

Biomedizinische Messtechnik I

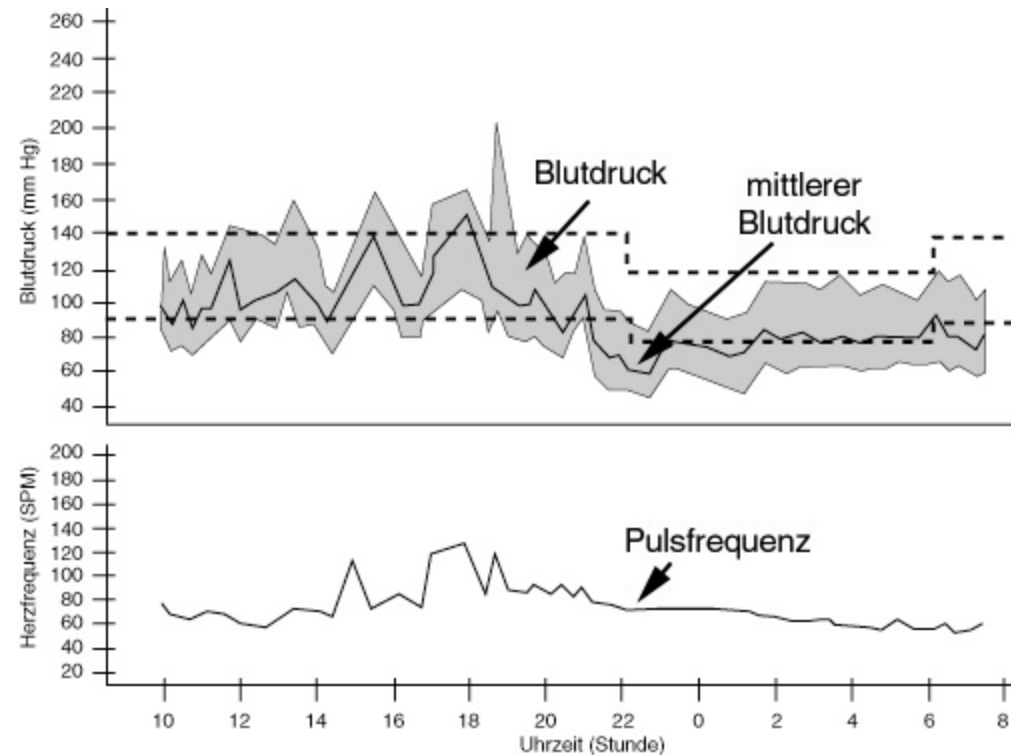
Prof. Wilhelm Stork

Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)



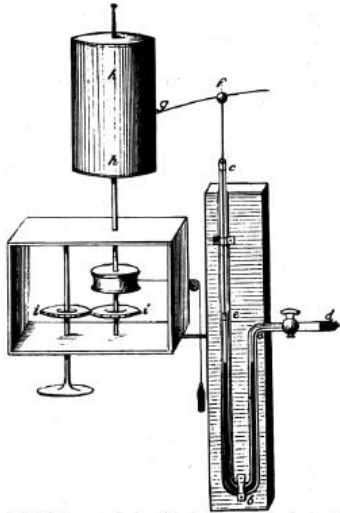
24h Blutdruckmessung

- Nachts sinkt der Blutdruck
- Morgens ist er häufig am höchsten (volle Blase, Regulationswechselwirkung mit der Niere)
- 24h Messung alle 15 Minuten

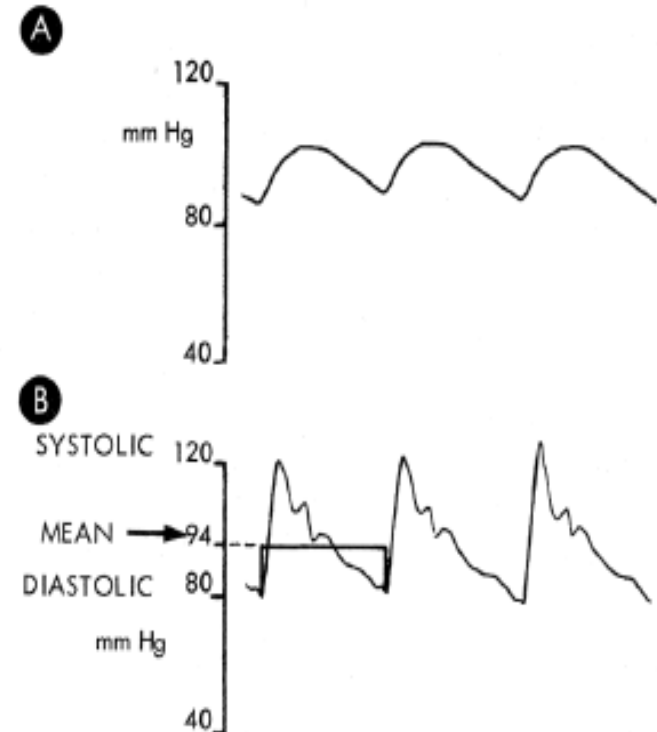


Druckkurven: Invasives Manometer

■ Quecksilber Manometer



Carl Ludwig's (1847) Kymograph (Ludwig C.: Müller's Arch. Anat., pp. 240–302, 1877)
(Geddes, 1970)



■ Moderner Katheter

Zur Arterie

Messöffnung

Katheter

3-Wege-
Absperrhahn

Spülen oder Blutentnahme

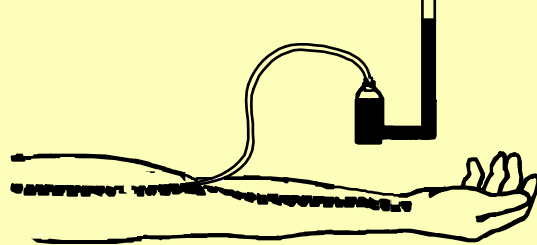
Kalibrierung und Blasenentfernung

Drucksensor

•Goldstandard der Blutdruckmessung

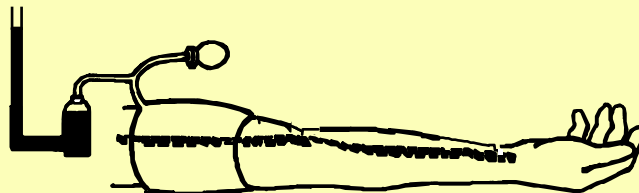
Blutdruckmeßsysteme

invasiv (blutig)



nichtinvasiv (unblutig)

mit Manschette

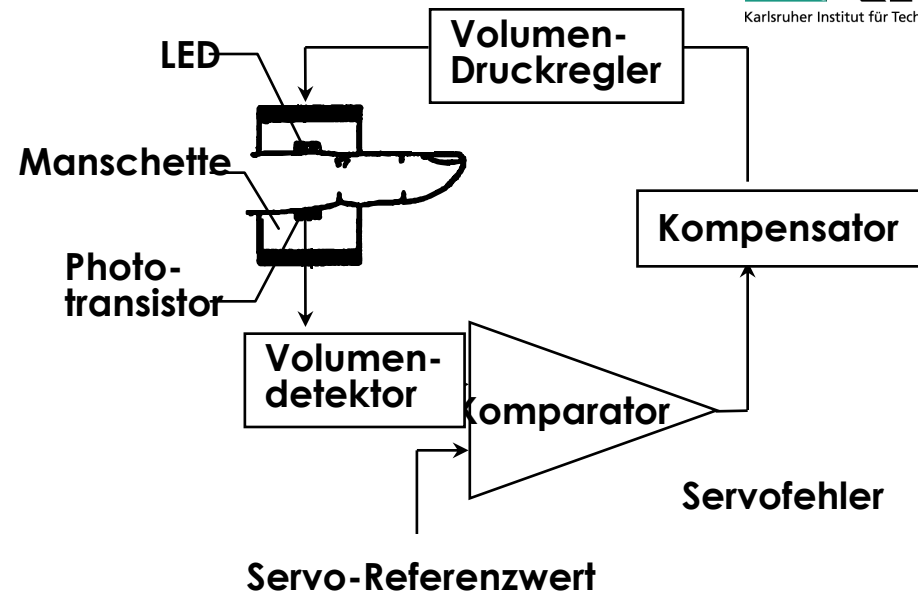


ohne Manschette



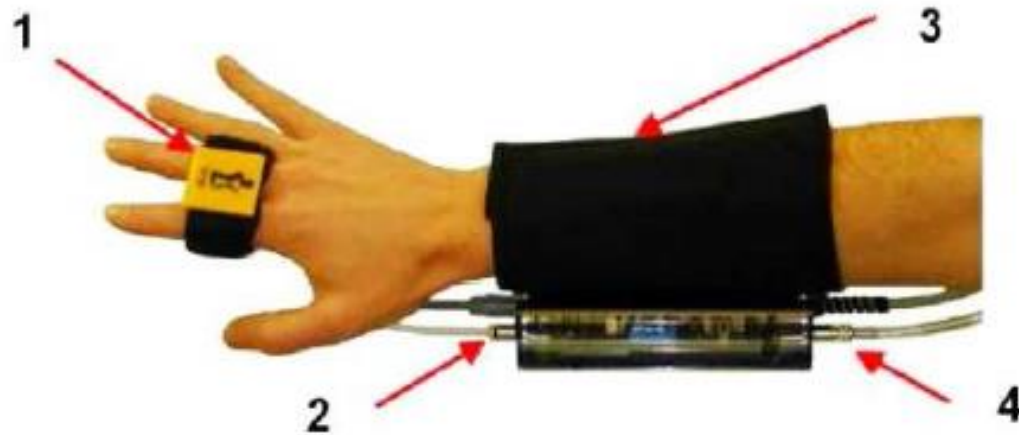
Blutdruckmessung / Volumenkompensationsmethode nach Penaz

- **Prinzip: Kontinuierliches Erzeugen eines Gegendrucks in der Fingermanschette zur Kompensation des augenblicklichen intraarteriellen Blutdrucks**



- **Konstanz des Blutvolumens in jedem Zeitpunkt entspricht intraarteriellem Blutdruck von 0 mmHg (unloaded state).**
- **Manschetten-Gegendruck = zu messender arteriellen Druck**
- **Schädigung des Fingergewebes bei längerdauernder Anwendung**
- **Vorteil: Kontinuierliches Verfahren**

Kontinuierliche Blutdruckmessung Kompensationsmethode



Das kontinuierliche Blutdruckmessgerät:

- 1 = „Flying-V-Fingermanschette“ zur Anlage um zwei Finger
- 2 = „Task Force® Vascular unloading Monitor“
- 3 = Befestigungsmanschette mit Klettverschluss für den Unterarm
- 4 = Druckluftschlauch [19]

Ausbreitungsgeschwindigkeit von Druckwellen

- Schallgeschwindigkeit in Fluiden c

$$c_{\text{Flüssigkeit, Gas}} = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad \sqrt{\frac{\frac{kg}{m \cdot s^2}}{\frac{kg}{m^3}}} = \frac{m}{s}$$

- Kompressionsmodul K

- K beschreibt, welche allseitige Druckänderung nötig ist, um eine bestimmte Volumenänderung hervorzurufen (dabei darf kein Phasenübergang auftreten).

$$K := -V \cdot \frac{dp}{dV} = -\frac{dp}{dV/V}$$

- Dichte ρ (kg/m^3)

Moens-Korteweg Gleichung

Für den Volumenelastizitätsmodul gilt:

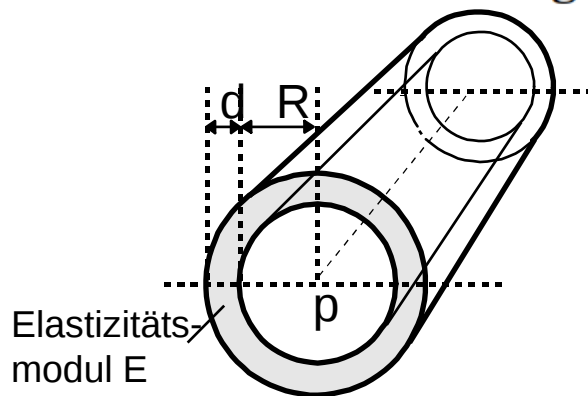
$$\kappa = \frac{dp}{dV/V} = \frac{dp}{dA/A} = \frac{dp}{2\pi r dr / \pi r^2} = \frac{dp \cdot r}{dr \cdot 2d}$$

Längskontraktion vernachlässigt

Mit

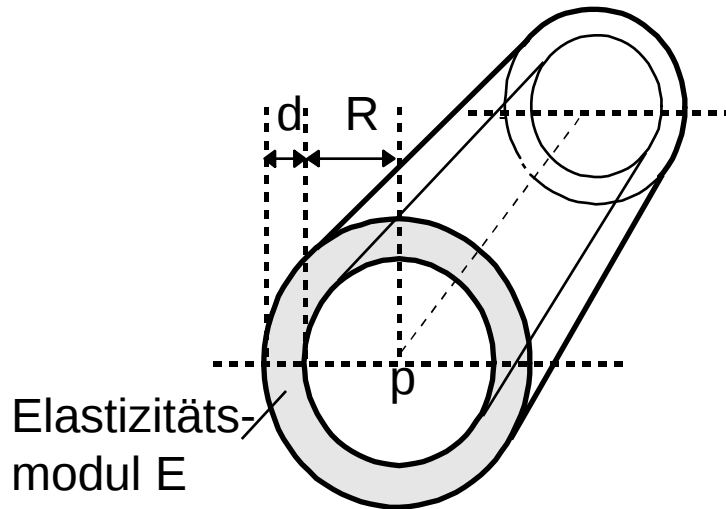
$$E = \frac{dp}{dr} \cdot \frac{r^2}{d} \qquad E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\text{Kraft} / \text{Fläche}}{\text{Dehnung}} \approx \text{Druck}$$

erhält man die Moens-Korteweg-Gleichung:

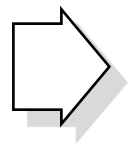


$$c = \sqrt{\frac{Ed}{2R_i\rho}}$$

Gefäßmechanik

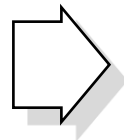


$$c = \sqrt{\frac{d \cdot E}{2 \cdot \rho \cdot R}}$$



Moens und Korteweg Formel

$$p = \frac{2 \cdot \rho \cdot R}{E \cdot d} \cdot c^2 - \frac{E_0}{E_p}$$



$$p = b_1 \cdot c^2 + b_0$$

Annahmen:

- Keine Dehnungsverluste
- d/R klein
- Längsfixierter Schlauch
- Querkontraktion μ richtungsunabhängig
- Linearer Zusammenhang von E und p

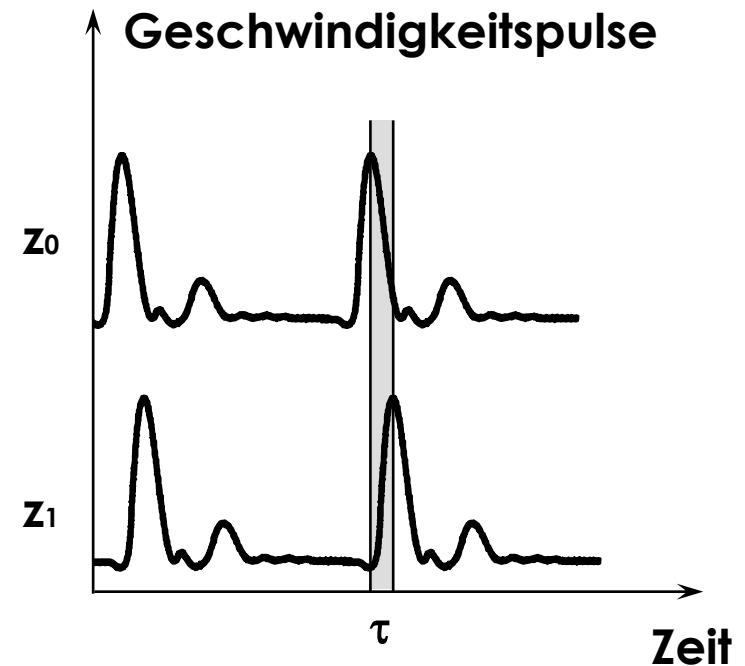
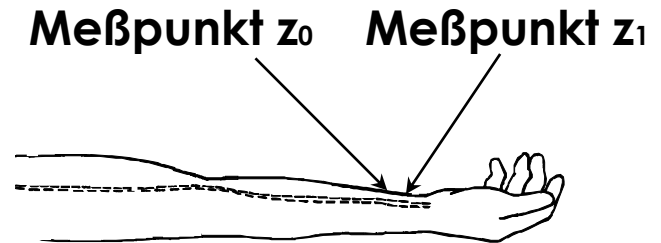
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\text{Kraft} / \text{Fläche}}{\text{Dehnung}} \approx \text{Druck}$$

- Taylorentwicklung nach Pulswellengeschwindigkeit

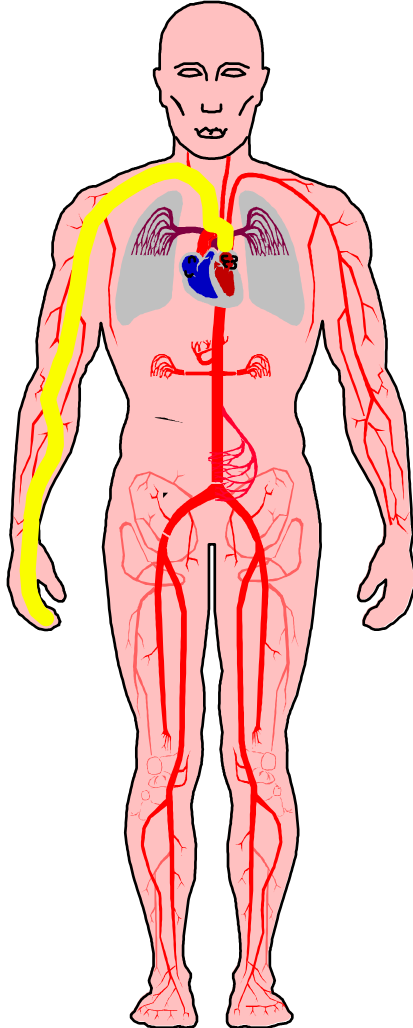
Nichtinvasiv-kontinuierliche Ansätze

Vorgehen zur Bestimmung des Blutdrucks:

- Registrierung zweier Geschwindigkeitspulse an einem Arteriensegment $v(z_0)$ und $v(z_1)$ im Abstand $d = z_1 - z_0$
- Bestimmung der Pulstransitzeit τ aus den Geschwindigkeitspulsen;
Pulswellengeschwindigkeit $c = d / \tau$
- Bestimmung der Parameter P_1 und P_2 aus $v(z_0)$ und $v(z_1)$
- Ermittlung des Blutdrucks p mit P_1 und P_2
- Wegstrecke sehr kurz und Zeitdifferenz nur ungenau zu bestimmen ->



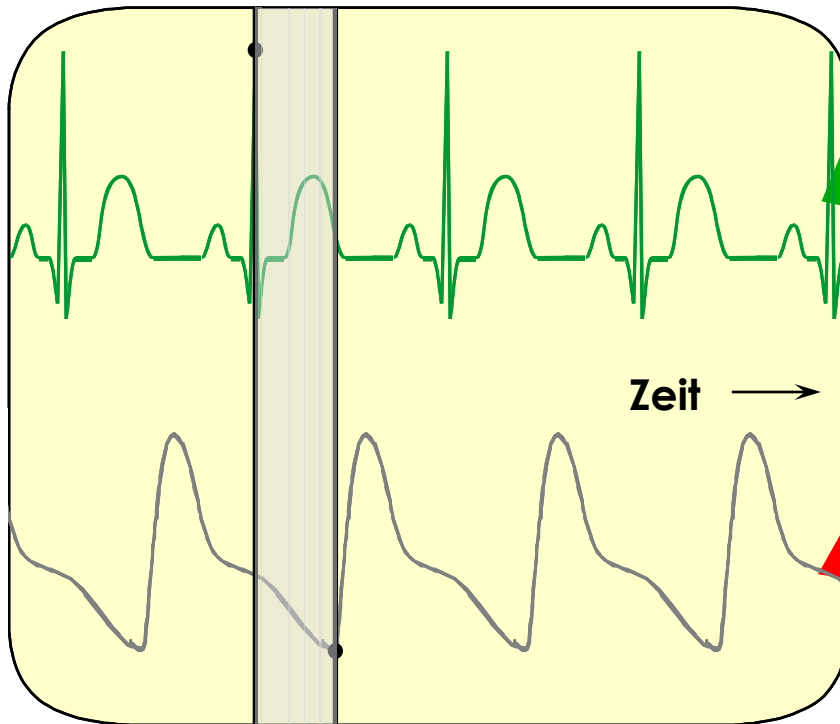
Konzept ohne Manschette



**Blutdruckmessung
ohne Manschette?**

- **Bestimmung des Blutdrucks aus der Pulstransitzeit und der Blufflussgeschwindigkeit**
- **Pulstransitzeit: Propagationszeit einer Pulswelle vom Herzen zum Finger oder zum Ohr**

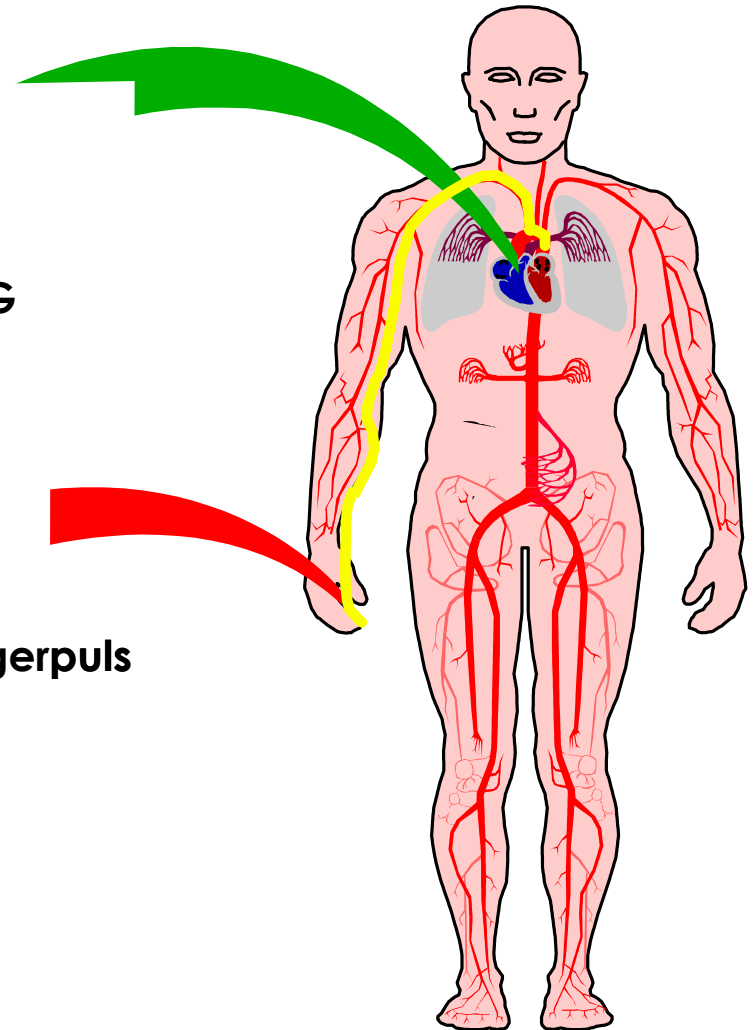
Pulstransitzeit



Pulstransitzeit

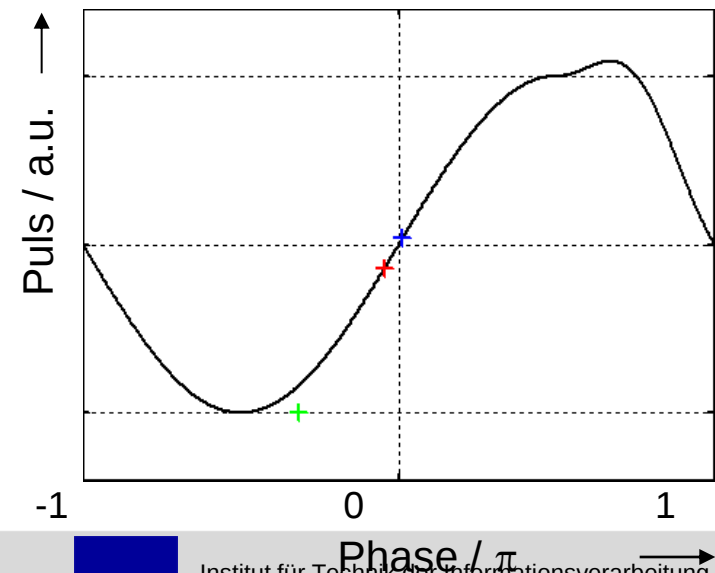
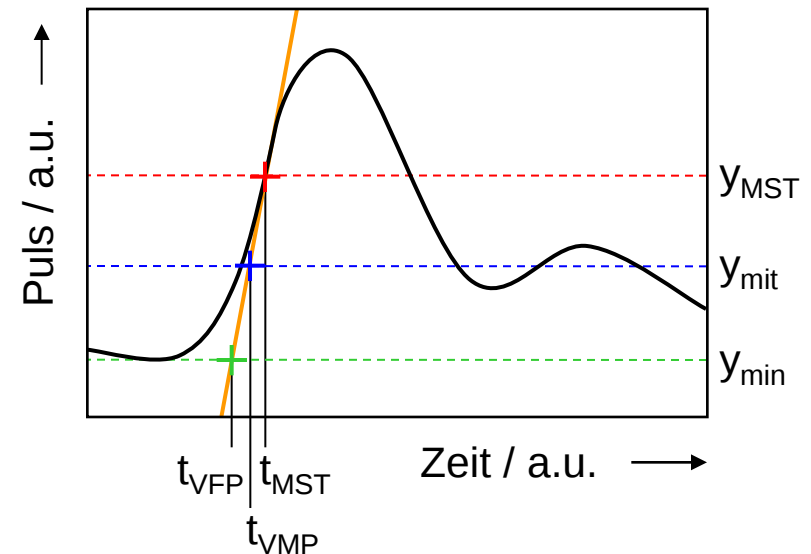
EKG

Fingerpuls



Algorithmus zur PTT-Messung

- Robuster Algorithmus trotz Störungen durch
 - Reflektierte Pulse
 - Bewegungsartefakte
- Hohe zeitliche Auflösung
 - Hoher zeitlicher Gradient
- Charakteristische Punkte
 - Max. Steigung (MST)
 - $\sigma = 27,1^\circ$
 - Virtueller Fußpunkt (VFP)
 - $\sigma = 14,4^\circ$
 - Virtueller Mittelpunkt (VMP)
 - $\sigma = 11,5^\circ$



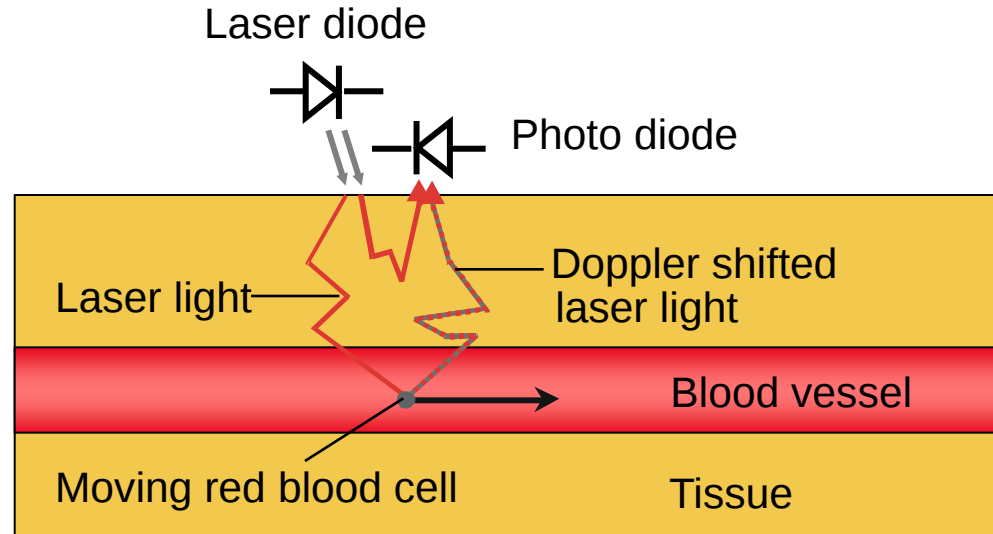
Nichtinvasive Laser-Doppler-Blutflußmessung

- Maximale detektierbare Dopplerverschiebung bei Einfachstreuung

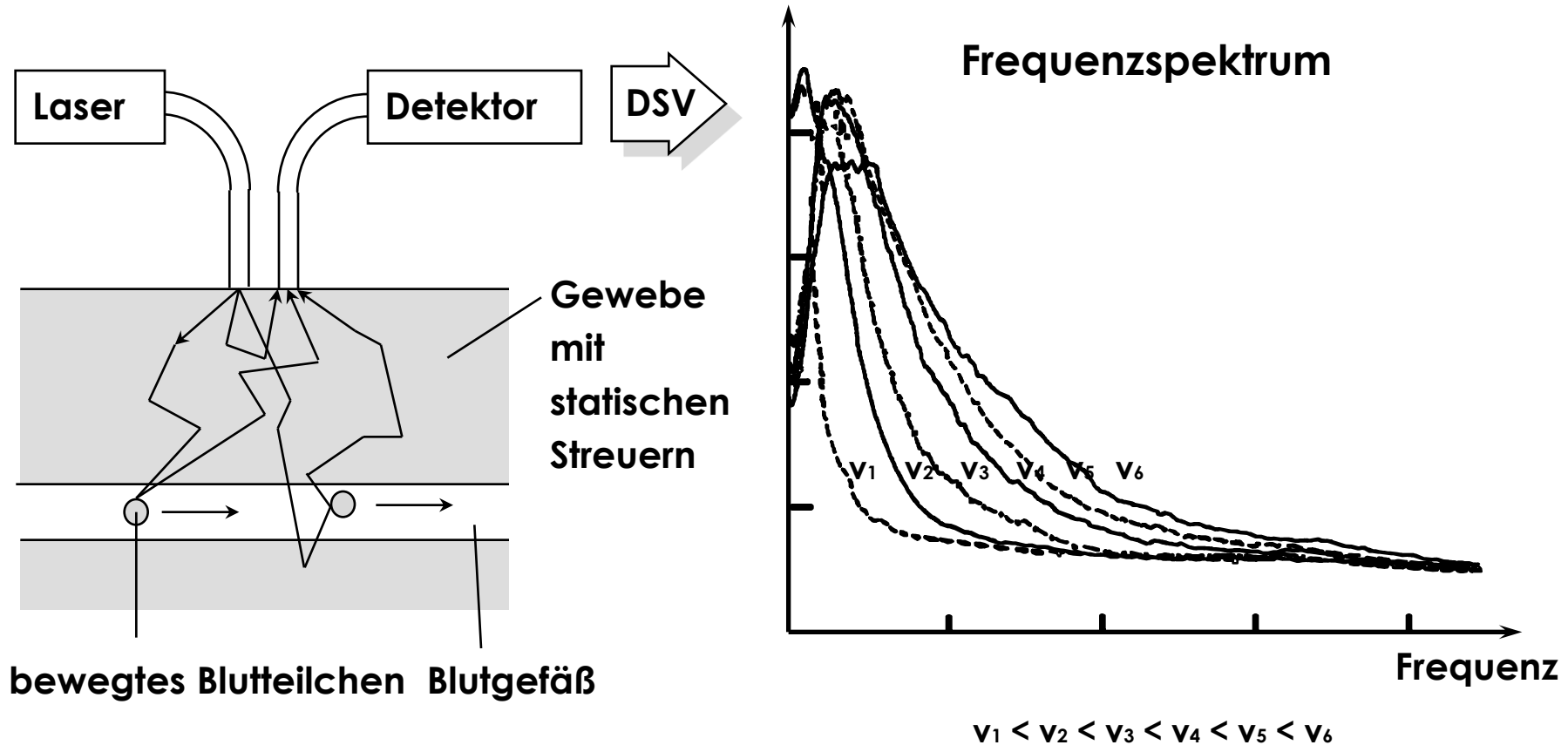
$$\Delta f_{\max} = 2 \frac{v}{\lambda_0} n$$

- Charakterisierung

- $\lambda_0 = 830 \text{ nm}$
- $P_{\text{opt}} = 20 \text{ mW}$
- Relative Bestimmung des Blutflusses auch in kleinen Gefäßen (z.B. Hautperfusion) mit geringer Eindringtiefe (einige mm)
- Quasi berührungslos

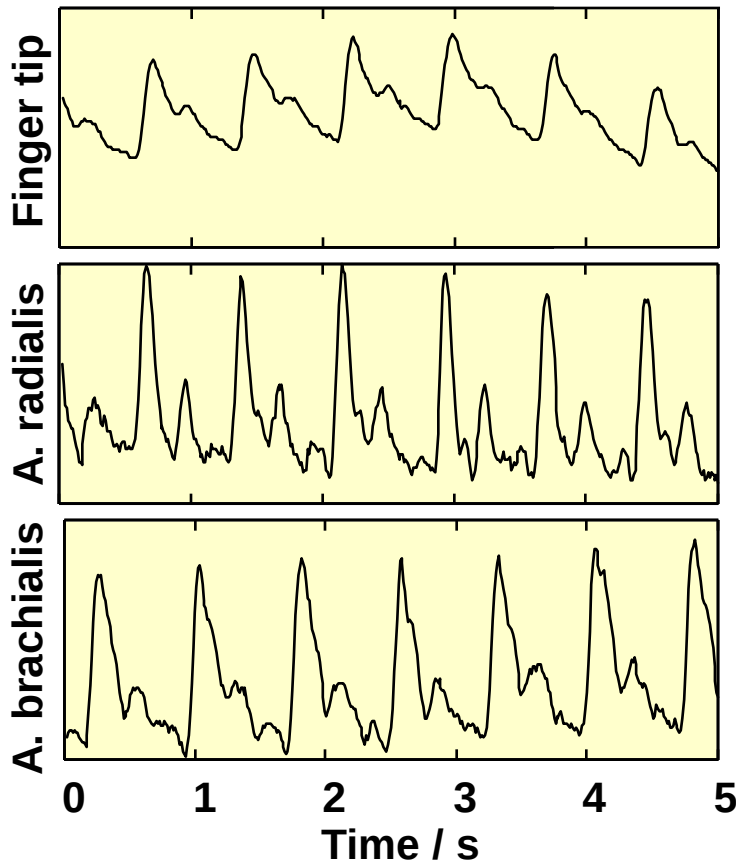


Optische Geschwindigkeitsmessung nach dem Laser Doppler Prinzip:

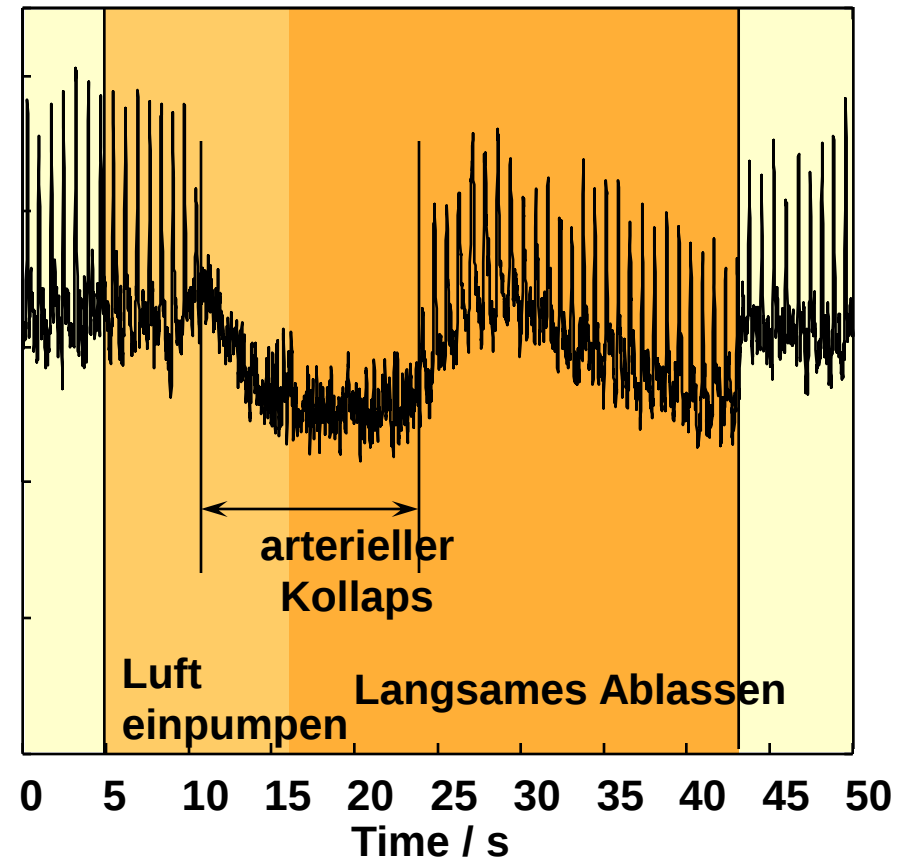


Echtzeit in vivo Messungen

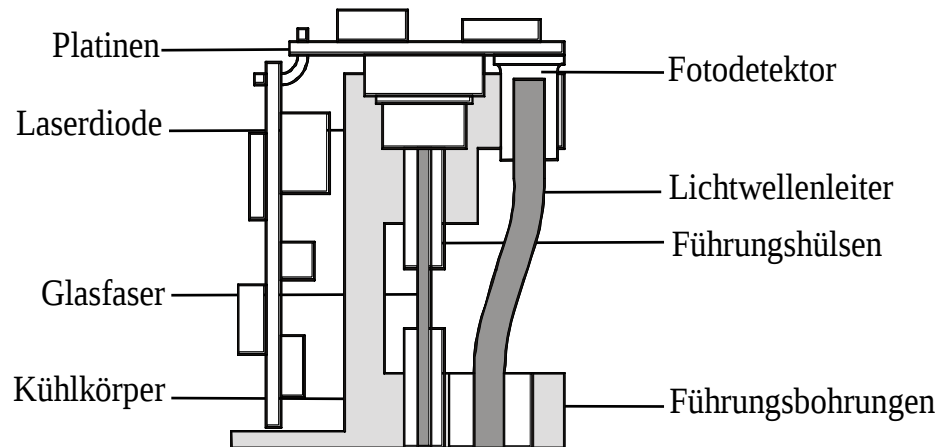
- Messung des Blutflusses im Perfusionsgebiet und in größeren Gefäßen



- Messung des Blutflusses an der a. radialis während einer Occlusion mit Druckmanschette am Oberarm



Fingerclipsensoren

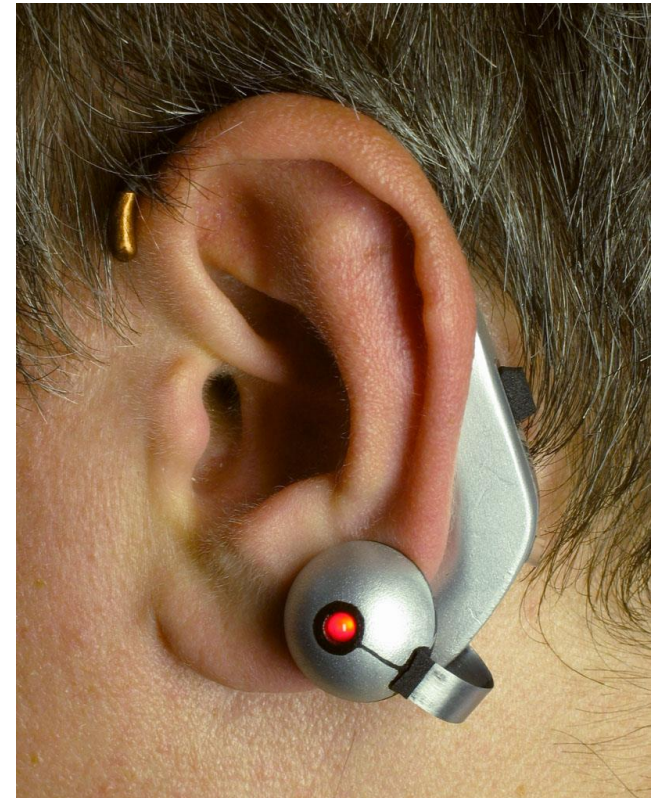


Schematischer Aufbau des LDF-Sensors (oben) und seine Realisierung als Clipsensor (unten links). Der Ohrclip ist Wunsch aber noch Zukunft (unten rechts).



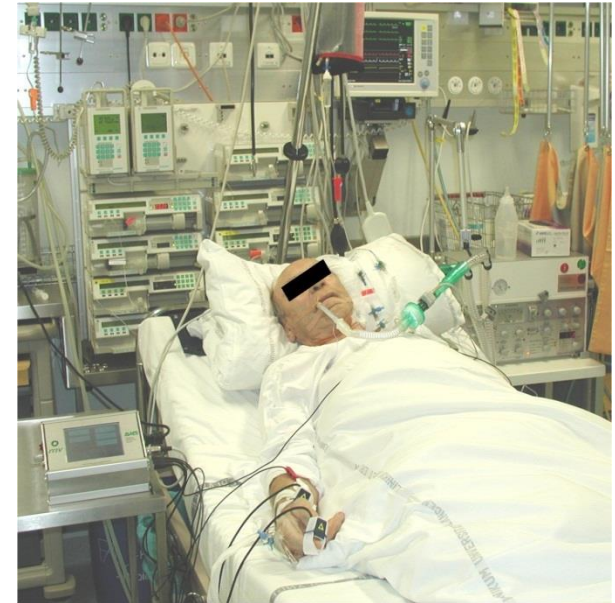
Screening-System

- Designstudie Ohr-Gerät zur Ergonomie
 - PPG-Messung
 - drahtlose Kommunikation



Studie mit Uni-Klinik Erlangen-Nürnberg

- Probandenkollektiv: 50 Intensiv-Patienten
- Referenz:
Extravaskuläres Kathetermanometer
- Messung
 - Aufzeichnung von
 - Blutflusssignal am Finger
 - Blutflusssignal am Handgelenk
 - EKG
 - Blutdruckreferenzsignal
 - Verabreichung von blutdruckverändernden Medikamenten
 - Blutdrucksenkung durch Perlinganit
 - Blutdrucksteigerung durch Akrinor
 - Durchschnittliche Messdauer pro Patient ca. 30 min
- Datenanalyse
 - Klinik
 - Metaanalyse



Klinische Studie

- Simultane Messung an Intensiv-Patienten von invasivem Referenz-blutdruck, Laser-Doppler-Blutfluss und Pulstransitzeit

- $N = 50$

- Durchschnittliche Korrelationen

- $R_{\varnothing_{\text{sys}}} = 0,89$

- $R_{\varnothing_{\text{dia}}} = 0,80$

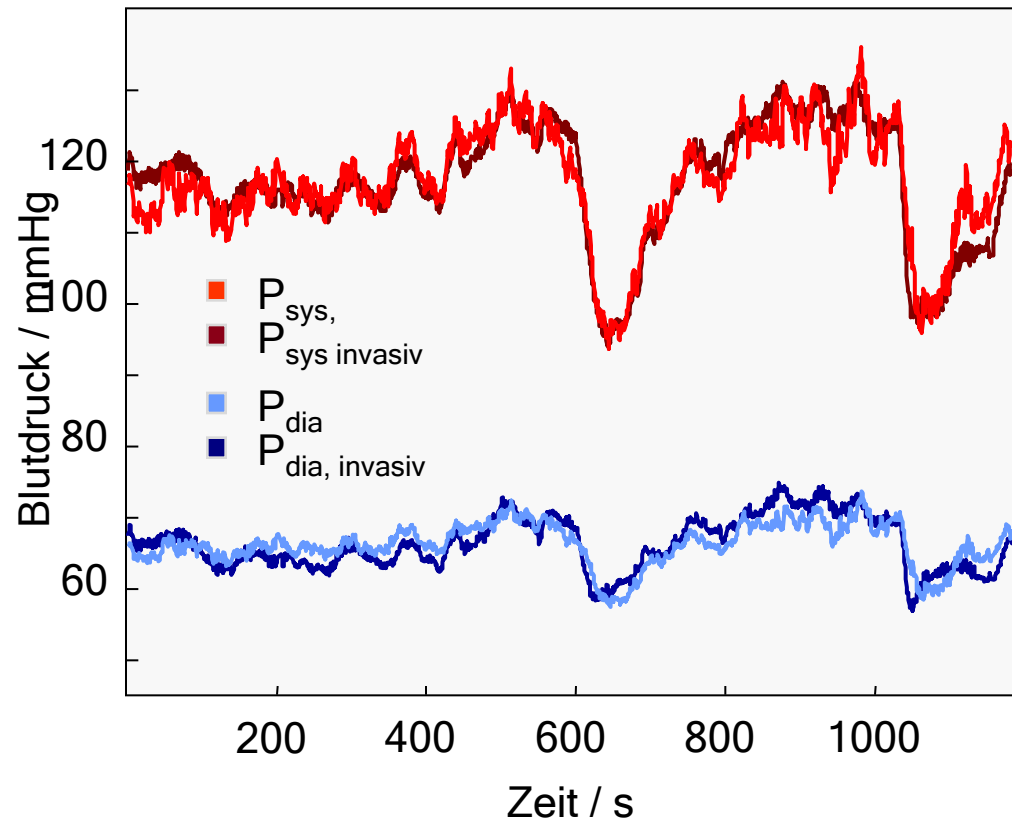
- $R_{\varnothing_{\text{mit}}} = 0,87$

- Durchschnittliche Standardabweichungen

- $\sigma_{\varnothing_{\text{sys}}} = 5,73 \text{ mmHg}$

- $\sigma_{\varnothing_{\text{dia}}} = 2,29 \text{ mmHg}$

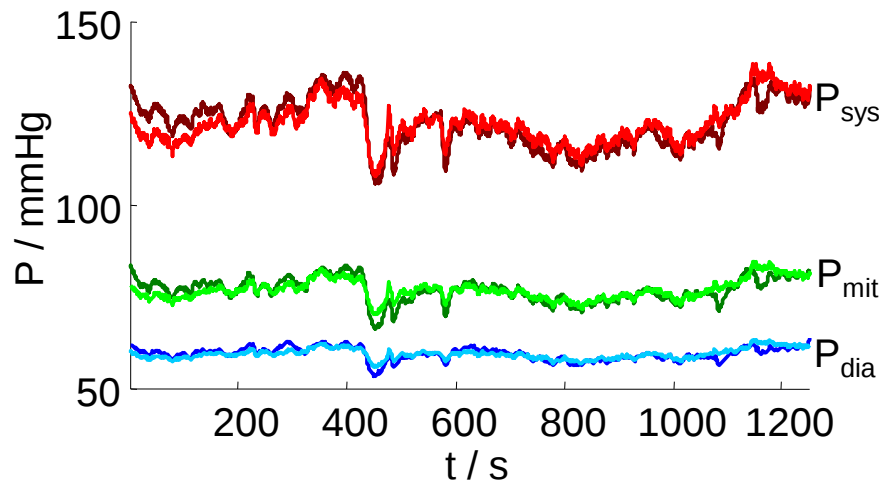
- $\sigma_{\varnothing_{\text{mit}}} = 3,21 \text{ mmHg}$



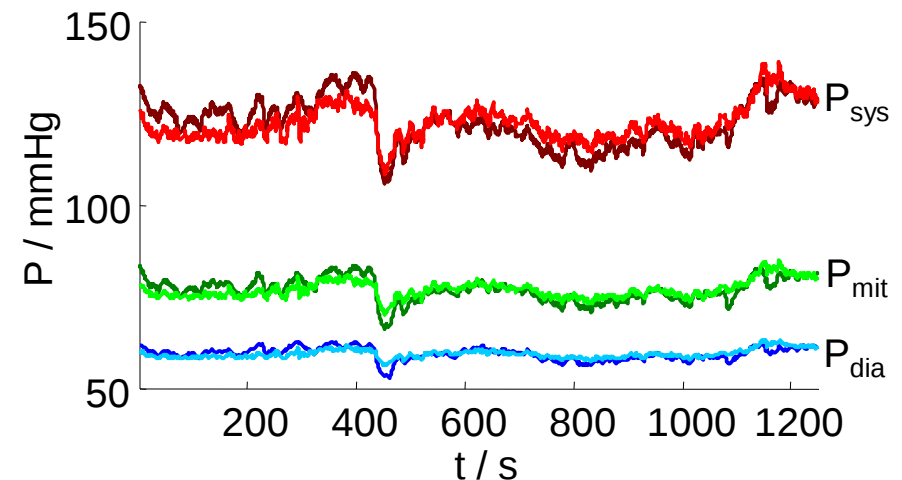
Ergebnisse

- Jeweils 40 Messreihen mit verwertbarem Finger- bzw. Handgelenksignal
- Zeitliche Verläufe der Referenz- und berechneten Blutdrücke

Finger



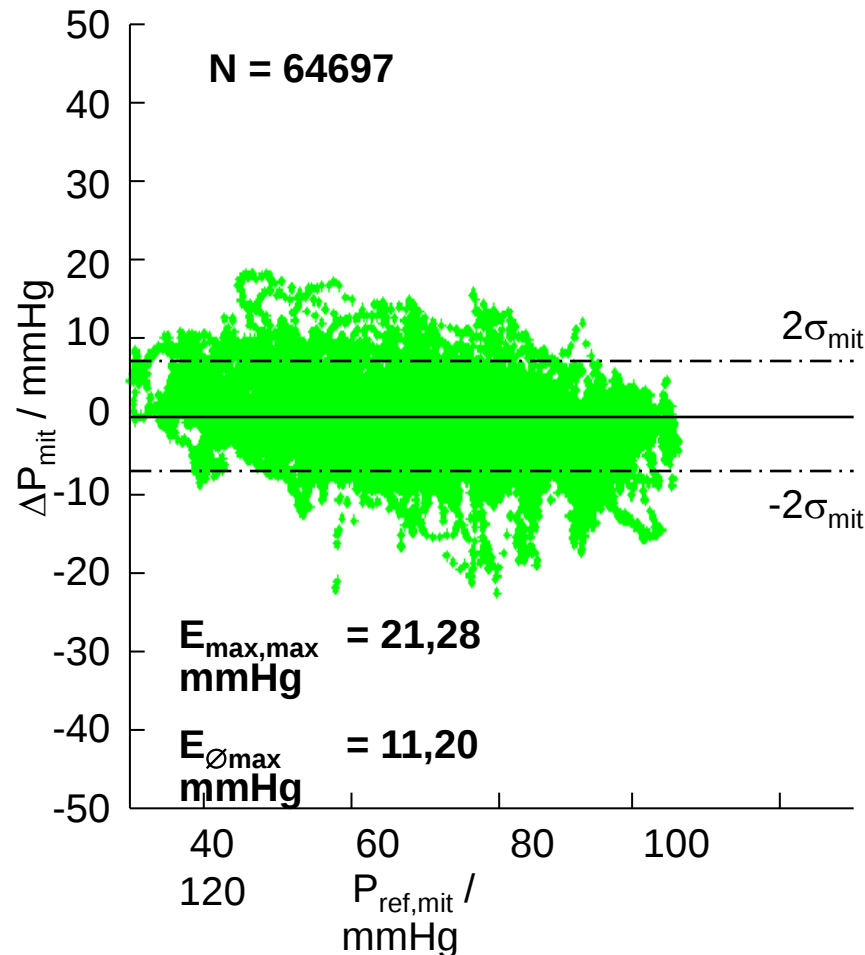
Handgelenk



Ergebnisse – mit Blutfluss

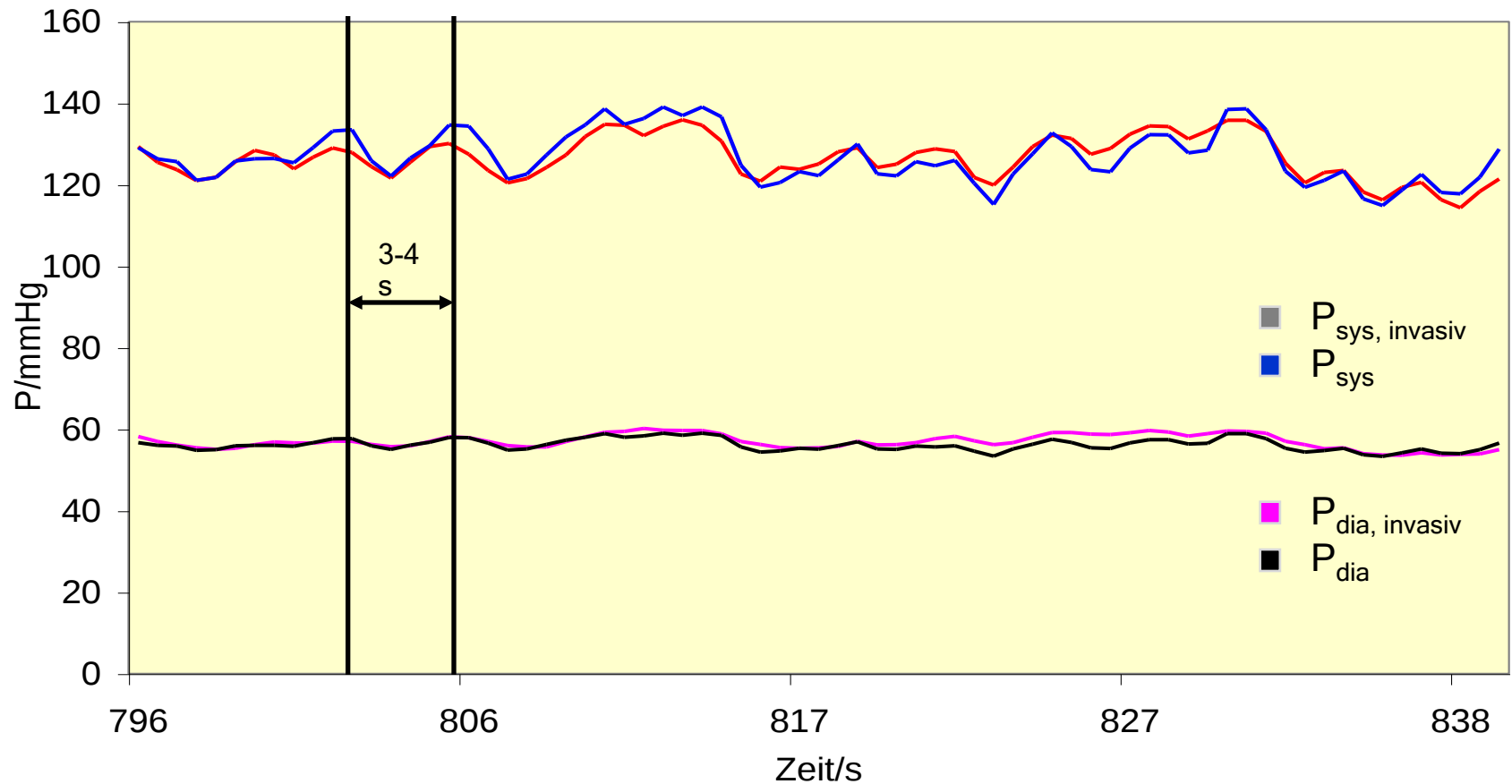
□ Bland-Altman-Plot der Differenzen des mittleren Blutdrucks

$\sigma = 4.3 \text{ mmHg}$

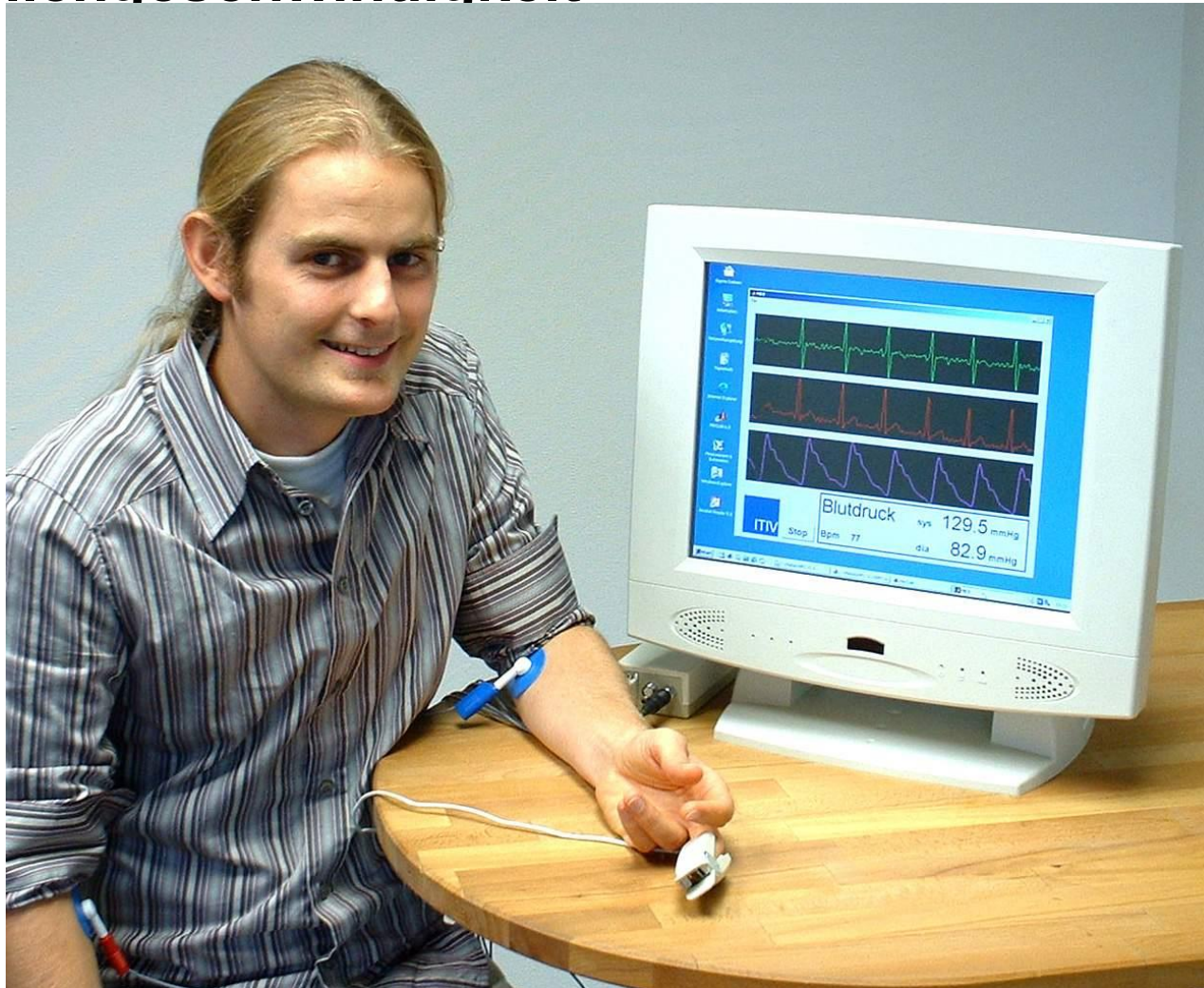


Klinische Studie - Blutdruckmodulation durch Atmung

■ Ausschnitt:

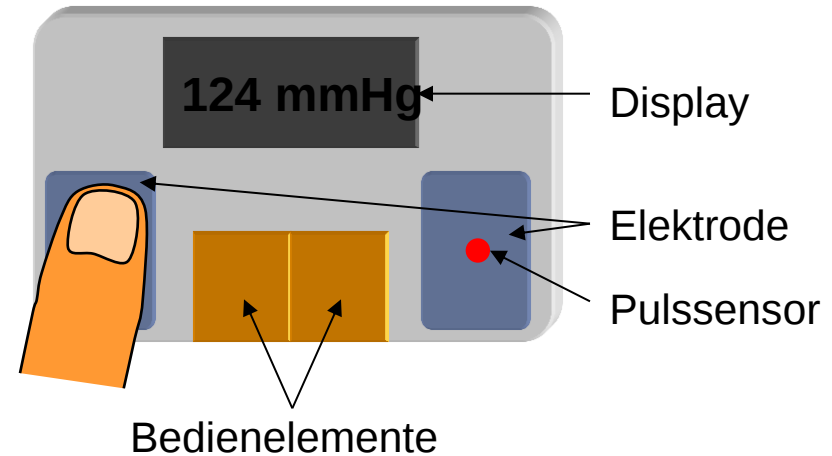


Blutdruck aus Blutfluß und Pulswellengeschwindigkeit

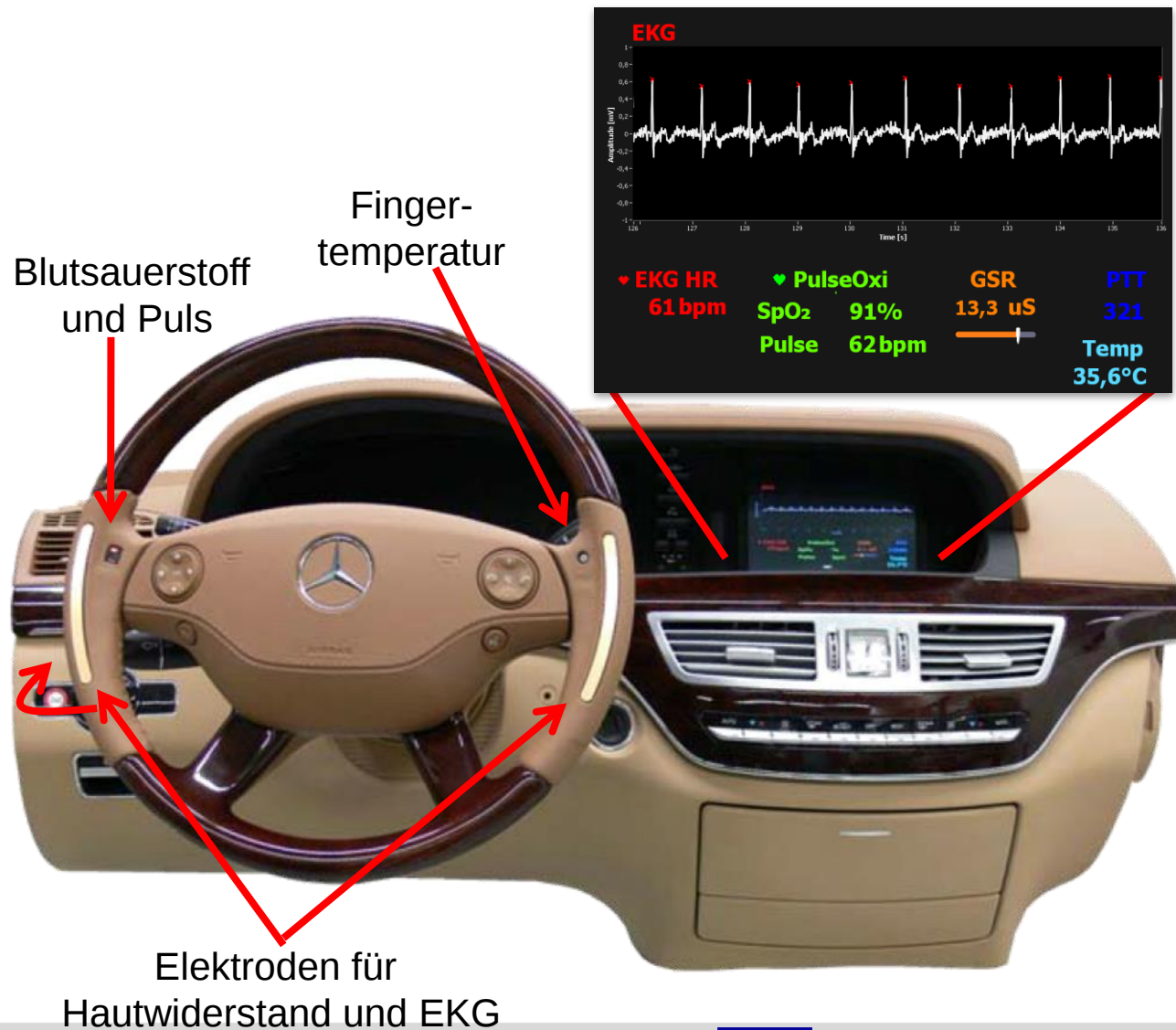


Trend-System

- 10 Messungen pro Tag
- Geringe Anforderung an Messgenauigkeit
- Keine hydrostatische Kompensation
- EKG- und PPG-Messung in einem Gerät
- Hydrostatische Kalibrierung durch Anwender
- Geschätzte Standzeit mit Primärknopfzelle >> 1 Jahr
- Mögliche Kombination mit EKG Brustgerät zur kontinuierlichen Überwachung der Herzaktivität



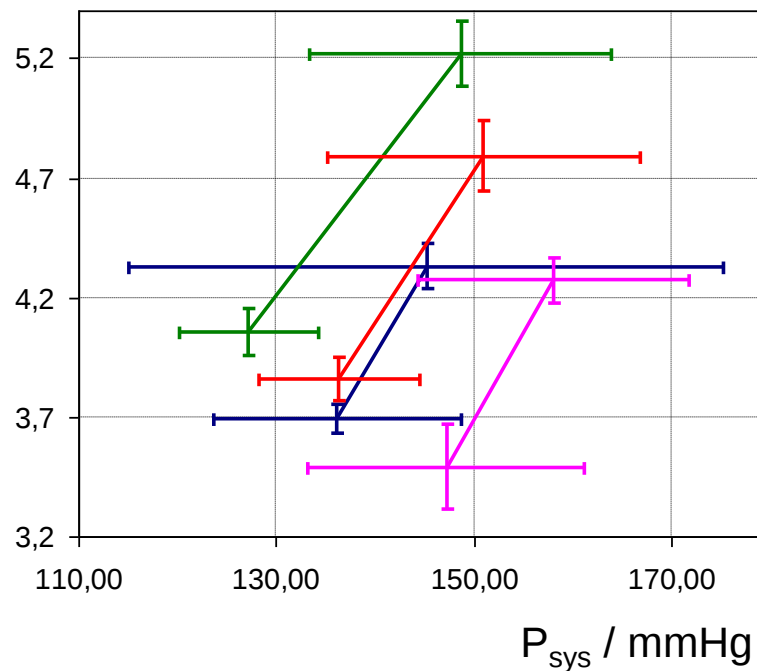
Lenkrad mit integrierter Vitalsensorik



Hydrostatische und Ergometrische Kalibrierung

- Probandenkollektiv
 - 7 Probanden (30 – 60 Jahre)
- Messzeitraum 2 Monate

$c_{PW} / 1/s$ **ergometrisch**



$c_{PW} / 1/s$ **hydrostatisch**

