der Daten durch mono- oder bi-exponentielles Modell mit einem Offset  $A_0$  und einem Endwert  $A_1, A_2$ , sowie den exponentiellen Zeitkonstanten  $\tau_1$  und  $\tau_2$



$$T(t) = A_0 + A_1 e^{-\frac{t}{\tau_1}} + A_2 e^{-\frac{t}{\tau_2}}$$

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

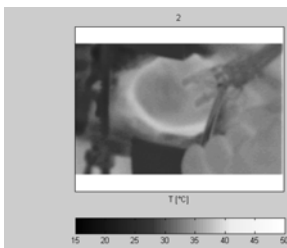
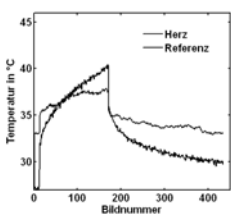
### Aktive Infrarot Thermographie

Aktive Thermographie am infarzierten Herzen.

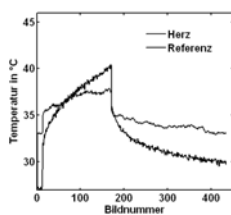
RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 22

### Aktive Infrarot Thermographie

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

### Exponentielle Regression

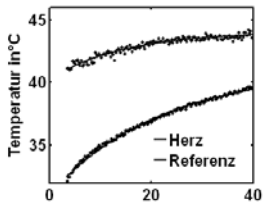


RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 24

### Totes Herz: Erwärmung

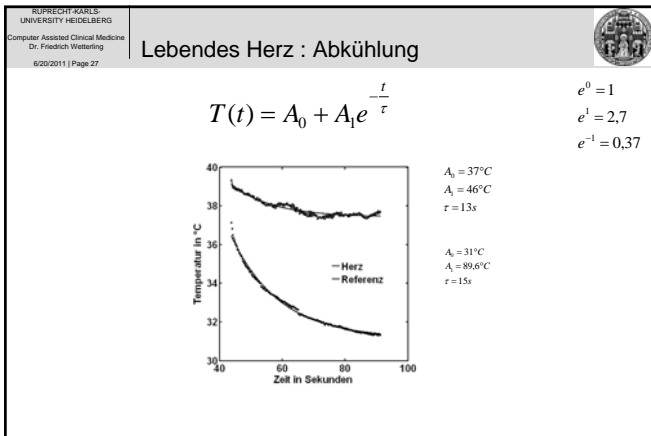
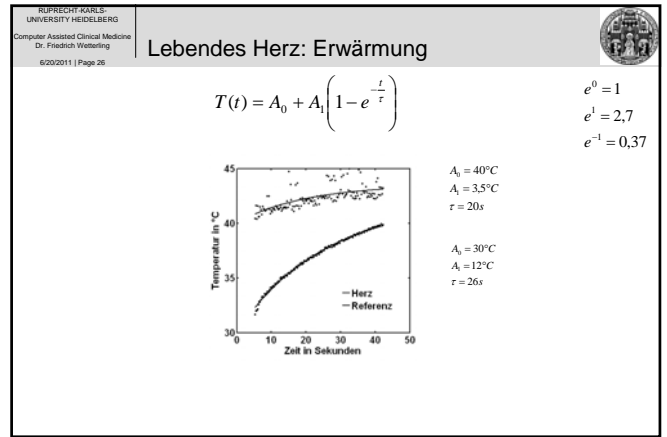
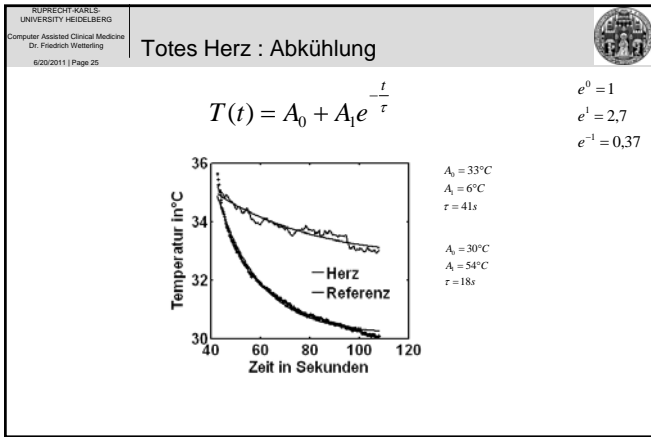
$$T(t) = A_0 + A_1 \left( 1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right)$$

$e^0 = 1$   
 $e^1 = 2,7$   
 $e^{-1} = 0,37$



$A_0 = 40^\circ\text{C}$   
 $A_1 = 4^\circ\text{C}$   
 $\tau = 14\text{s}$

$A_0 = 31^\circ\text{C}$   
 $A_1 = 10^\circ\text{C}$   
 $\tau = 22\text{s}$

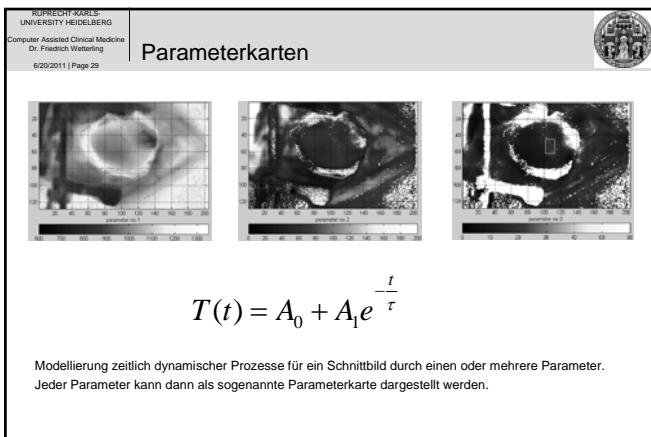


RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 28

### Vergleich: vor und nach Herztot

	Lebendes Herz	totes Herz
Herz	$A_0 = 37^\circ\text{C}$ $\tau = 13\text{s}$	$A_0 = 33^\circ\text{C}$ $\tau = 41\text{s}$
Abkühlen		
Referenz	$A_0 = 31^\circ\text{C}$ $\tau = 15\text{s}$	$A_0 = 30^\circ\text{C}$ $\tau = 18\text{s}$

Die Durchblutung garantiert einen schnelleren Wärmeausgleich im lebenden Herzen.



- RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG  
Computer Assisted Clinical Medicine  
Dr. Friedrich Westering  
6/20/2011 | Page 30
- ### Zusammenfassung
- Infrarot Temperaturmessbereich: 0,7 bis 1000µm
  - Schwarzer Strahler hat identischen Emmissions- und Absorptionsgrad
  - Planck'sches Strahlengesetz beschreibt die Strahlungsleistung in Abhängigkeit von der Wellenlänge
  - Passive IR-Thermographie
  - Aktive Thermographie
  - Exponentielle Regression
  - Parameterkarten