



Universität Rostock
Fakultät für INFORMATIK UND ELEKTROTECHNIK

Institut für **Allgemeine Elektrotechnik**



Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

Disputationsvortrag von
Sebastian Guttke

Rostock, den 25.11.2016

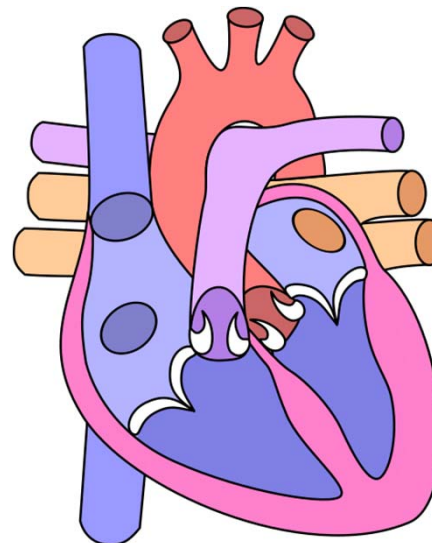
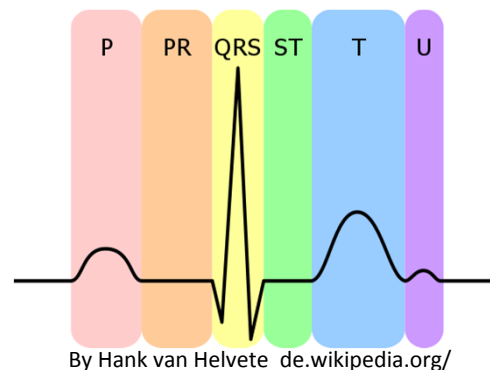
Gliederung

1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation

Überwachung der Aktivität des Herzens



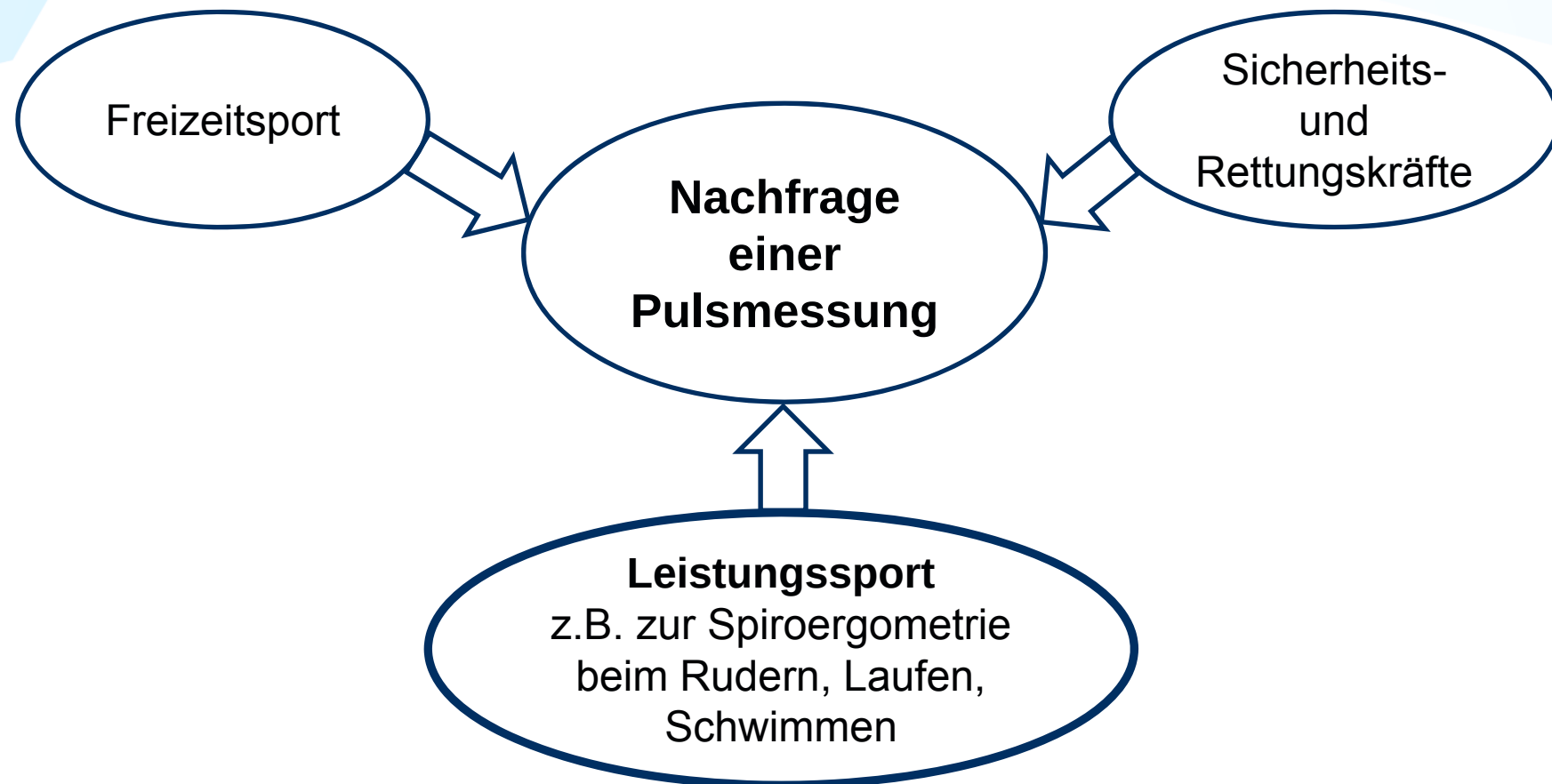
By Jakov - CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/>

Kennzahlen des menschlichen Herzens unter normalen Bedingungen	
Schlagfrequenz bzw. Pulsfrequenz	≈ 50...100 min ⁻¹
Blutdruck Systole	≈ 120 mmHg
Blutdruck Diastole	≈ 80 mmHg
Gewicht	≈ 300 g
Schlagvolumen	≈ 70 cm ³
Herzminutenvolumen, mittlerer Fluss	≈ 4,9...20 Liter/min
Arbeit	≈ 1 Joule / Schlag

Ziel: Messung der Herzschlagfrequenz (Puls) bei Bewegung

1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation



1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation

Feststellungen

1. EKG-Brustgurt als Standard etabliert
2. Suche mit google:
„**Pulsmessung ohne Brustgurt**“
lieferte **63.900** Treffer
3. Aussage eines Sportlers:
„Ich hasse den Brustgurt mindestens so sehr wie Blasen an Zehen oder plötzlich aufgehende Autotüren.“

EKG-genaue Pulsmessung

Brustgurt



Armbanduhr



Funkübertragung

Quelle: www.polar-deutschland.de

2 Kunststoff- oder Textilelektroden
an der Brust

1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation

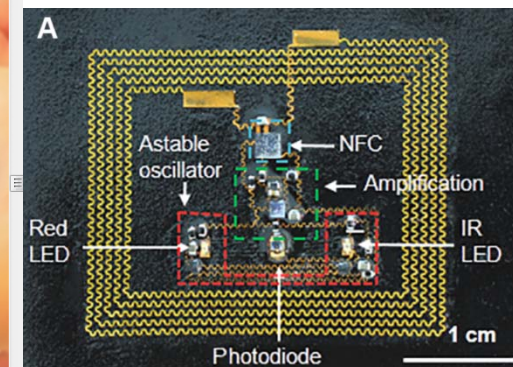
Geräte am Markt mit optischem Sensor ohne Brustgurt



Beispiel aus aktueller Forschung

J. Kim: “*Battery-free, stretchable optoelectronic systems for wireless optical characterization of the skin*”

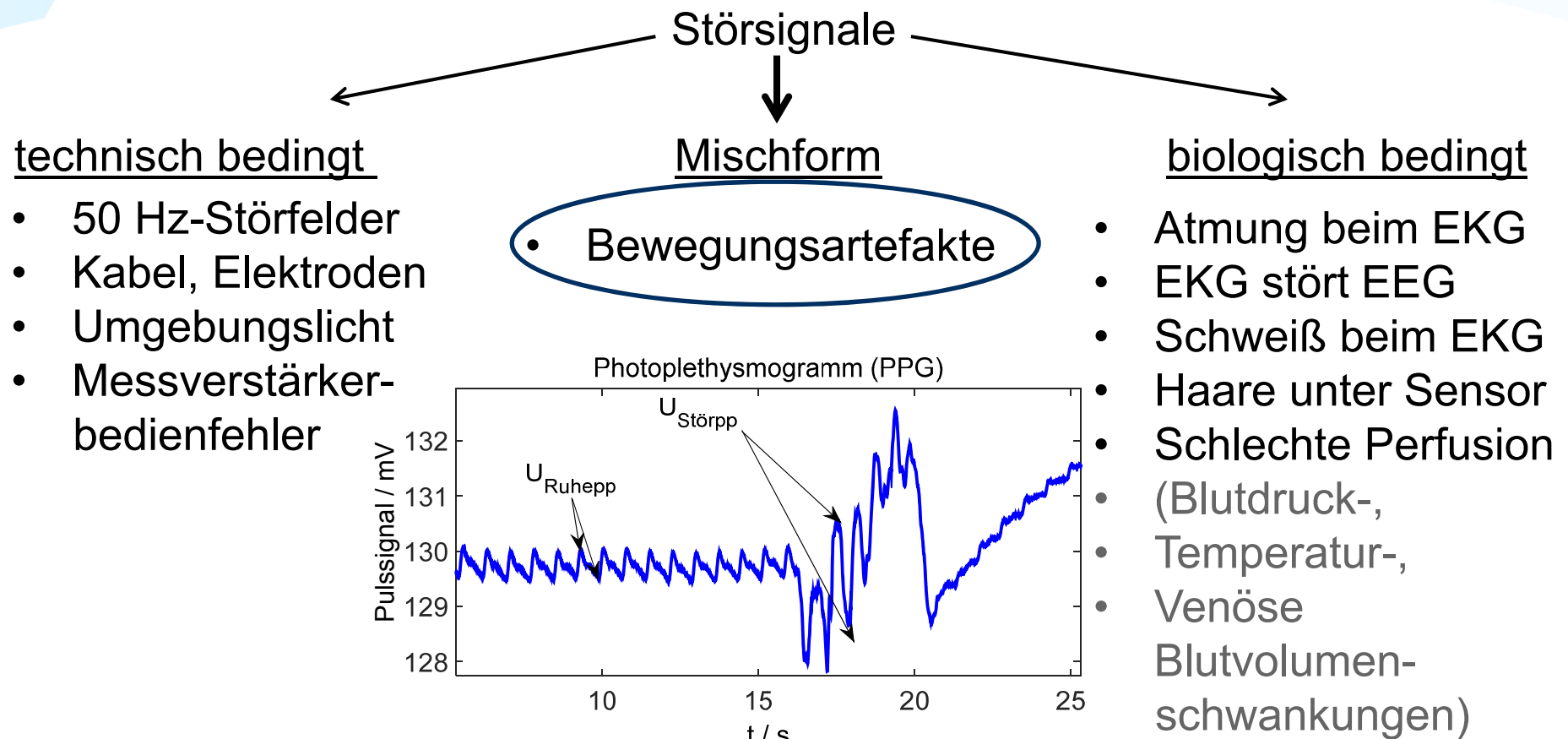
<http://advances.sciencemag.org> 4.8.2016



1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation

Generelles Problem : Beeinflussung des Nutzsignals durch

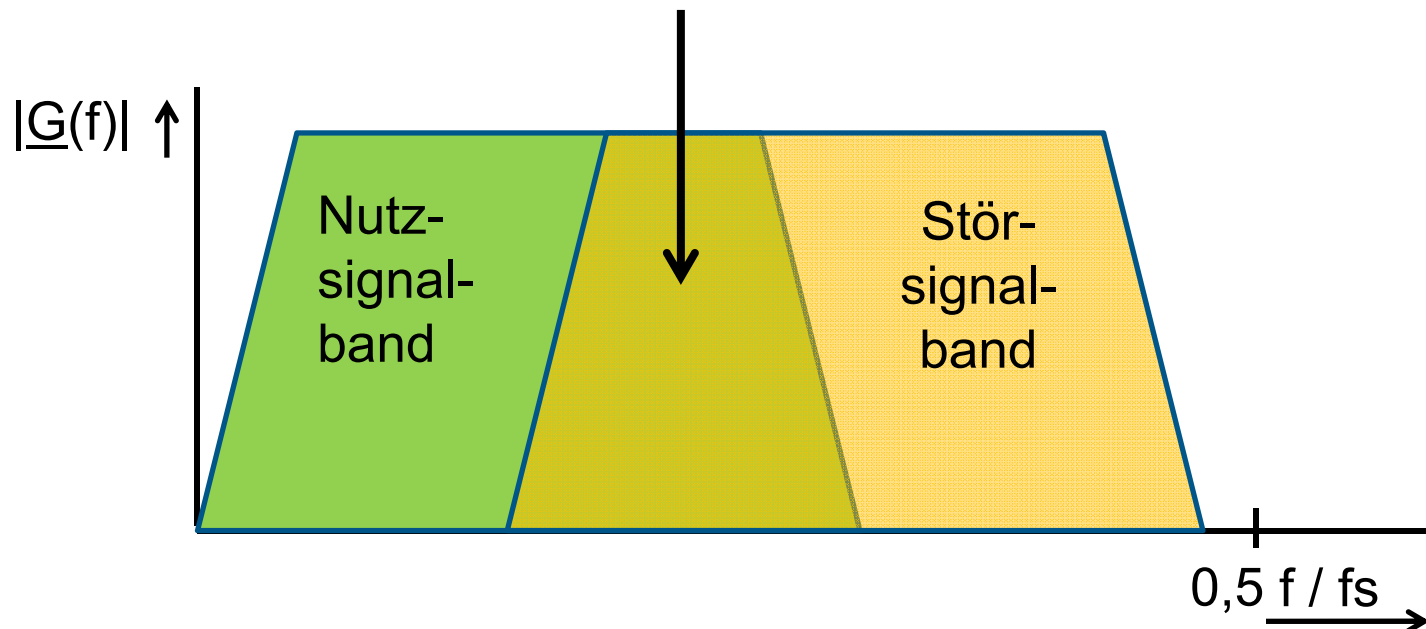


1. Einleitung

1.1 Problemstellung und Motivation

Besonderes Problem bei Bewegungsstörsignalen:

Überlappung der Frequenzbänder



d.h. die klassische Filterung genügt hier nicht.

1. Einleitung

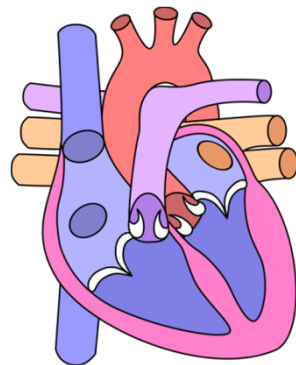
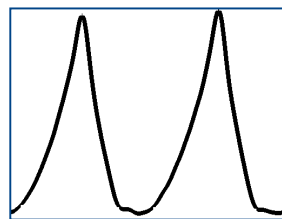
1.2 Annahmen für ein Signalkoppelmodell

Nutzsignalquelle

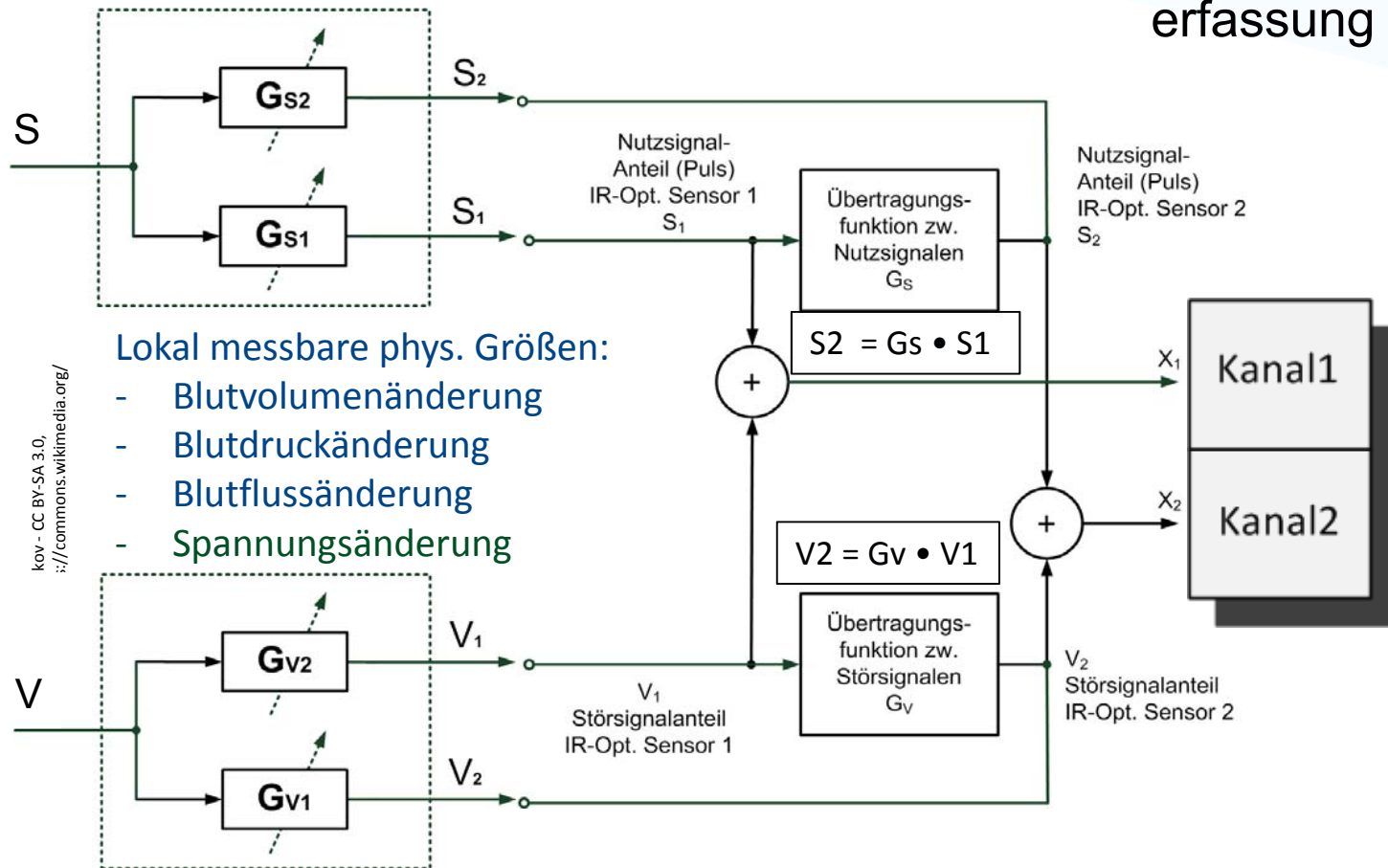
Signalwege

Additive Signalkopplung

Signal-
erfassung



Störsignal-
quelle





1. Einleitung

1.3 Zentrale Fragestellungen

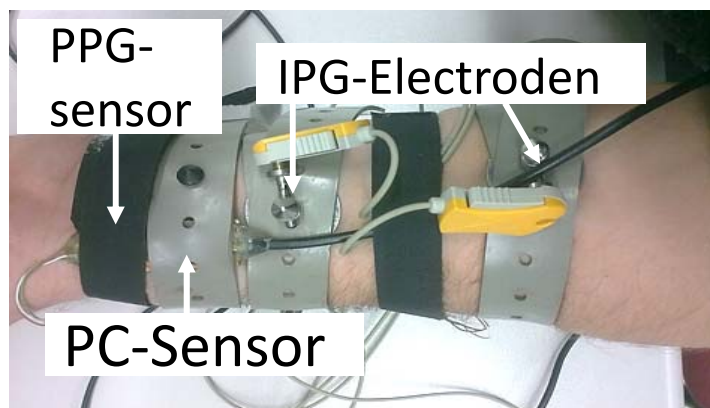
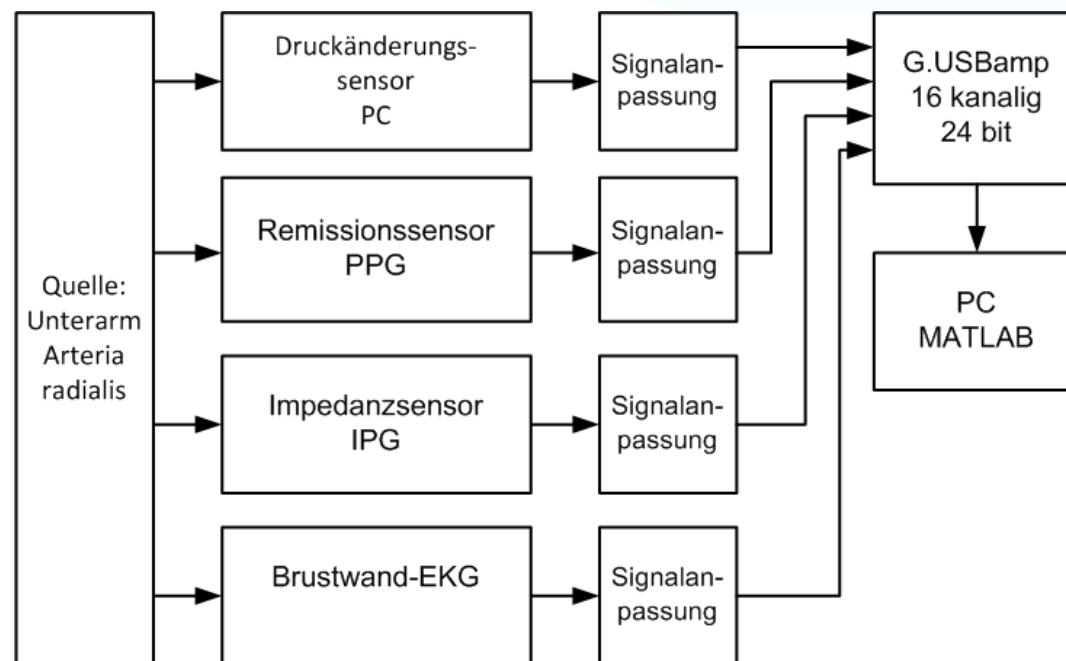
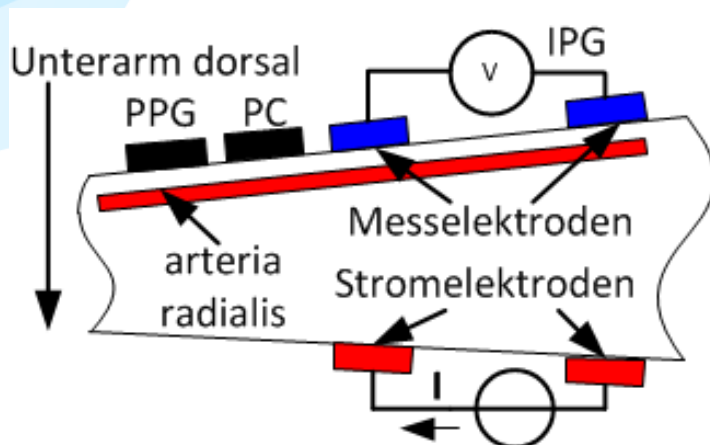


- Ist die Rekonstruktion des ungestörten Pulssignals möglich?
- Gibt es einen Messort:
 1. zur Pulssignalmessung mit hohem SNR und hoher Welligkeit?
 2. mit Übertragungsfunktionen G_s und G_v mit Bedingung $G_s \neq G_v$?
 3. an dem der Sensor nicht stört?
- Welches Messprinzip bietet die besten Voraussetzungen für eine störungsarme Messung von Pulssignalen?
- Kann auf einen zusätzlichen Sensor zur Messung eines störungskorrelierten Referenzsignals verzichtet werden?

1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

2. Vergleich des SNR von Pulssensoren

2.1 Versuchsanordnung



Definition des SNR bzw. SNR_{pp}

$$SNR = 10 \cdot \log \left(\frac{u_{eff,Signal}^2 / R}{u_{eff,Rauschen}^2 / R} \right) = 20 \cdot \log \left(\frac{u_{eff,Signal}}{u_{eff,Rauschen}} \right)$$

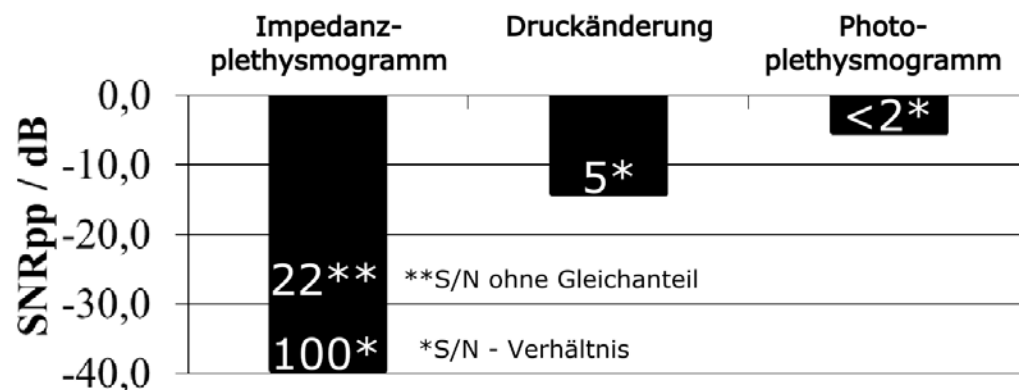
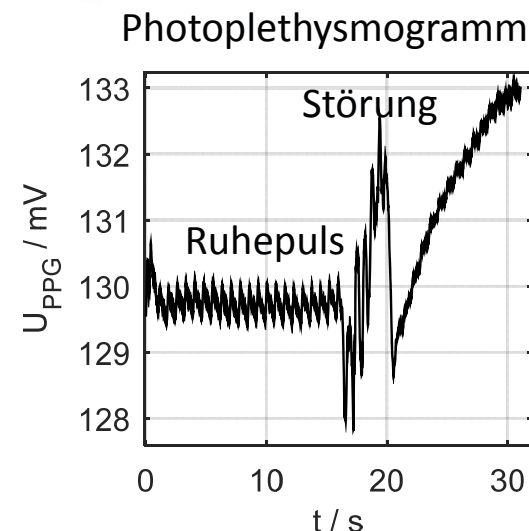
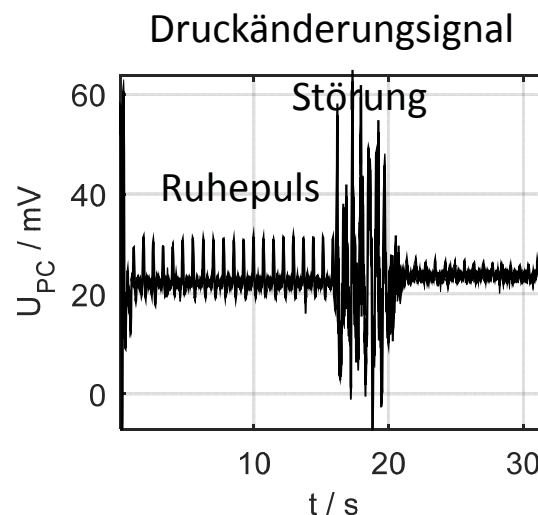
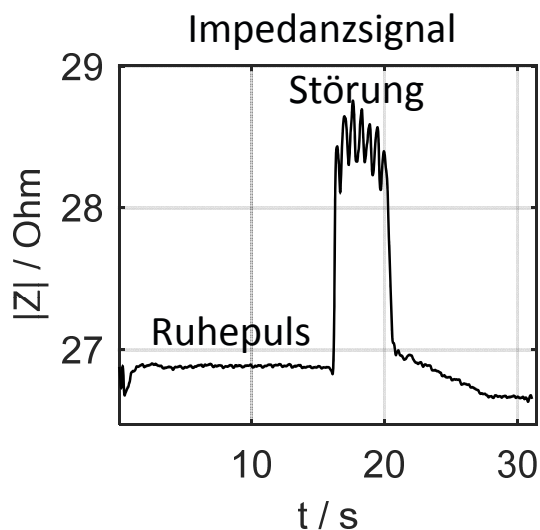
$$SNR_{pp} = 20 \cdot \log \left(\frac{Nutzsignal_{peak-peak}}{Stoersignal_{peak-peak}} \right) = 20 \cdot \log \left(\frac{u_{pp,Signal}}{u_{pp,Stoerung}} \right)$$



Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

2. Vergleich des SNR von Pulssensoren

2.2 Ergebnisse des SNR-Vergleiches



Pulsmessmethoden

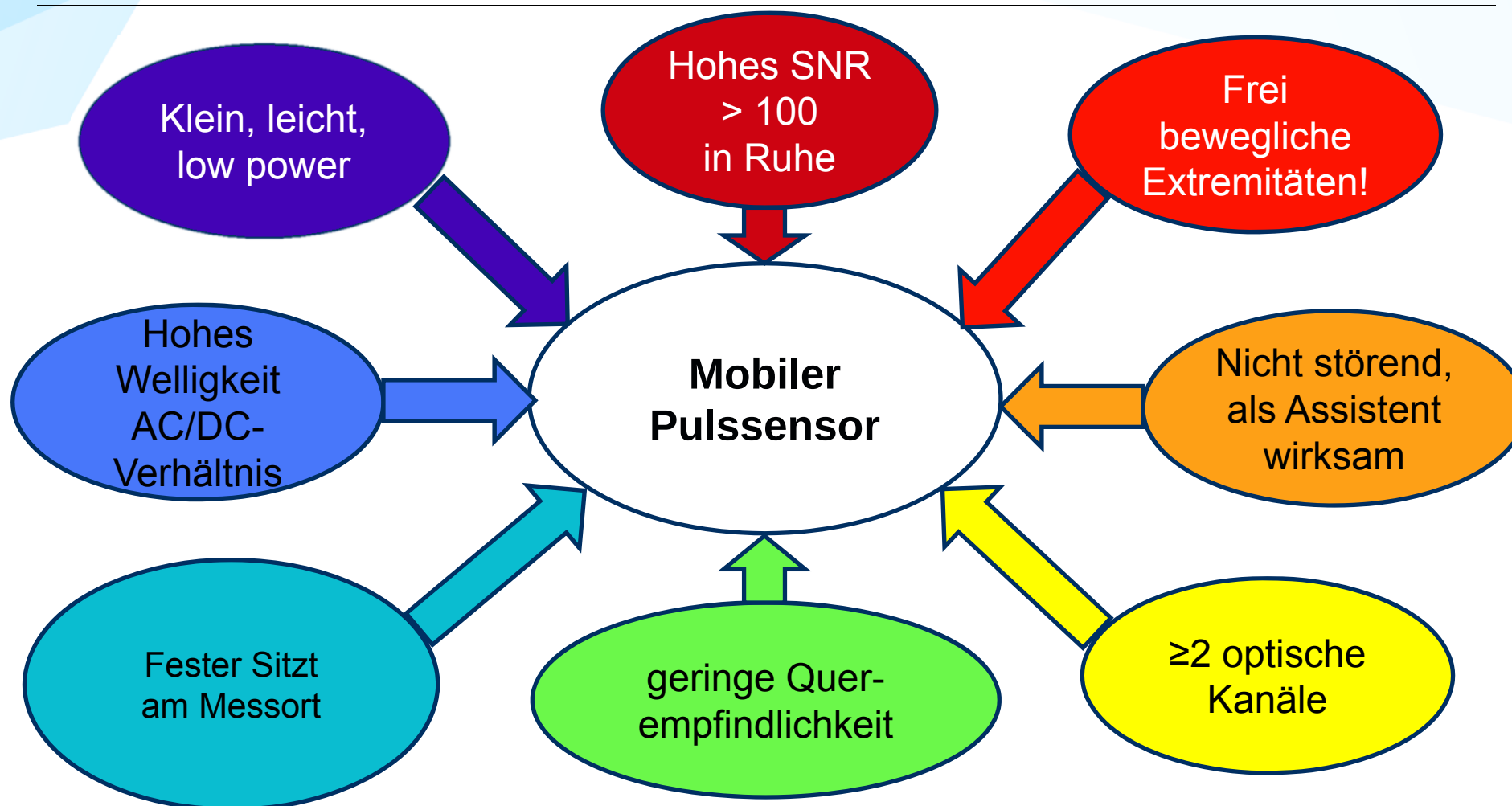
Die besten dynamischen Eigenschaften zeigt das Photoplethysmogramm.

Messung der Sauerstoffsättigung ist prinzipiell möglich.

1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

3. Auswahl eines geeigneten Messortes

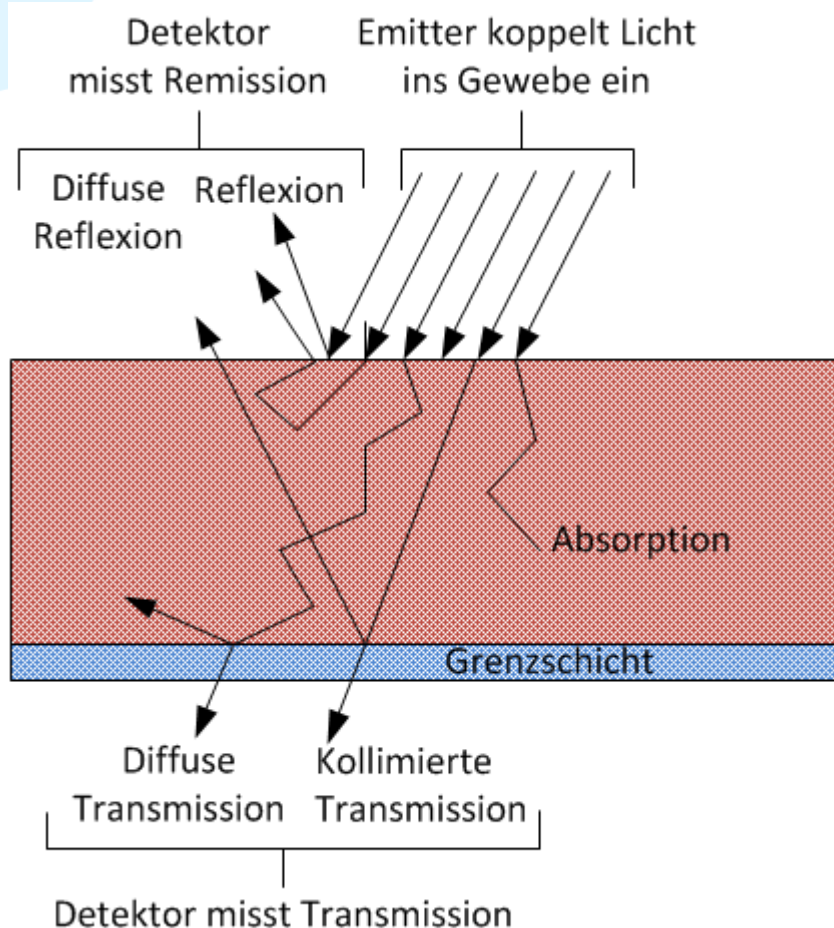
3.1 Anforderungen an optischen Pulssensor



3. Wahl eines geeigneten Messortes

3.2 Transmissions- oder Remissionsmessung

Messprinzip der Photoplethysmographie



Lichtremission

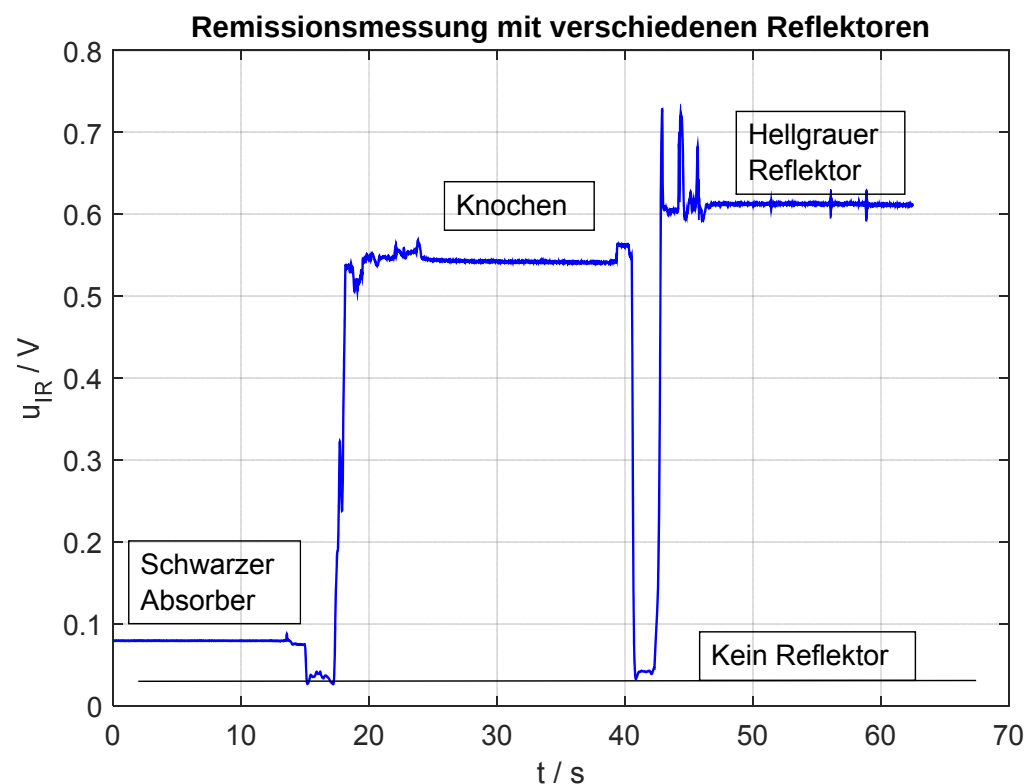
- + Kaum eingeschränkte Messortwahl
- + Knochen wirkt reflektierend
- Struktur der Knochenoberfläche
- Lambert-Beer-Schichtmodell für Lichtabsorption schwer definierbar

Lichttransmission

- + Gewebemodell als Schichtstruktur gut definierbar
- + Knochen wirkt absorbierend für Licht
- Eingeschränkte Messortwahl

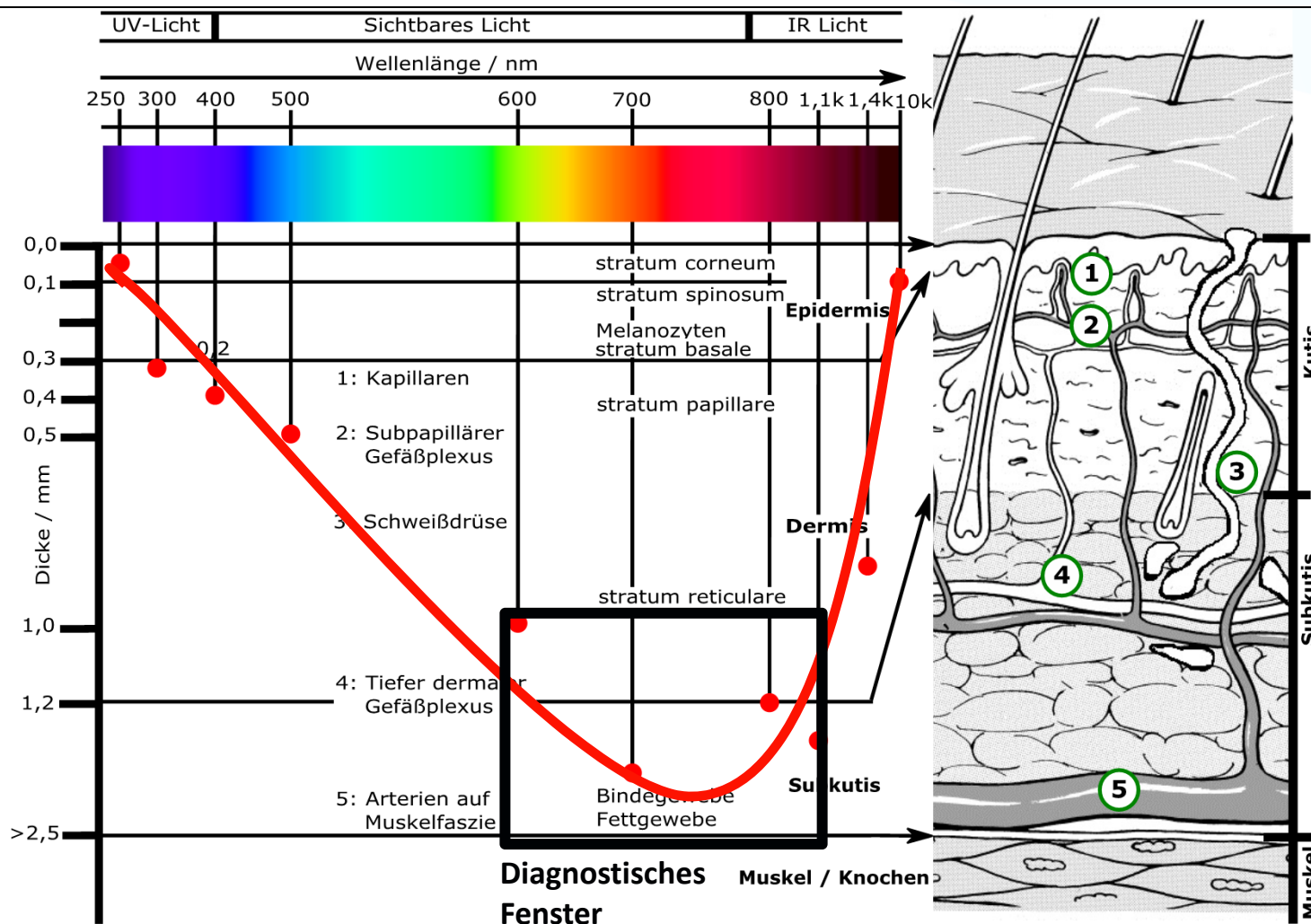
3. Wahl eines geeigneten Messortes

3.3 Messung der Lichtremission am Knochen



3. Wahl eines geeigneten Messortes

3.4 Eindringtiefe von Licht bei verschiedenen Wellenlängen



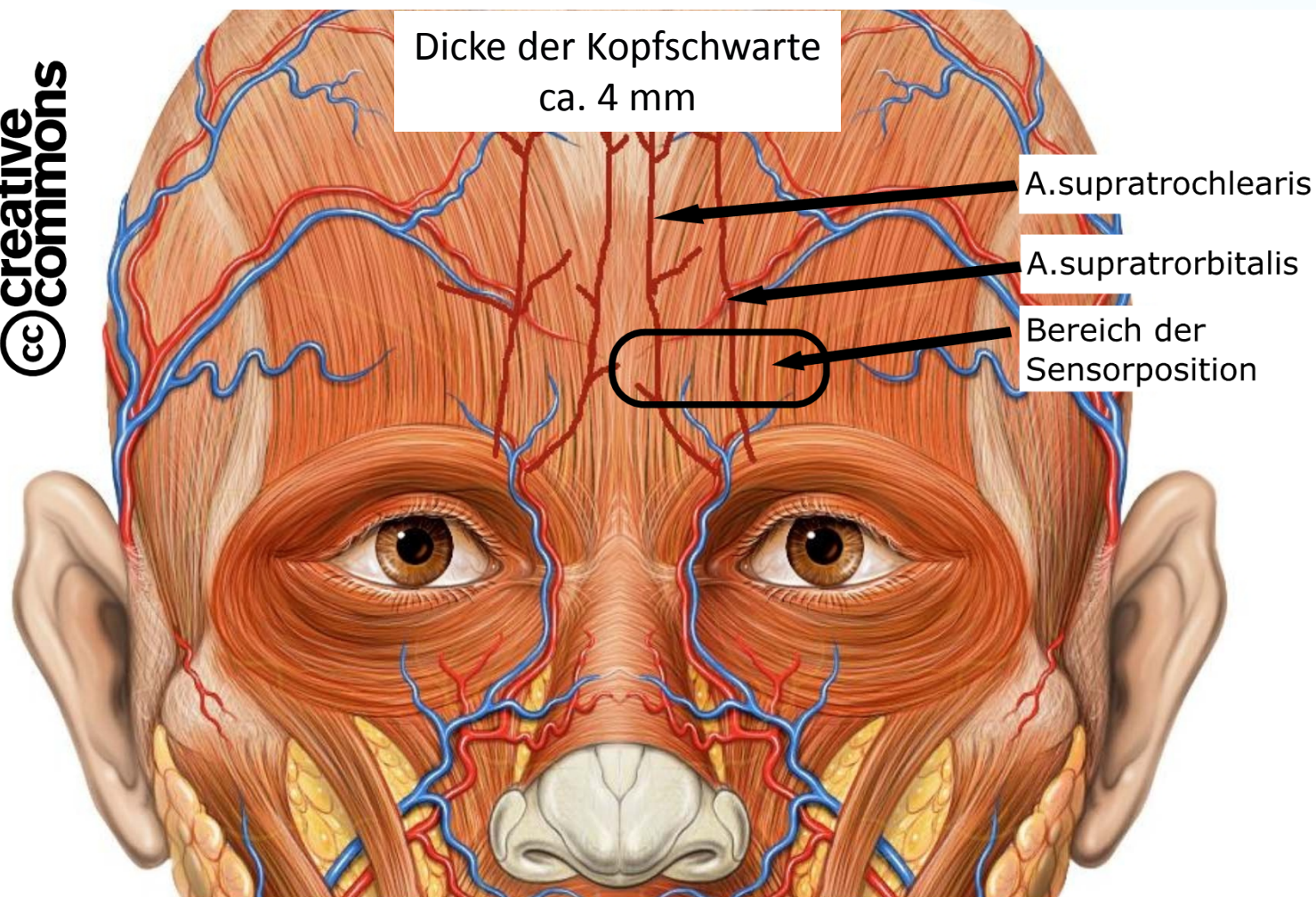
3. Wahl eines geeigneten Messortes

3.5 Blutgefäße an der Stirn

Patrick J. Lynch

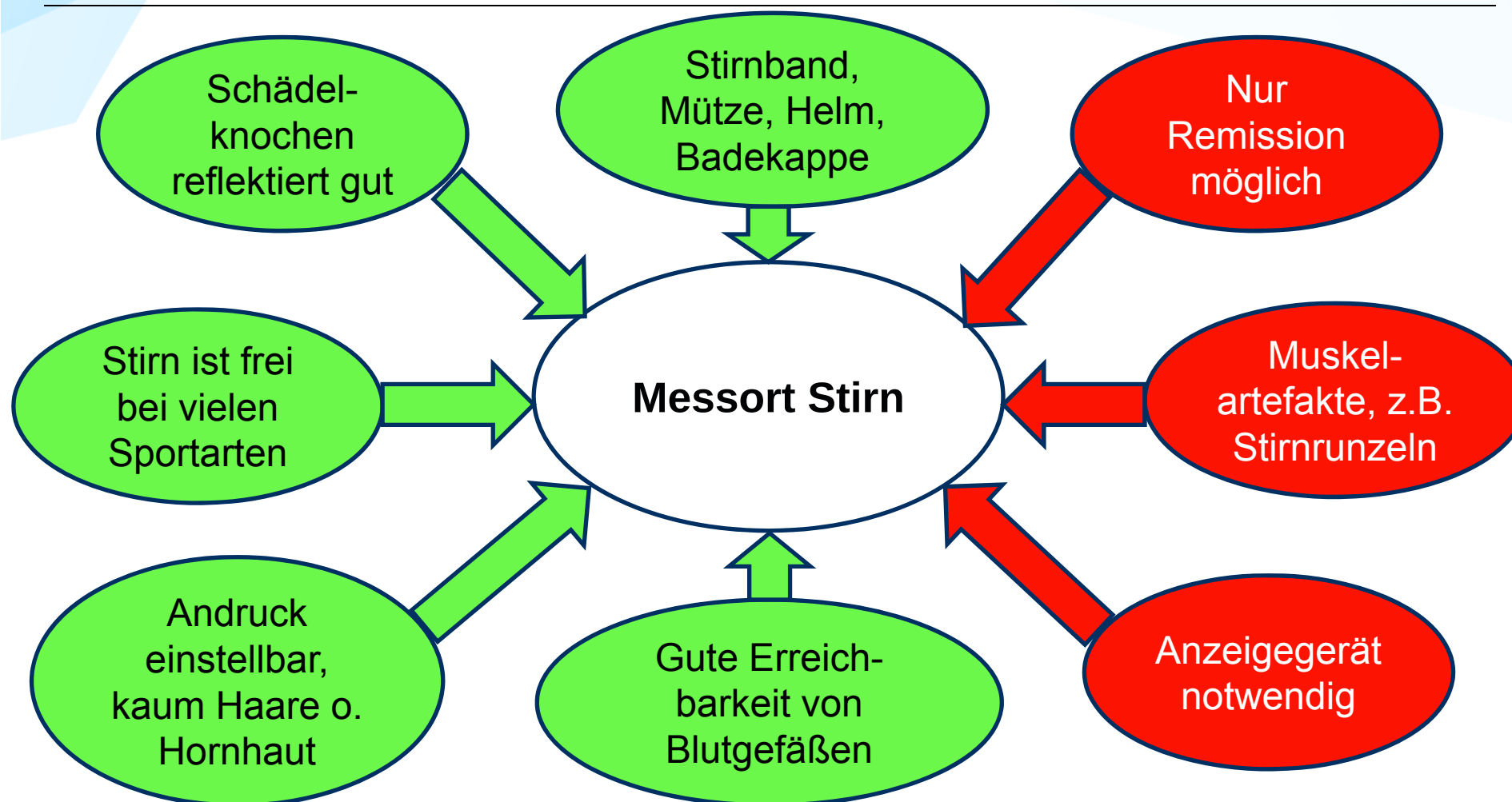
creative commons

Title: Head anatomy anterior view



3. Wahl eines geeigneten Messortes

3.6 Auswahl der Stirn als Messort

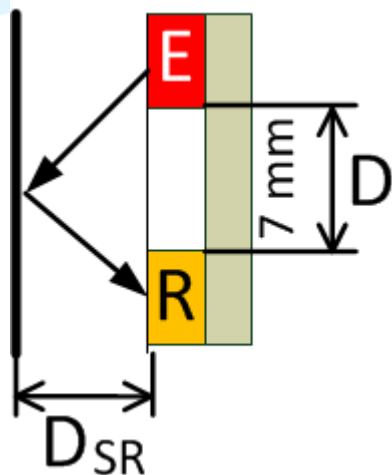


1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

4. Sensoren für die mobile Pulsmessung

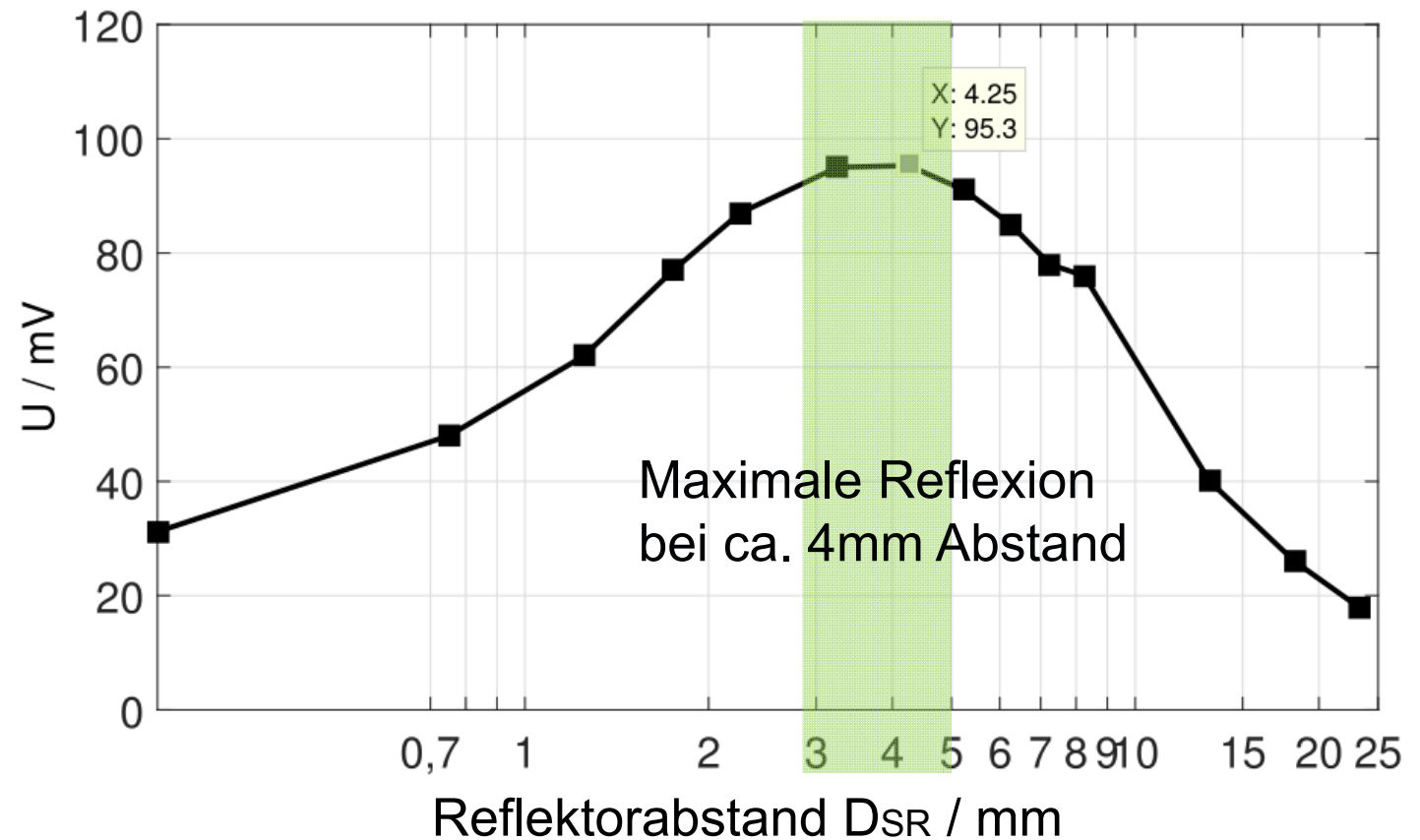
4.1 Voruntersuchung technischer Parameter

Aufbau



Dicke der
Kopfschwarte
ca. 4 mm

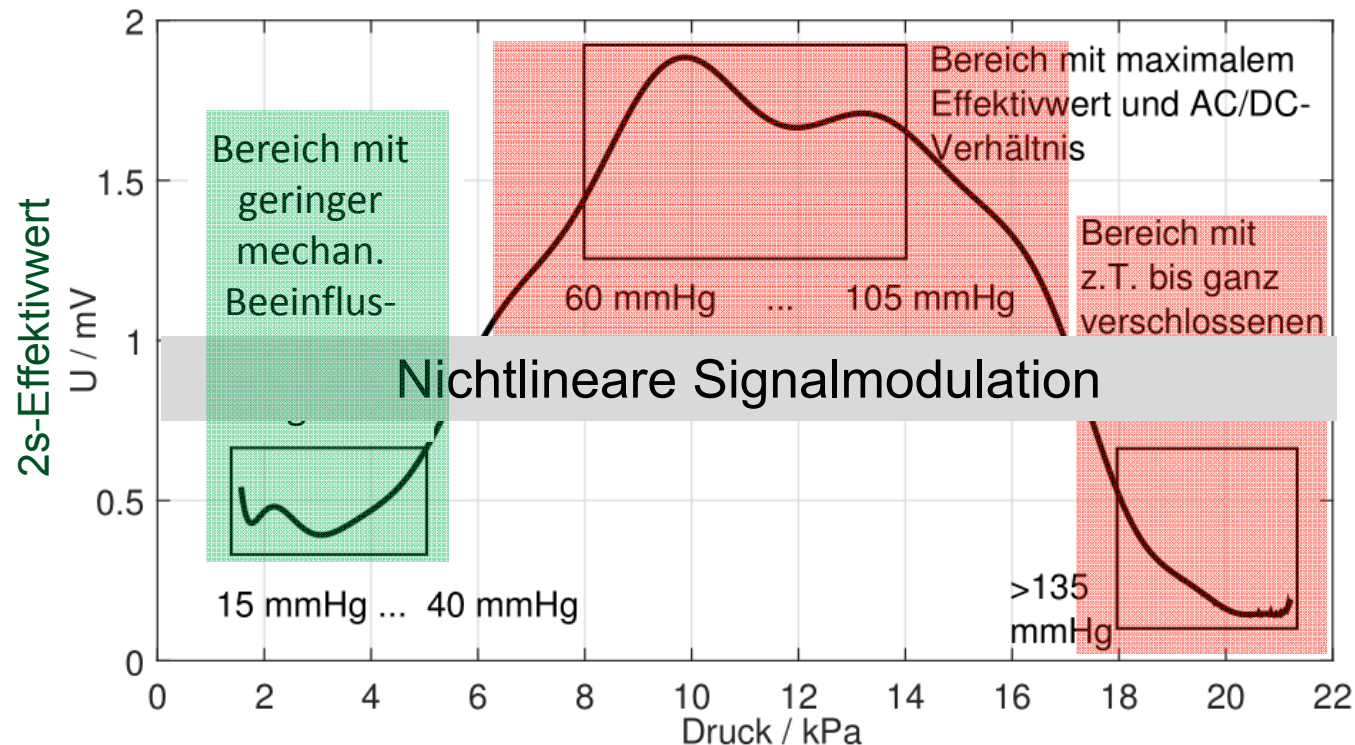
Abstand Sensor zu technischem Reflektor



4. Sensoren für die mobile Pulsmessung

4.1 Voruntersuchung technischer Parameter

Druck zwischen Sensor und Haut am Finger (**1 kPa = 7.5 mmHg**)



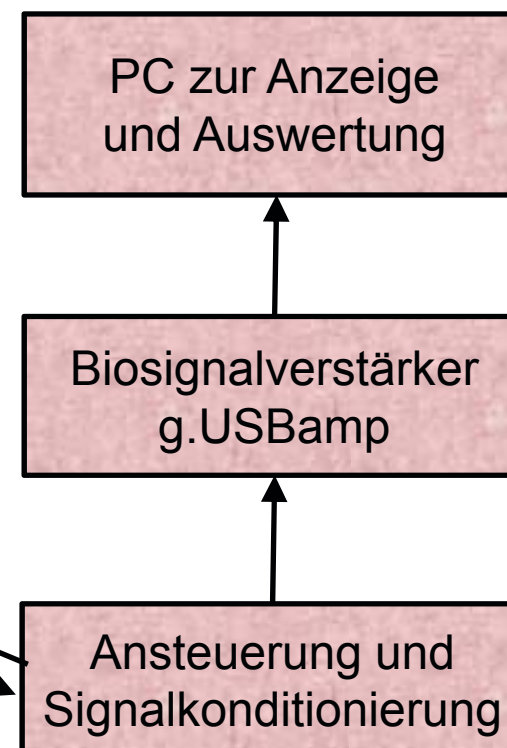
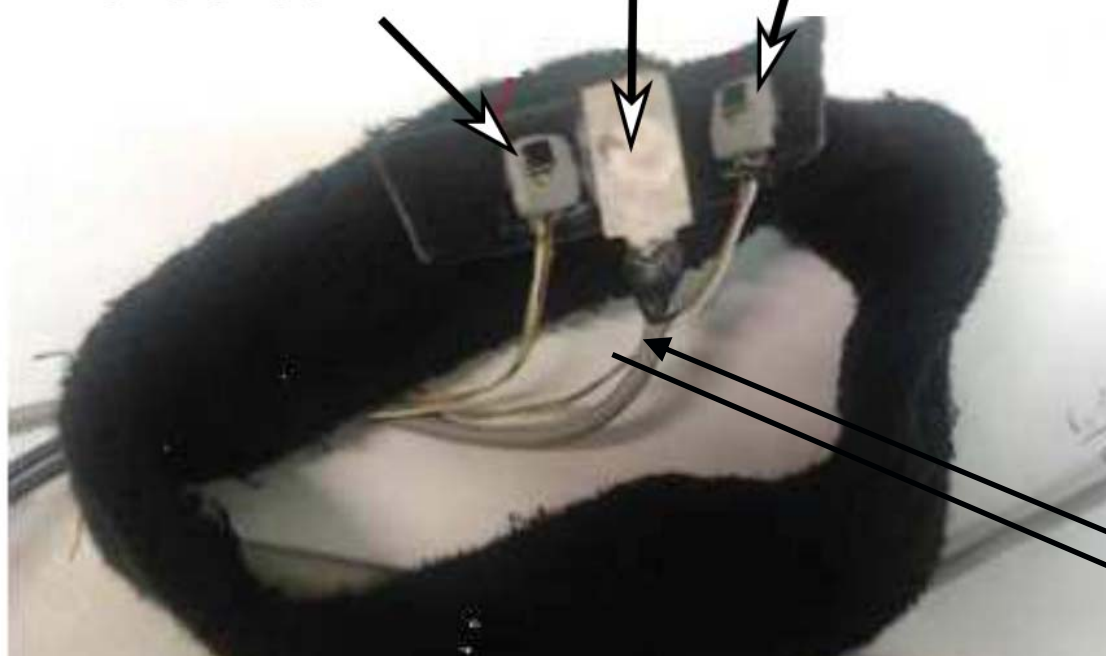
- $p < p_{dia}$ (diastolischer Blutdruck): wenig mechanische Beeinflussung der Blutgefäße
- Ruhe-SNR $\neq f(p)$ an der Stirn nicht vom Andruck abhängig (BA. Thiel 2016)

4. Sensoren für die mobile Pulsmessung

4.2 Sensorsystem mit 2 separaten Sensoren (Sept. 2012)

- EKG, 2x IR-PPG, 3xBeschleunigung
- Ruhe-SNR < 60

Beschleunigungssensor PPG-Sensor 2
PPG-Sensor 1

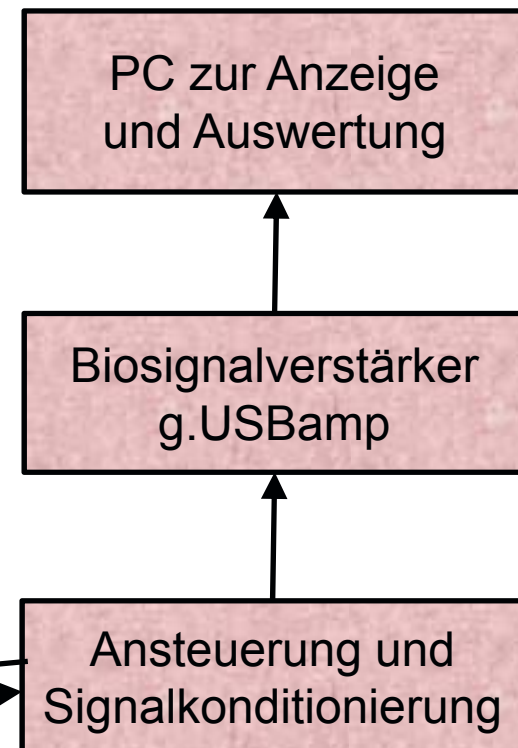
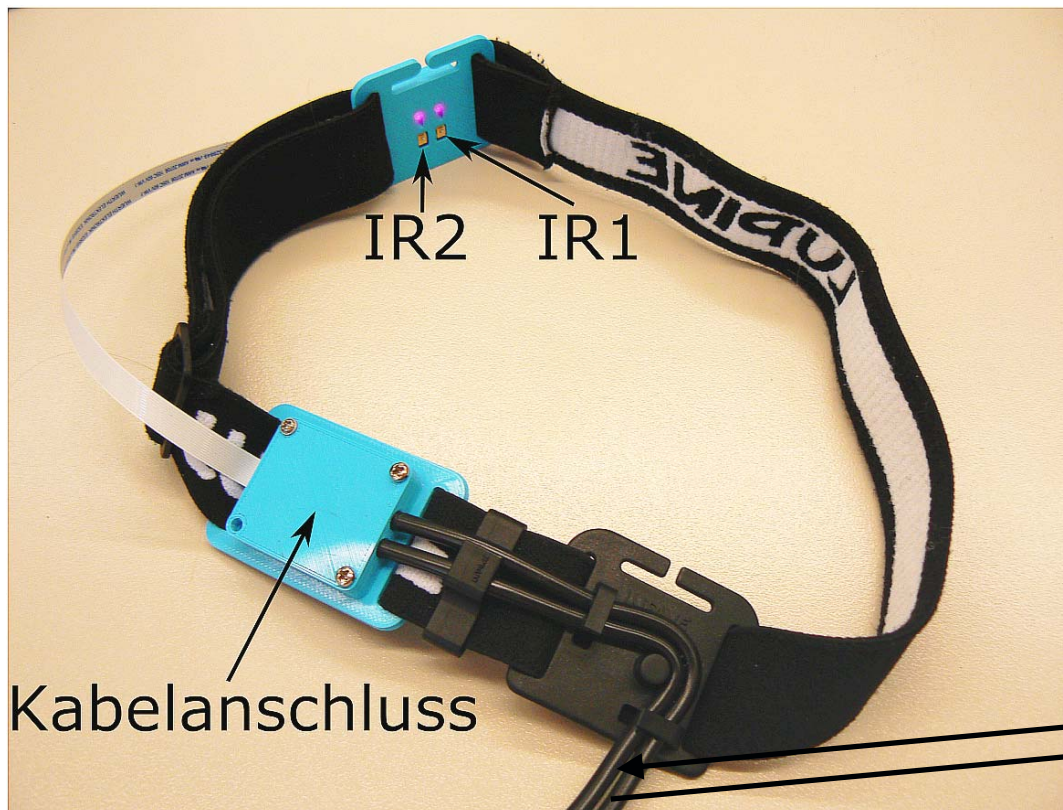


4. Sensoren für die mobile Pulsmessung

4.3 Sensorsystem mit Kabel (Sept. 2015)

Pulssensor mit Kabel

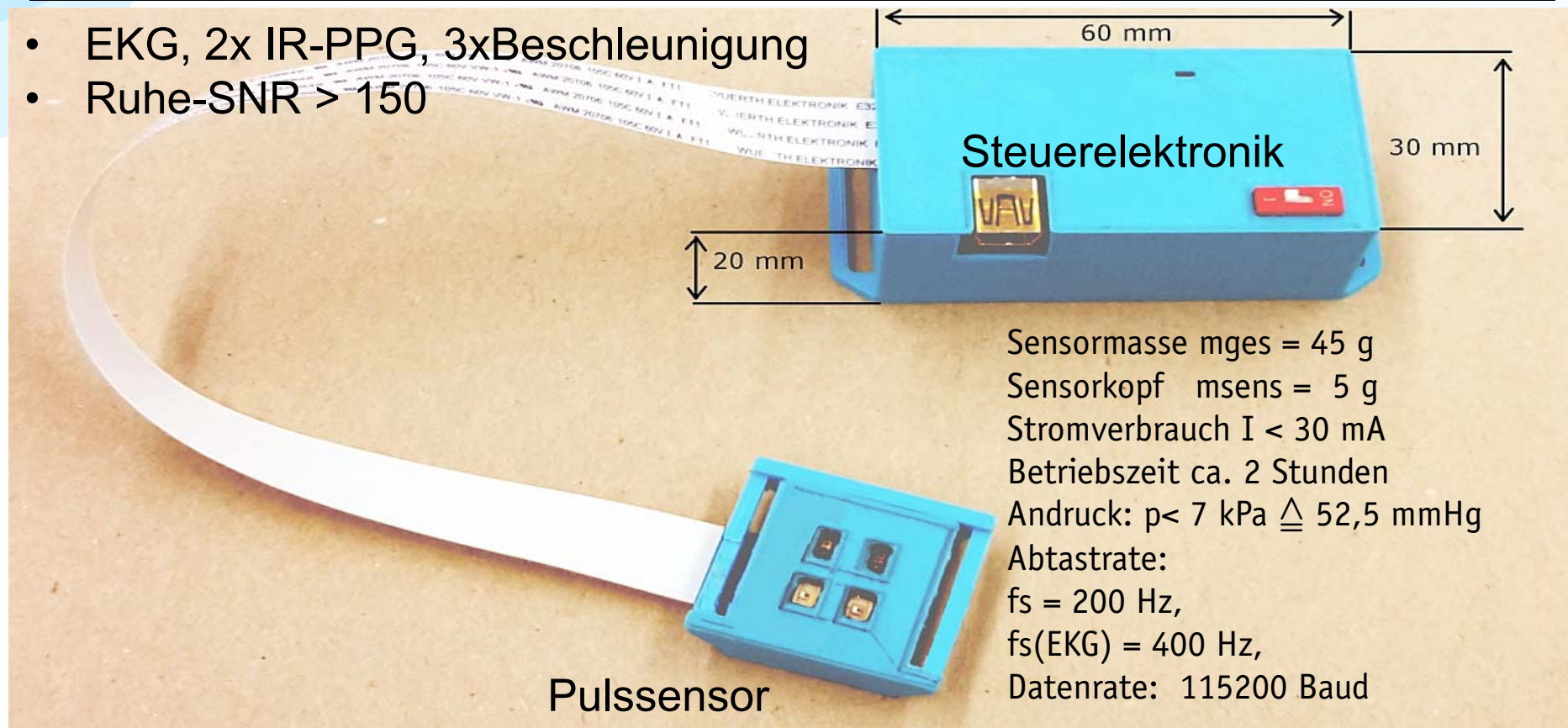
- EKG, 2x IR-PPG, 3xBeschleunigung
- Ruhe-SNR ≈ 250



4. Sensorik zur PPG-Messung

4.4 Sensorsystem mit Bluetooth (Oktober 2016)

- EKG, 2x IR-PPG, 3xBeschleunigung
- Ruhe-SNR > 150

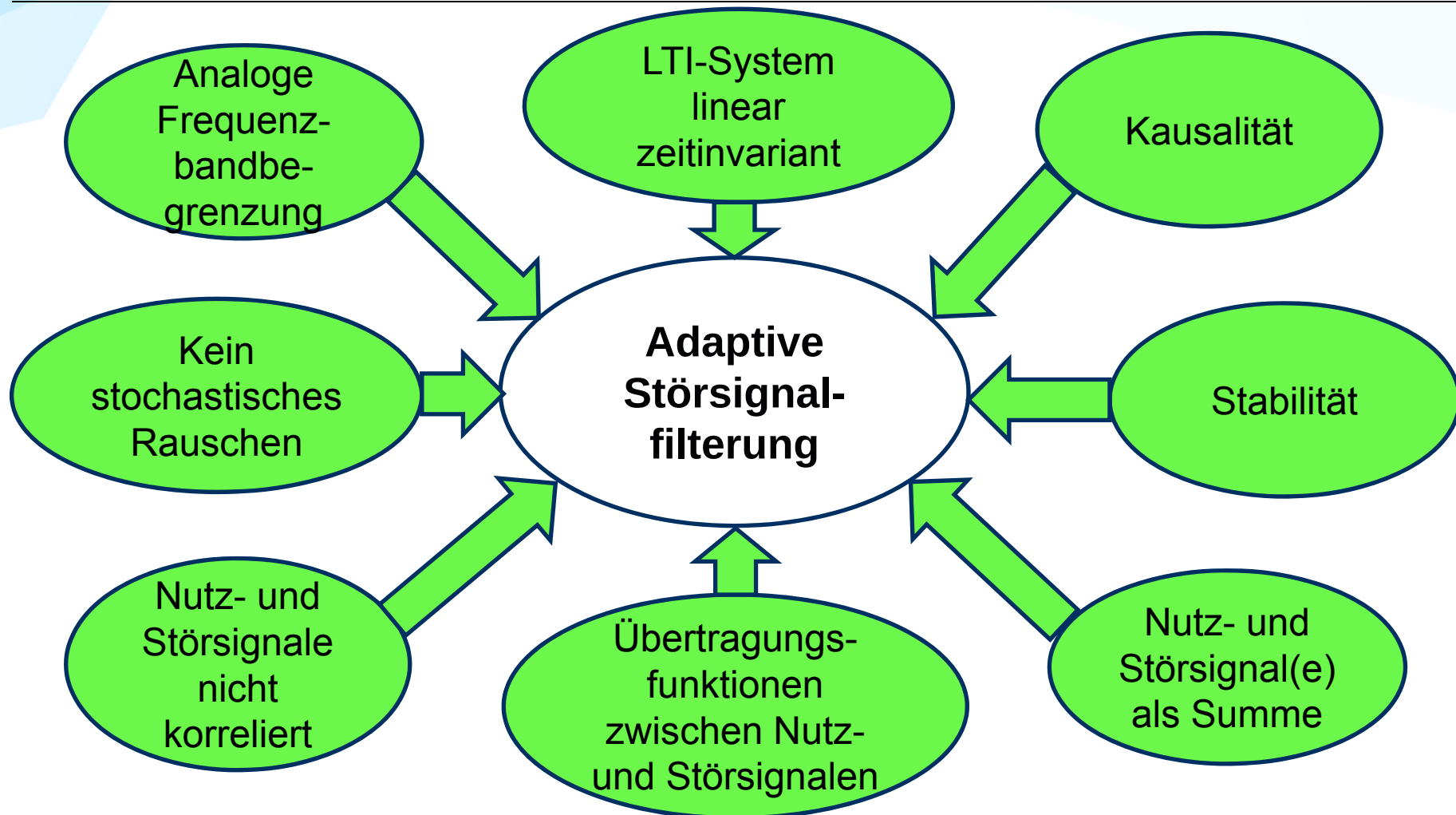


Aug. 2016

1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

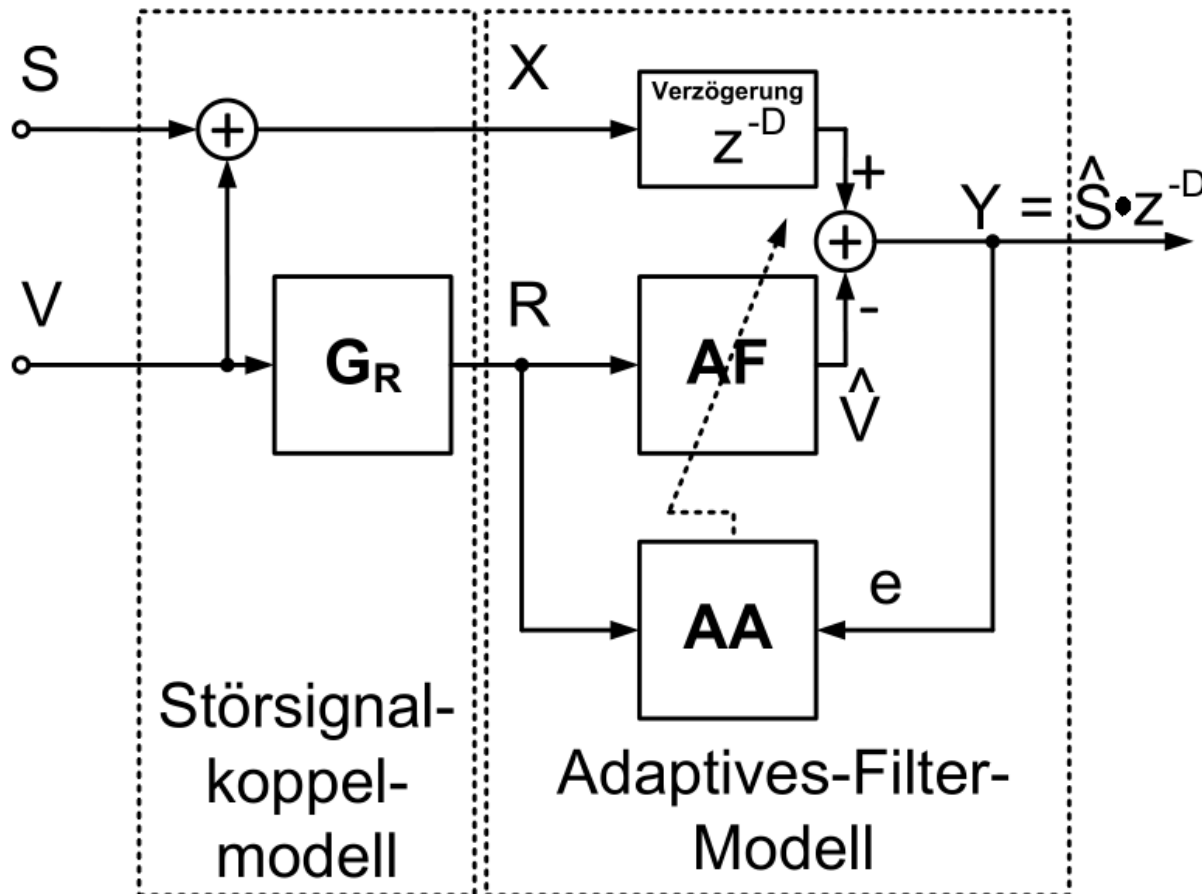
5. Adaptive Störsignalfilterung

5.1 Voraussetzungen



5. Adaptive Störsignalfilterung

5.2 Allgemeine Filterstruktur zur adaptiven Filterung von Störsignalen

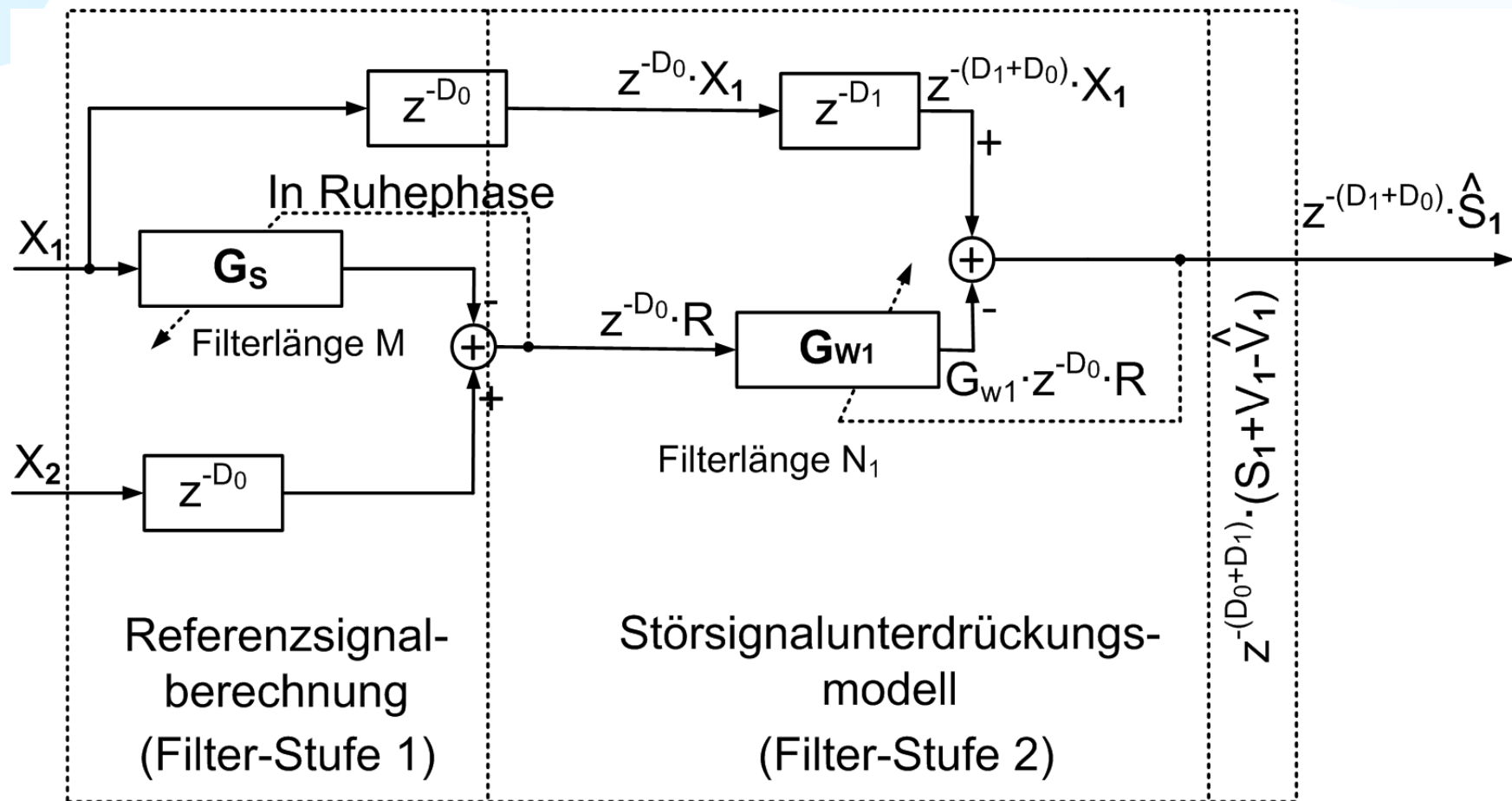


- S- Nutzsignal ungestört
- V- Störsignal
- G_R - Übertragungsfunktion des Referenzsensors
- R- Referenzsignal
- X- Messsignal
- Y- Ausgangssignal (Schätzung des Nutzsignals)
- AA-Adaptiver Algorithmus
- AF- Adaptives Filter

5. Adaptive Störsignalfilterung

5.3 Störunterdrückungssystem mit 2 adaptiven Filtern (2016)

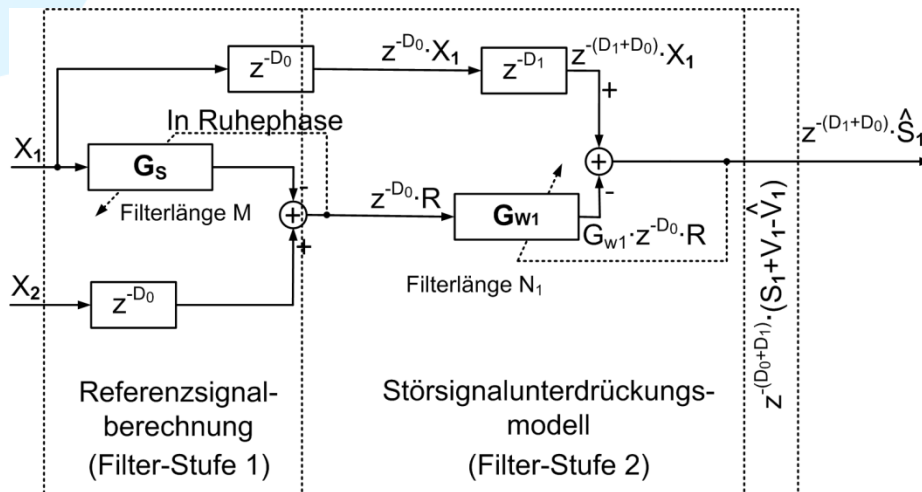
Kausale FIR-Struktur zur Störsignalunterdrückung mit zwei adaptiven Filterstufen



5. Adaptive Störsignalfilterung

5.3 Störunterdrückungssystem mit 2 adaptiven Filtern (2016)

Korrelation von Referenz- und Störsignal



$$R = X_2 - G_S \cdot X_1 \text{ wird Null, wenn } V_1 = V_2 = 0$$

$$\text{mit } X_2 = G_S \cdot S_1 + G_V \cdot V_1$$

$$= G_S \cdot S_1 + G_V \cdot V_1 - G_S \cdot X_1$$

$$= G_S \cdot S_1 + G_V \cdot V_1 - G_S \cdot S_1 - G_S \cdot V_1$$

$$= G_V \cdot V_1 - G_S \cdot V_1$$

$$R = V_1 \cdot (G_V - G_S)$$

Schätzung von G_S und G_V für Filterlänge 1

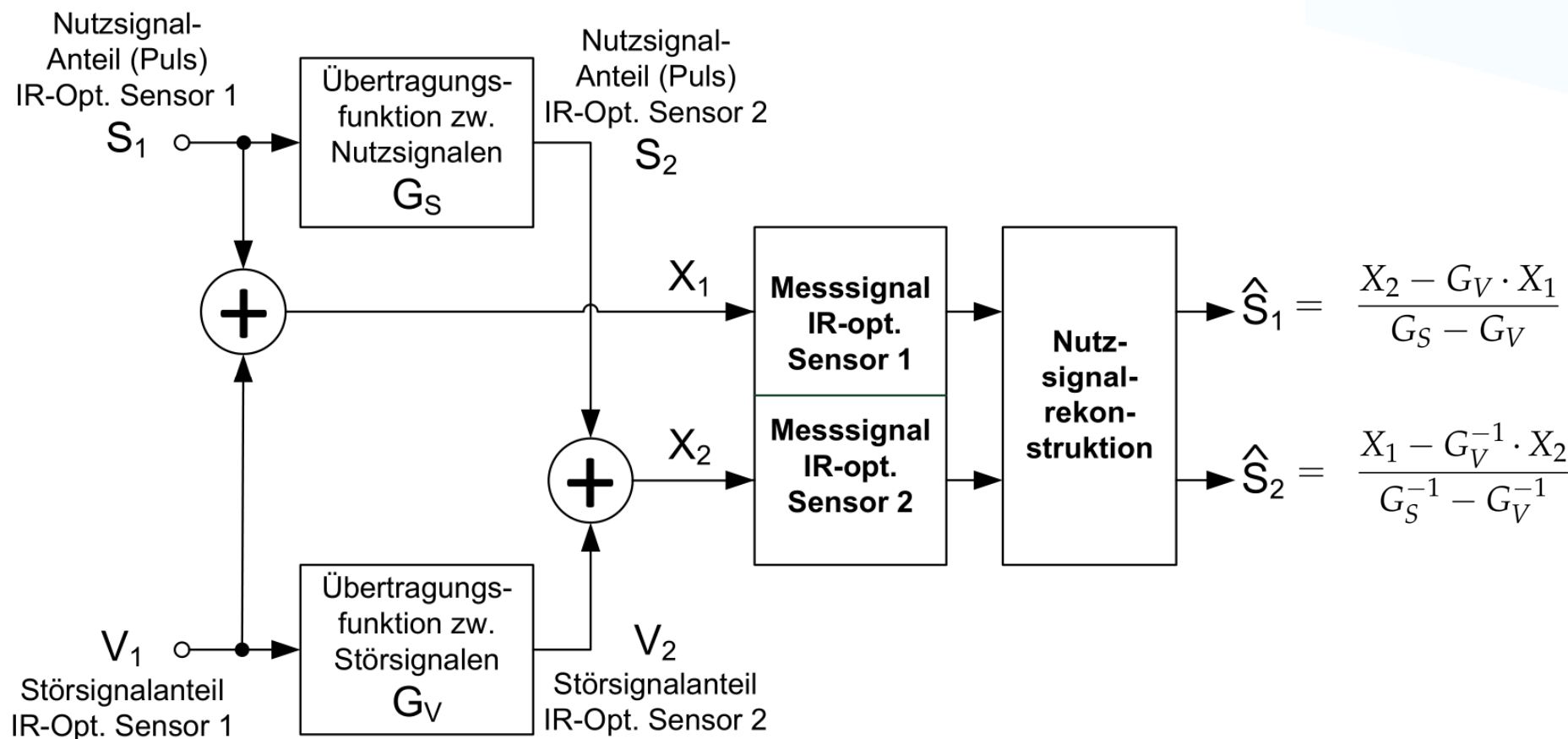
$$X_2 = G_S \cdot X_1$$

$$G_S \approx \frac{X_{2eff}}{X_{1eff}} \text{ wenn } V_1 = V_2 = 0$$

$$G_V = \frac{V_2}{V_1} \approx \sqrt{\frac{X_{eff,2}^2 - S_{eff,2}^2}{X_{eff,1}^2 - S_{eff,1}^2}}$$

5. Adaptive Störsignalfilterung

5.4 Filterstruktur mit konstanten Faktoren (2012)

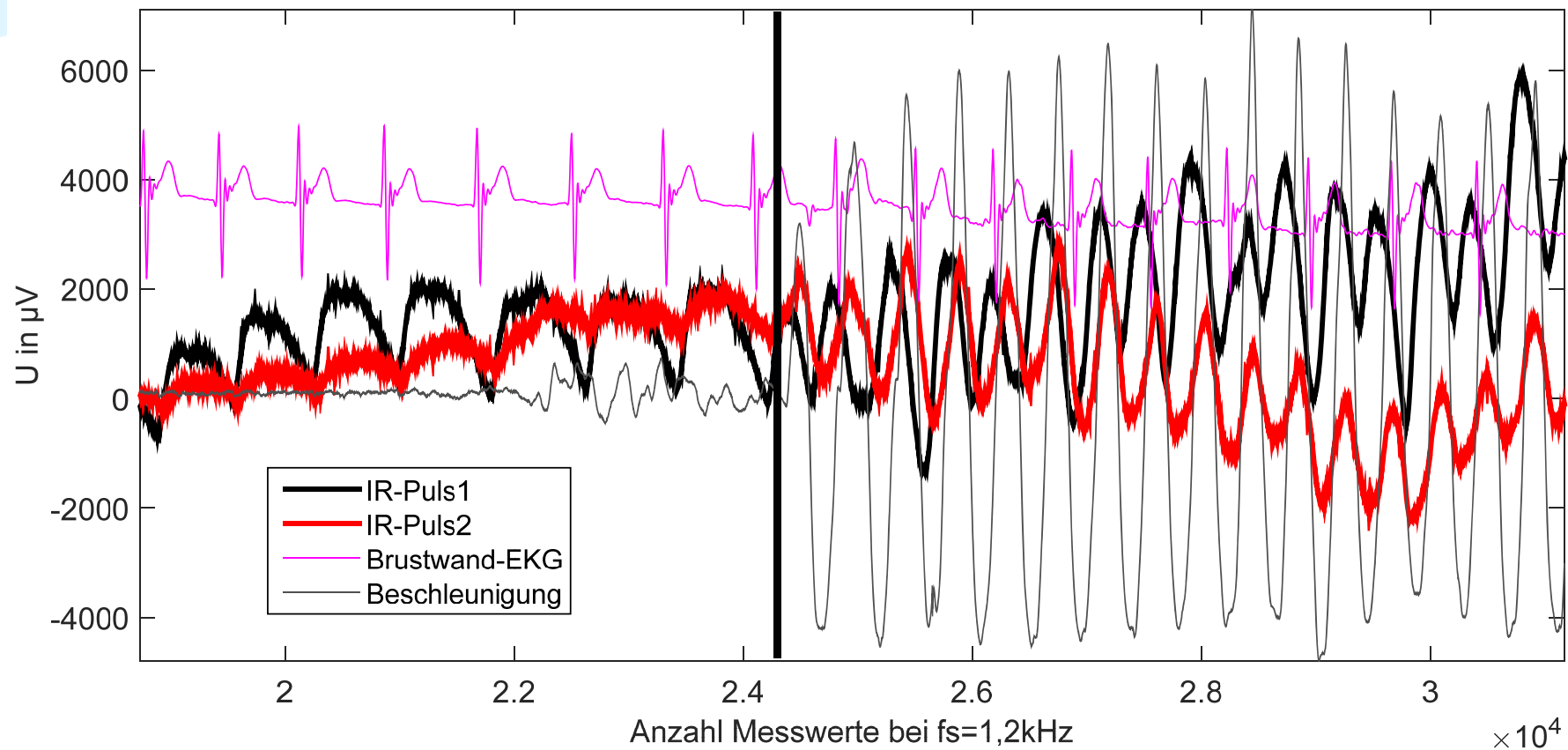


1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

6. Ergebnisse

6.1 Praxisbeispiel 1: Filterung mit konstanten Faktoren (2012)

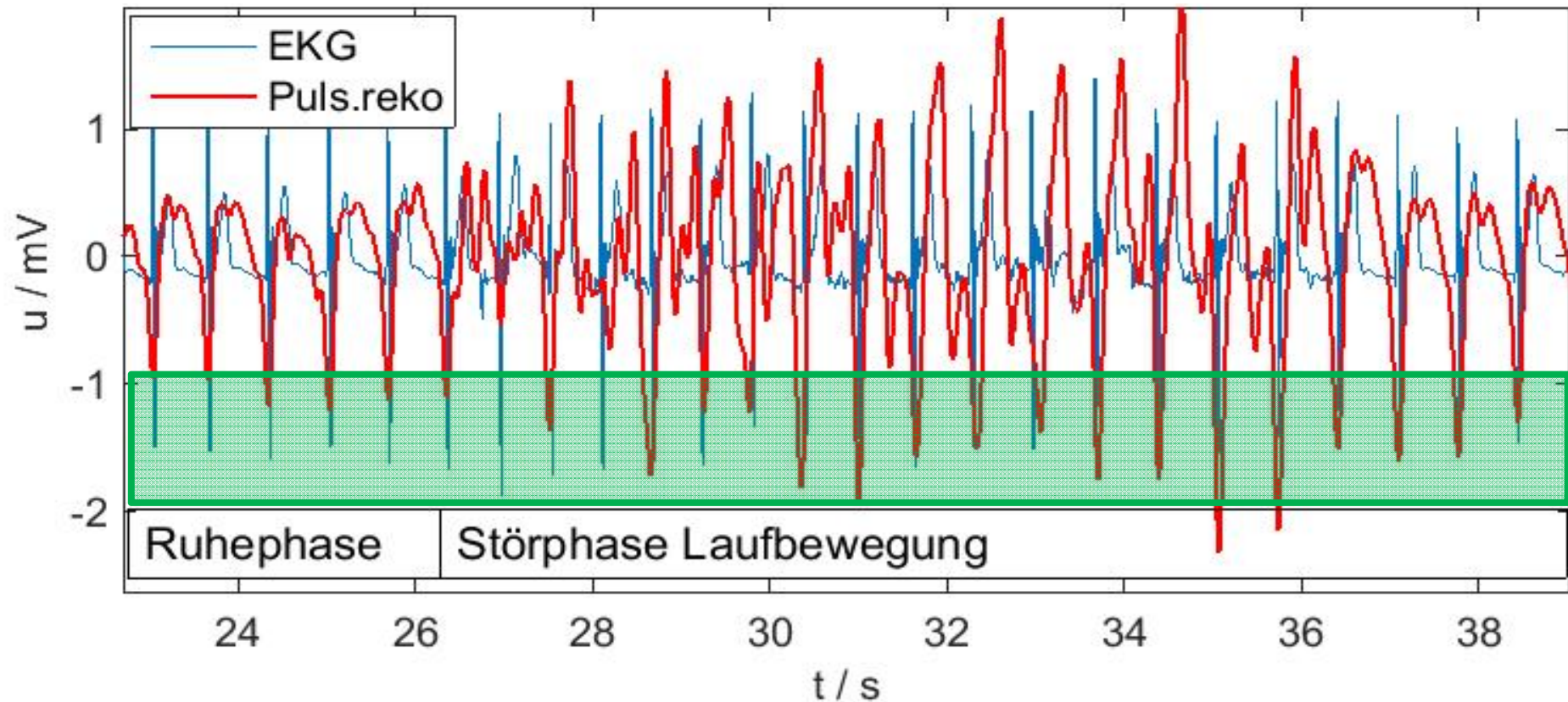
Rohdaten: Pulsmessung an der Schläfe beim Laufen auf einem Laufband



6. Ergebnisse

6.1 Praxisbeispiel 1: Filterung mit konstanten Faktoren (2012)

Gefilterte Daten an der Schläfe beim Laufen auf Laufband



-> Auswertbare negative Zacken bei jedem Herzschlag im grünen Bereich

6. Ergebnisse

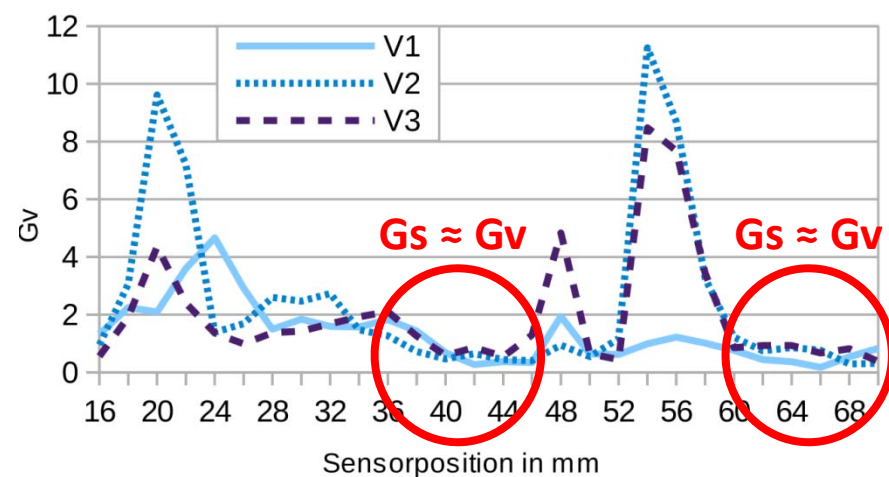
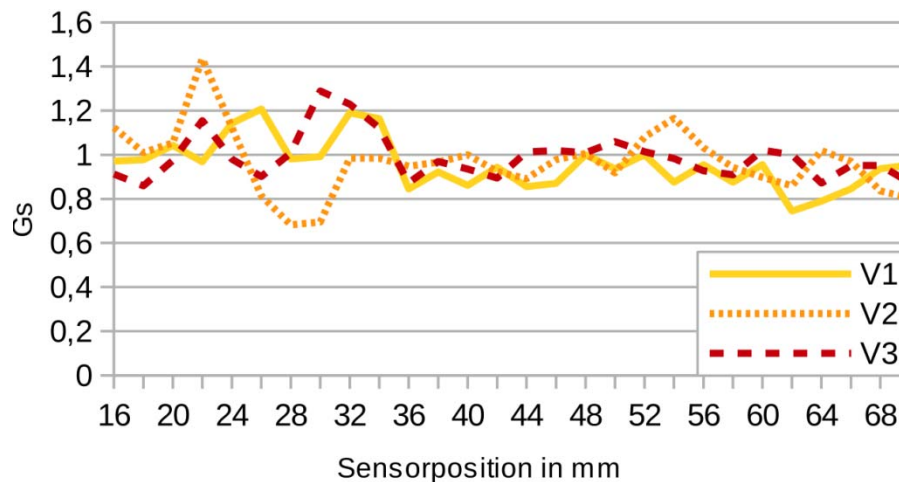
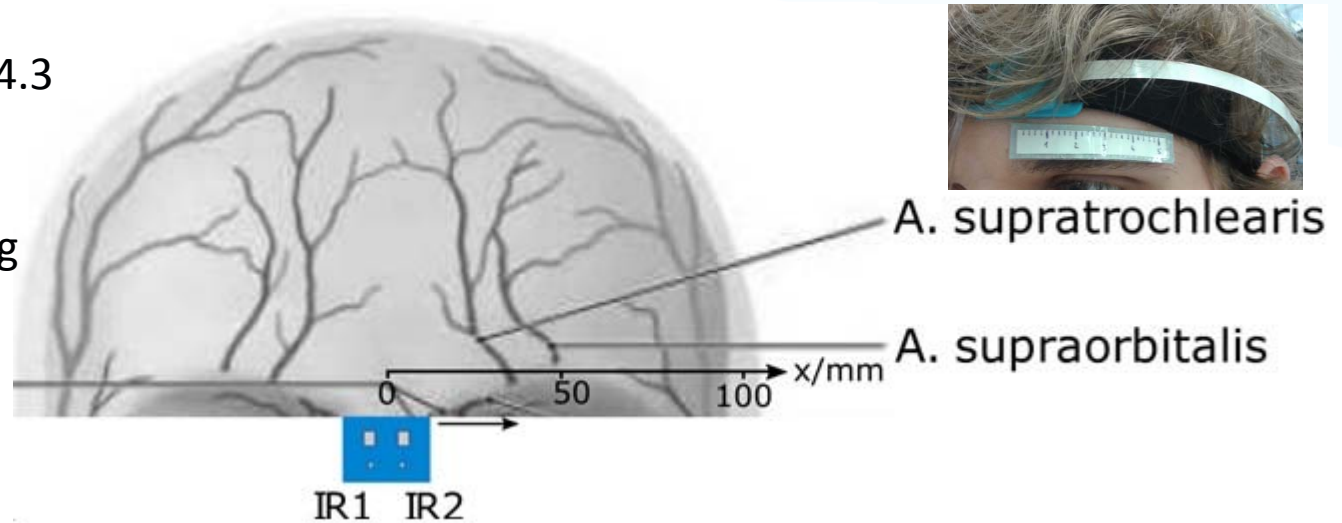
6.2 Untersuchung von Gs und Gv als Funktion des Messortes (2015)

Messung mit Sensor nach 4.3

Filterlänge 1

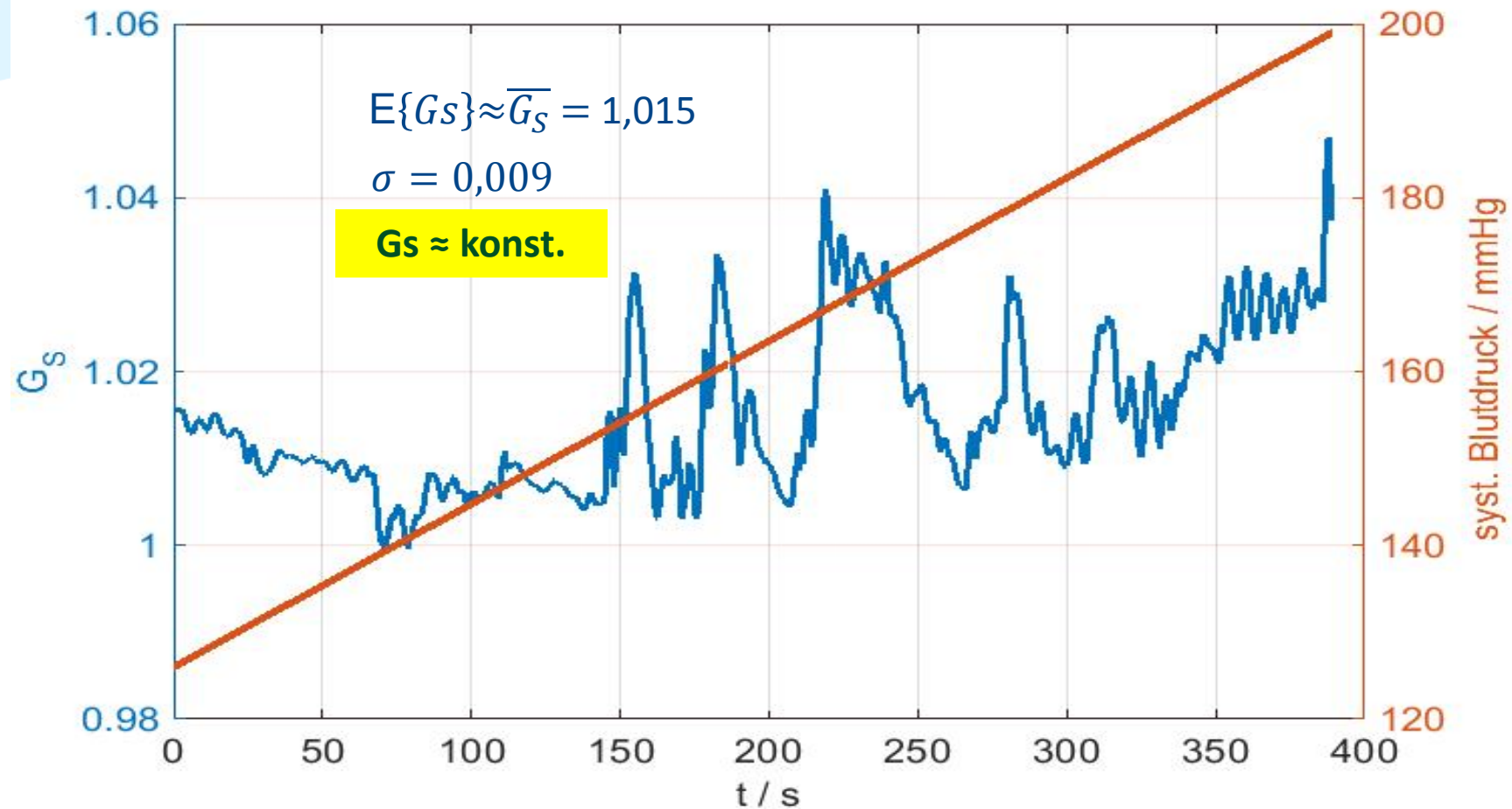
Gs in Ruhe mit V=0

Gv mit Shaker in Z-Richtung
und Bandpass-Filterung



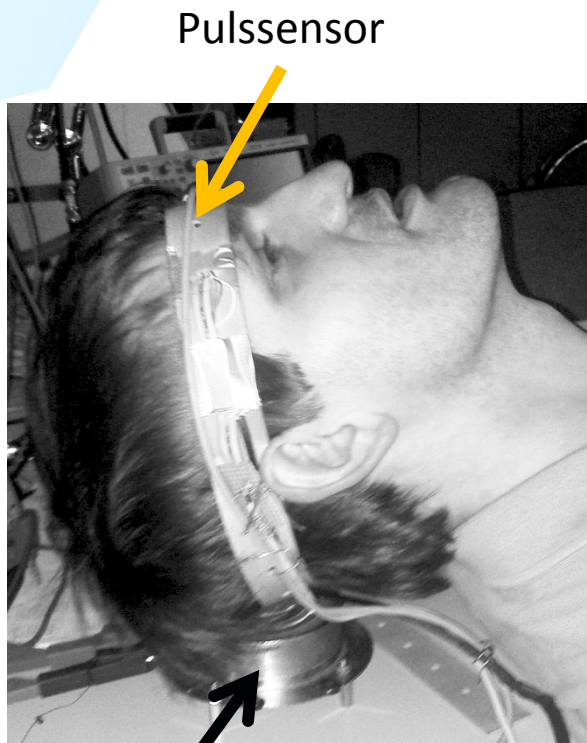
6. Ergebnisse

6.3 Untersuchung von G_s bei Belastung auf Ergometer ohne Störungen

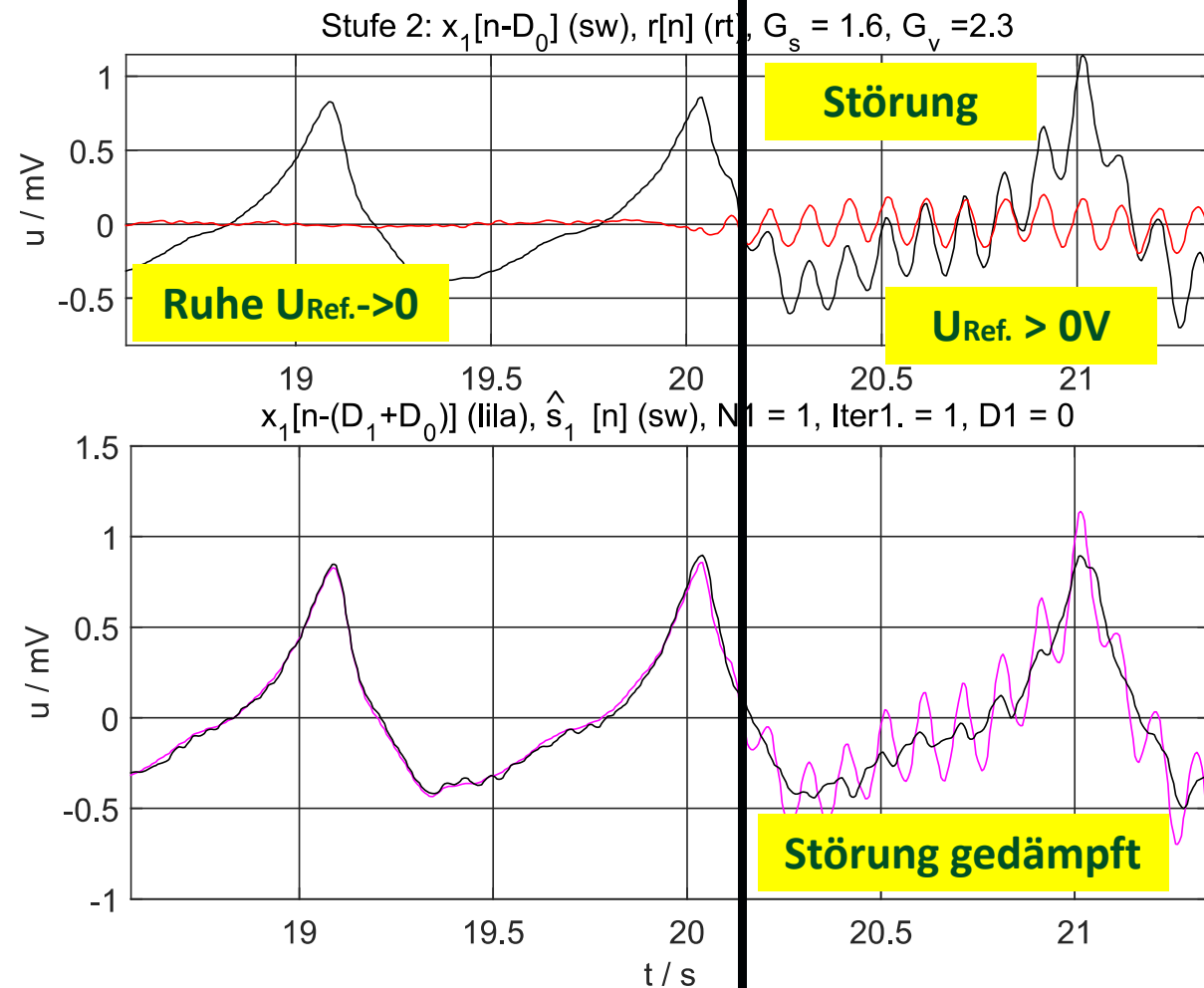


6. Ergebnisse

6.4 Praxisbeispiel 2: Stirn mit sinusförmiger 10Hz- Störung, s-Schätzung



Schwingungserreger

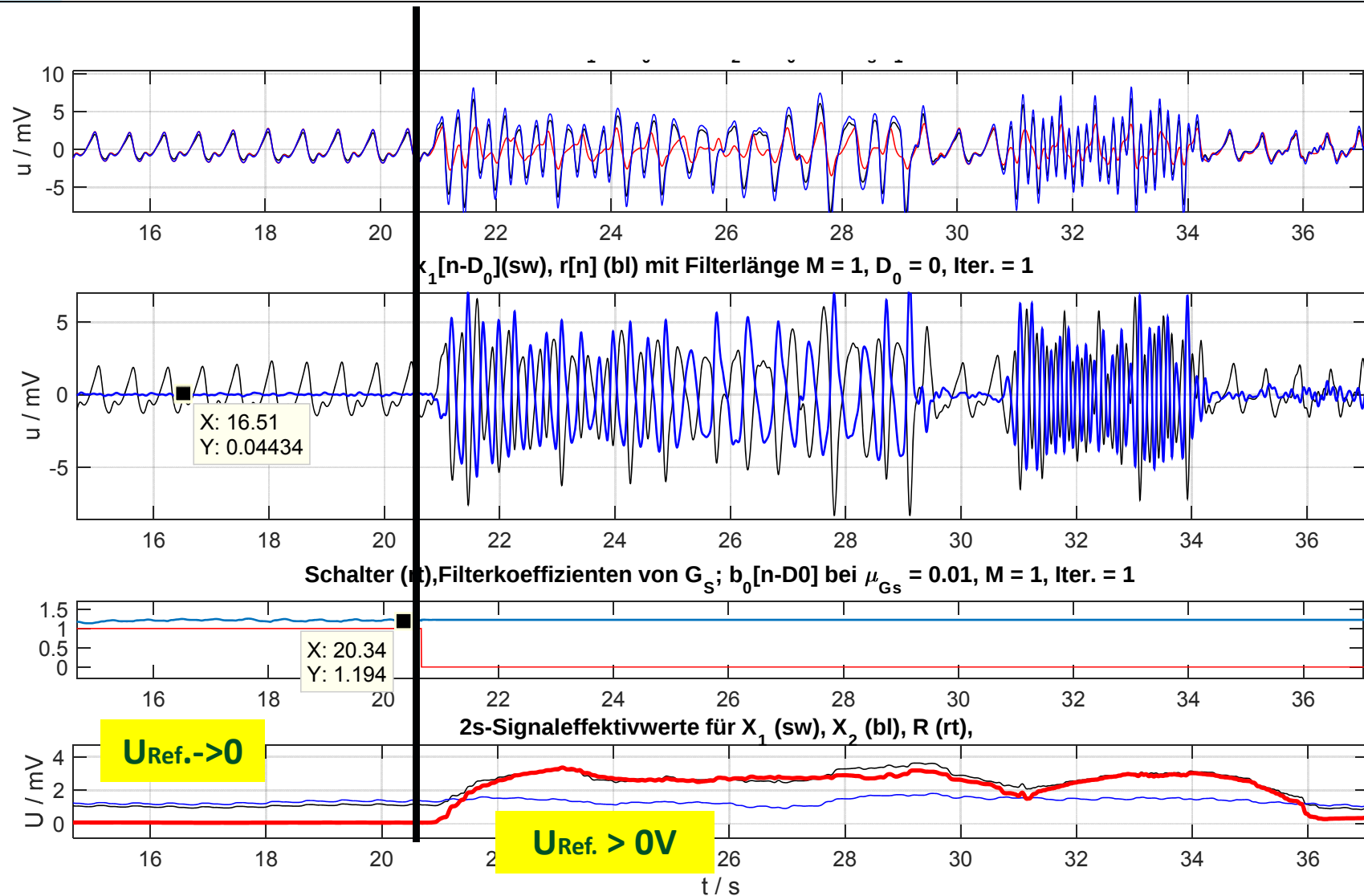




Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

6. Ergebnisse

6.5 Praxisbeispiel 3: Stirn Kopfwackeln seitlich, R-Schätzung (2015)

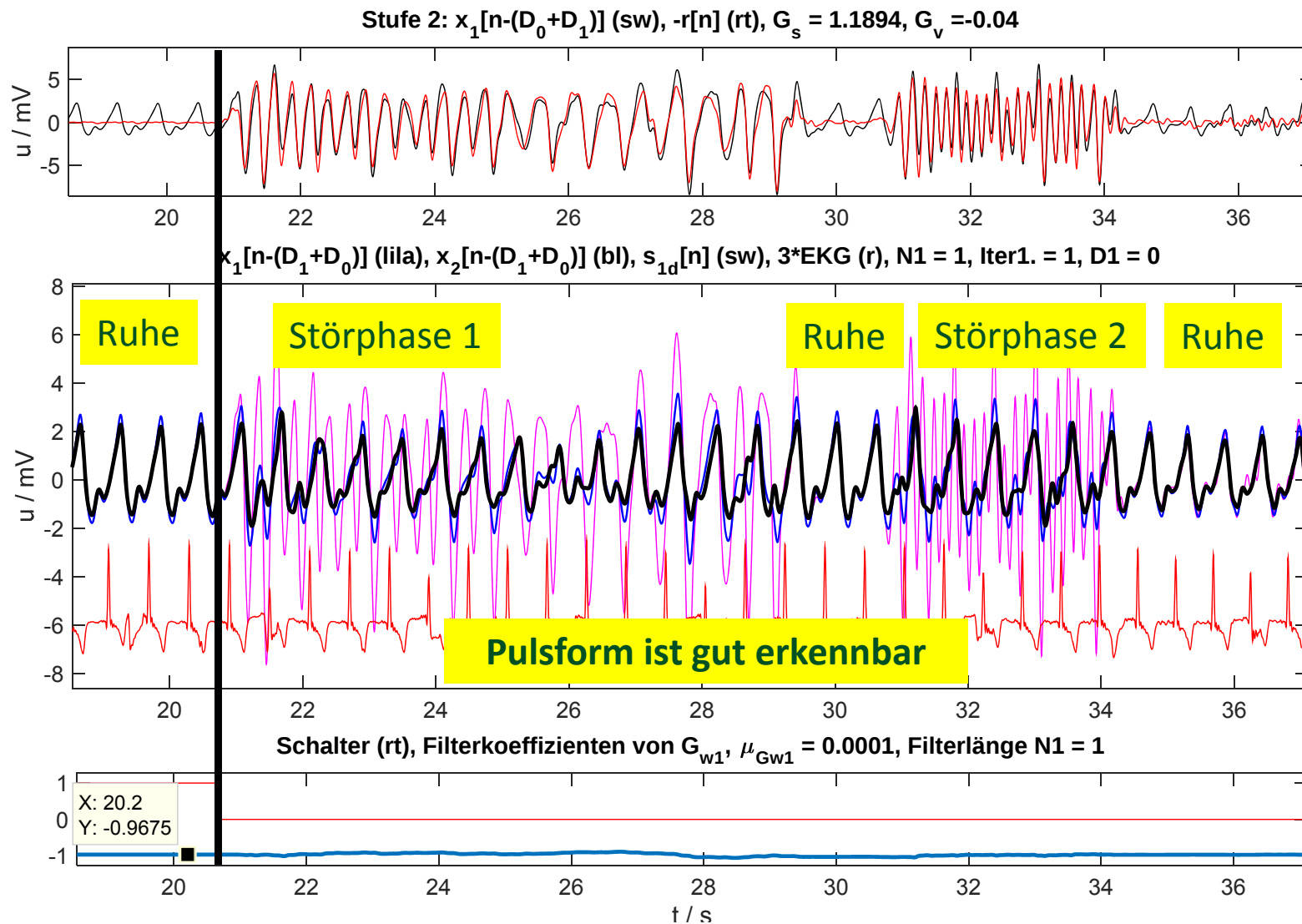




Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

6. Ergebnisse

6.5 Praxisbeispiel 3: Stirn Kopfwackeln seitlich, s-Schätzung (2015)

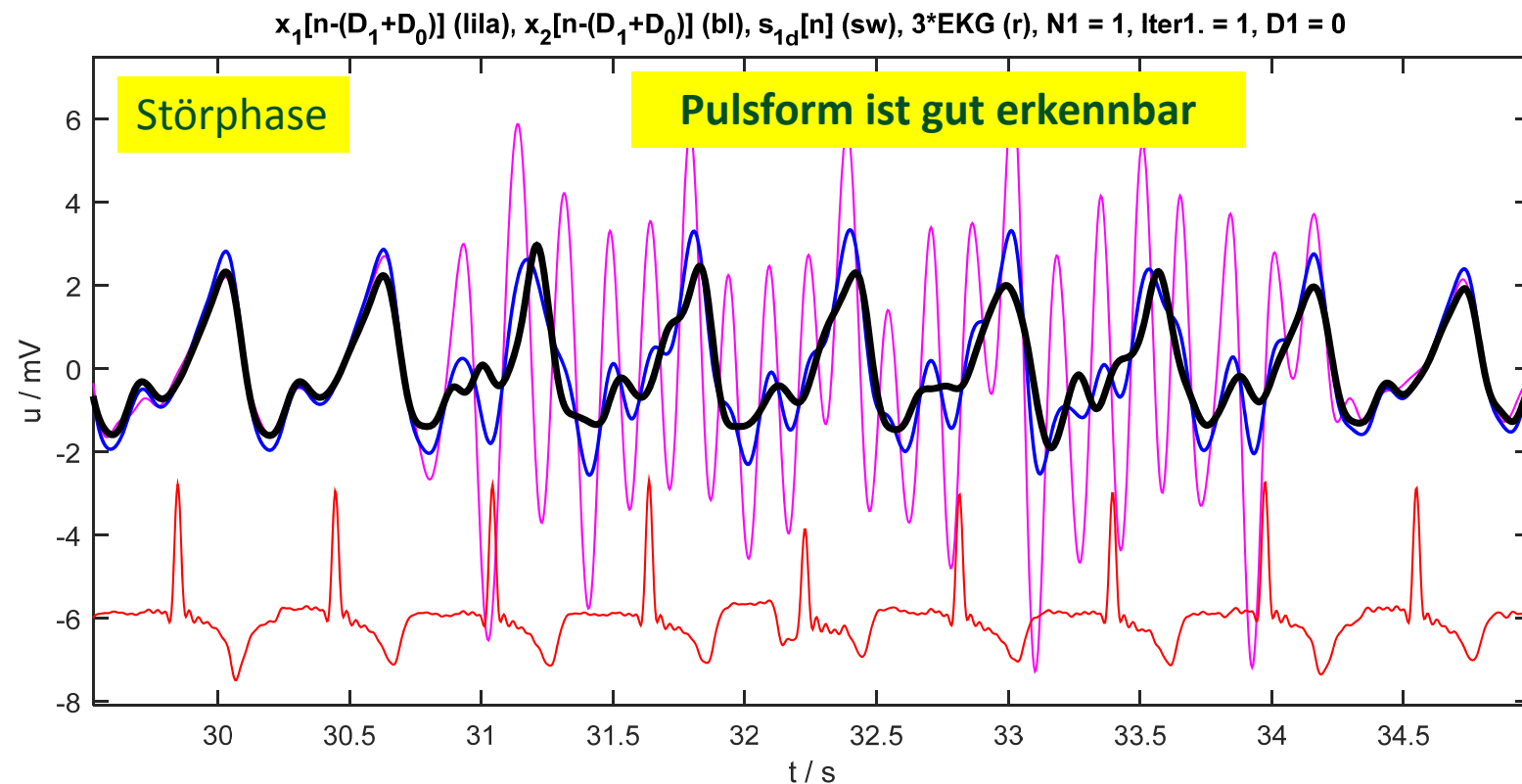
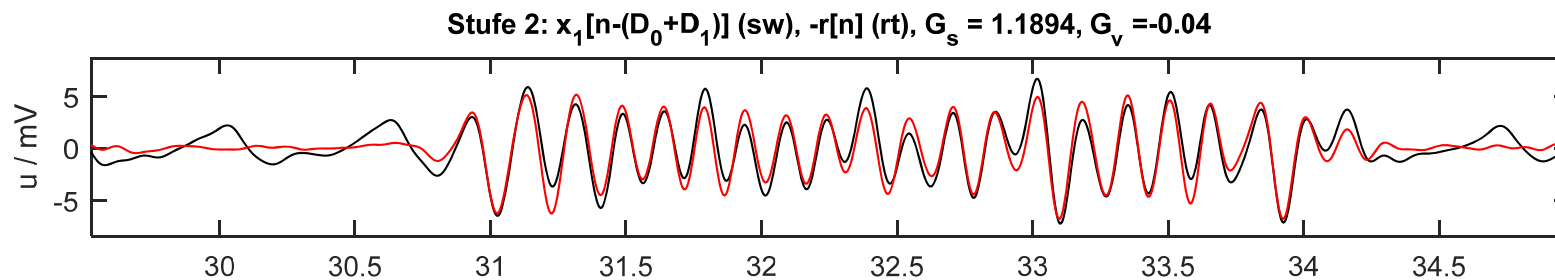




Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

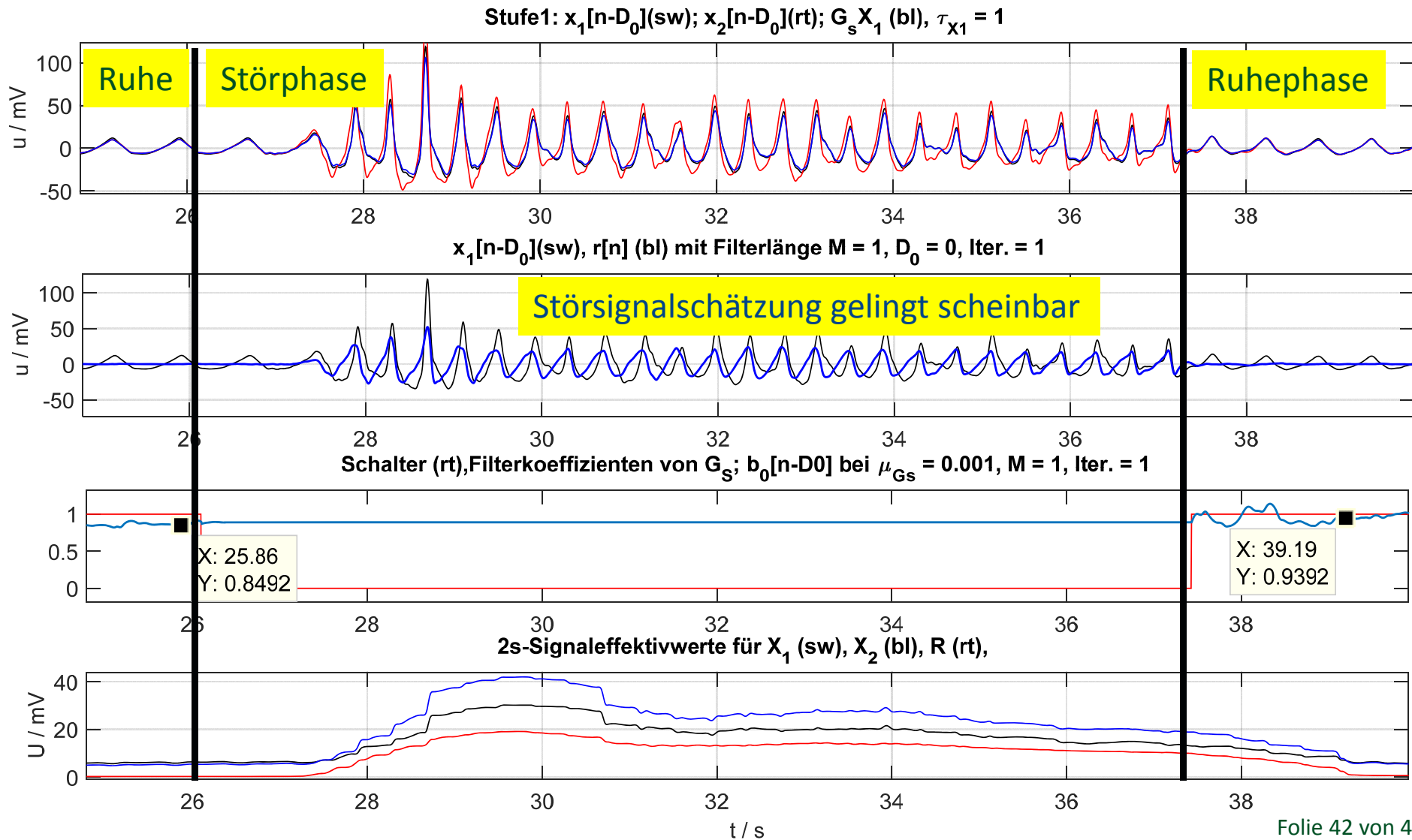
6. Ergebnisse

6.5 Praxisbeispiel 3: Zoom Stirn Kopfwackeln seitlich, s-Schätzung



6. Ergebnisse

6.6 Negativbeispiel: Stirnmessung beim Joggen, s-Schätzung (2016)





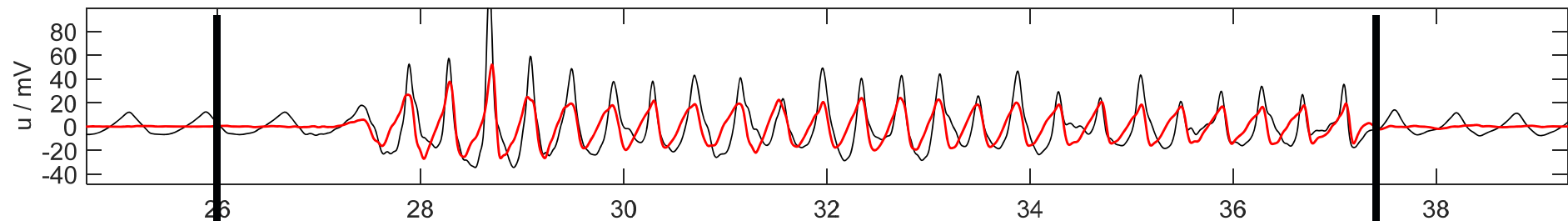
Ein Verfahren zur störungsarmen Erfassung der Pulsfrequenz unter Bewegungsbedingungen

6. Ergebnisse

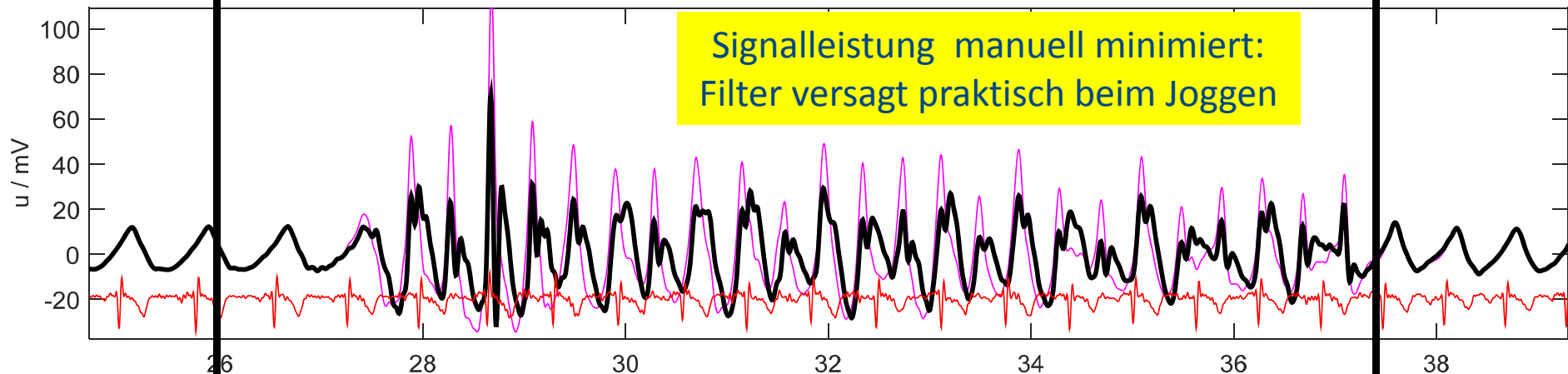
6.6 Negativbeispiel: Stirnmessung beim Joggen, R-Schätzung (2016)



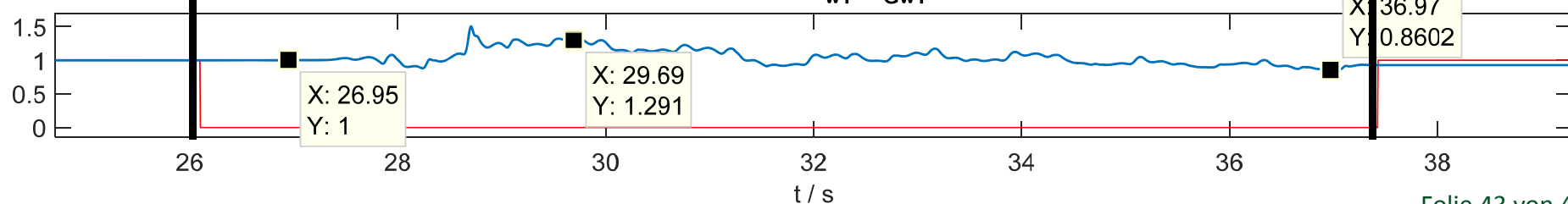
Stufe 2: $x_1[n-(D_0+D_1)]$ (sw), $r[n]$ (rt), $G_s = 0.825$, $G_v = 1.65$



$x_1[n-(D_1+D_0)]$ (lila), $s_{1d}[n]$ (sw), EKG (r), $N1 = 1$, Iter1. = 1, $D1 = 5$



Schalter (rt), Filterkoeffizienten von G_{w1} , $\mu_{Gw1} = 1e-05$, Filterlänge $N1 = 1$



1. Einleitung
2. Vergleich des SNR von Pulssensoren
3. Auswahl eines geeigneten Messortes
4. Sensoren für die mobile Pulsmessung
5. Adaptive Störsignalfilterung
6. Ergebnisse
7. Zusammenfassung und Ausblick

7. Zusammenfassung

Der aktuelle mobile Pulssensor ist für weitere Forschungsarbeiten geeignet.

Das adaptive Filter mit der Länge 1 funktioniert :

- 1.) **sehr gut** mit berechneten, simulierten Störungen
 - 2.) **gut** bei definiert eingprägten z.B. 10Hz – Bewegungsstörungen
 - 3.) **zum Teil** auch mit realen Bewegungsstörungen wie leichtes Kopfschütteln. ($a < \pm 0,5 \cdot g$)
- in modifizierter Form mit Datenvorverarbeitung lässt sich der Algorithmus auch schon beim Joggen und bei Stirnrunzeln $t < 5s$ erfolgreich zur Pulsfrequenzmessung anwenden.

Die Schätzung eines störungskorrelierten Referenzsignals ist ohne zusätzlichen Referenzsensor möglich.

-> Beschleunigungssensoren erfassen nicht alle Störungen am Messort (z.B. Unterarm).

Bei Messungen am Körper treten noch nicht ausreichend erforschte Einflüsse auf.

- 1.) Veränderung von G_s (und relativ schnelle von G_v) während einer Störphase
- 2.) Phasenverschiebungen und Formverzerrung zwischen den gemessenen Signalen in Ruhe- und Störphasen



7. Ausblick

- 1.) Umfangreiche empirische Untersuchung der Messbedingungen am Körper.
- 2.) Erforschung der Grenzen des aktuellen Algorithmus.
- 4.) Untersuchung der Übertragungsfunktionen G_s und G_v an verschiedenen Probanden und bei verschiedenen Bewegungssituationen.
- 5.) Multisensoranordnung für Beschleunigung der X-, Y-, Z-Komponente
- 6.) Erweiterung des Sensors für Messung der Sauerstoffsättigung (SpO_2).



Vielen Dank

an meine Betreuer,

1. Prof. Laukner
2. Prof. Pliquett
3. Prof. Ewald
- ...

an die Kolleginnen und
Kollegen sowie ...

an die vielen Studenten

2008



2016

1. Artem Gnylytskyy (BA)
2. Daniel Engmann (Großer Diplombeleg)
3. Frank Hesse (Großer Diplombeleg)
4. Markus Schönfeld (Großer Beleg)
5. David Minker (DA)
6. Thomas Heidler (BA)
7. Patrick Weber (BA)
8. Christian Eisenhut (MA)
9. Thomas Lohse (MA)
10. Duc van Luong (MA)
11. Christian Weustink (BA)
12. Chris Gansauge (BA)
13. Robert Thiel (BA)



**Vielen Dank
für Ihre
Aufmerksamkeit**

A2. Faltung

Faltung eines Signals an einem LTI-System

$$\Psi g x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} g(\tau) \cdot x(t - \tau) d\tau$$

Faltung diskreter Signale

$$y(k) = \sum_{i=0}^k g(i) \times x(k - i) := g(k) * x(k)$$

Polynommultiplikation:

$$y(1) = g(1) * x(1)$$

$$y(2) = g(1) * x(2) + g(2) * x(1)$$

$$y(3) = g(1) * x(3) + g(2) * x(2) + g(3) * x(1)$$

...

$$y(n) = g(1) * x(n) + g(2) * x(n-1) + \dots + g(n) * x(1)$$

...

$$y(2 * n - 1) = g(n) * x(n)$$

A3. Fouriertransformation 1

- > Korrelation eines Signals mit einer Familie von Mustersignalen, die untereinander orthogonal (unkorreliert) sind
- > Informationsgehalt von $x(t)$ wird in die Lineartransformierte X_m übertragen

Allgemeine Definition einer Fouriertransformierten

$$\underline{X}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j2\pi f \cdot t} \cdot dt \quad \underline{X}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j\omega t} \cdot dt$$

Allgemeine Definition einer Fourier-Rücktransformierten

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \underline{X}(f) \cdot e^{j2\pi f \cdot t} \cdot df$$

A3. Fouriertransf. 4- Leistungsdichtespektrum

Fouriertransformierte der Autokorrelationsfunktion

Spektrale Leistungsdichte:

gibt die auf die Frequenz bezogene Leistung eines Signals in einem infinitesimalen Frequenzband an

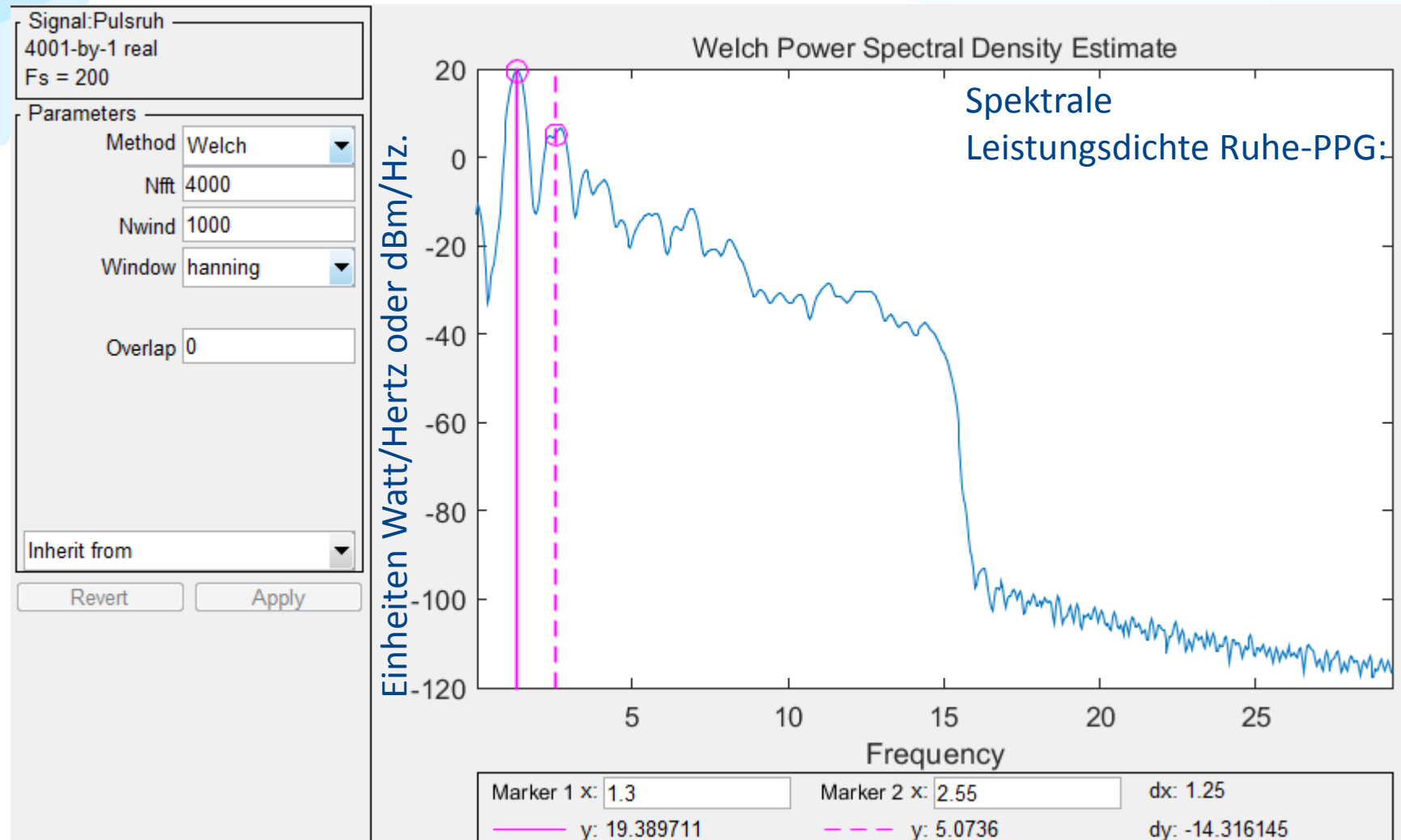
$$S_{XX}(\omega) = F(r_{xx})(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} r_{xx}(t) e^{-i\omega t} dt$$

Autokorrelationsfunktion:

$$r_{xx}(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T f(\tau) \overline{f(t + \tau)} d\tau$$

Für Zufallsprozesse muss **Ergodizität** vorausgesetzt werden, damit man die Statischen Eigenschaften aus nur einer Musterfunktion bestimmen kann. Nur für eine **stationäre Verteilung** ist die Korrelationsfunktion nicht mehr von der Zeit t abhängig

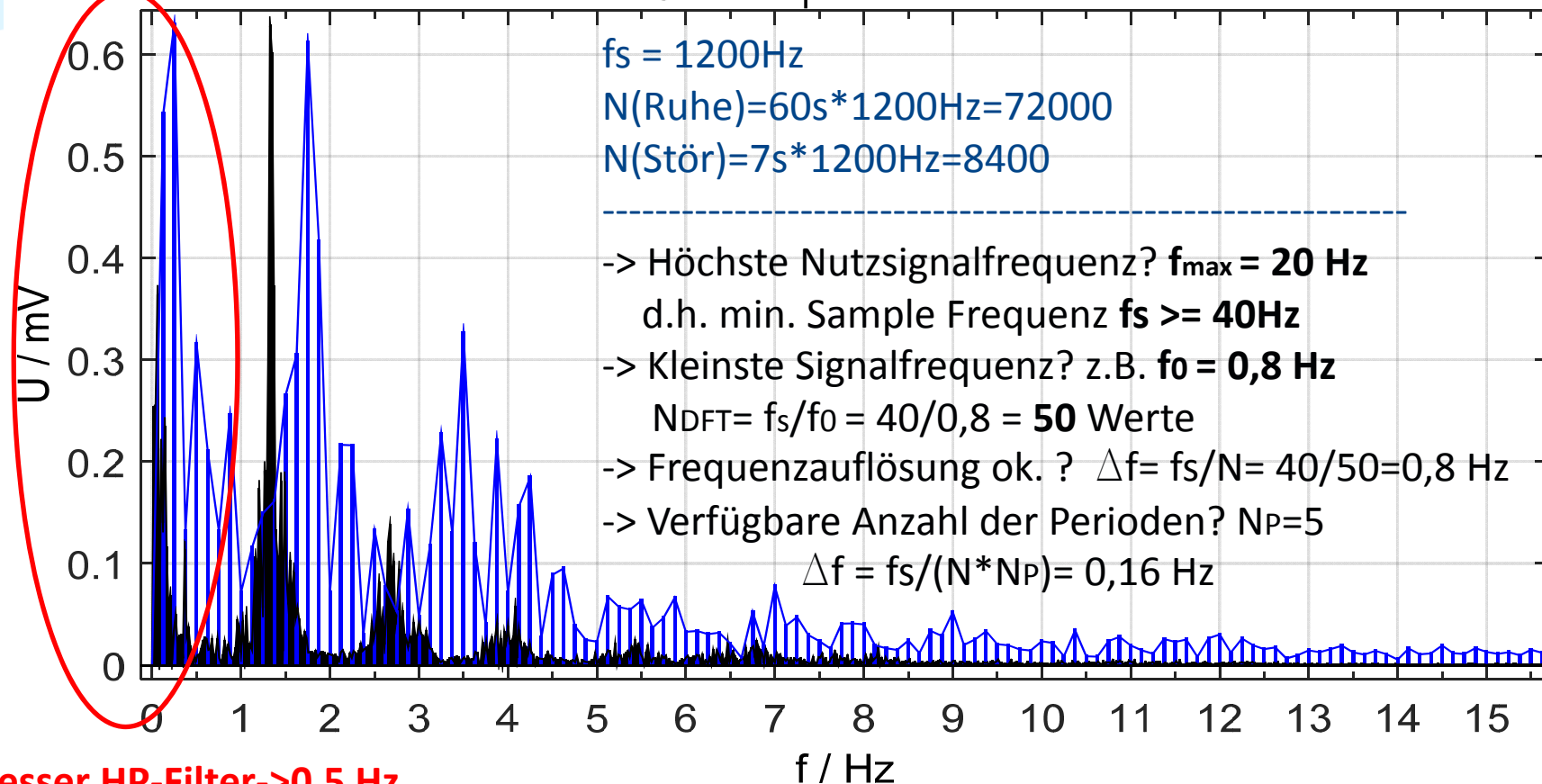
A3. Fouriertransf. 4- Leistungsdichtespektrum



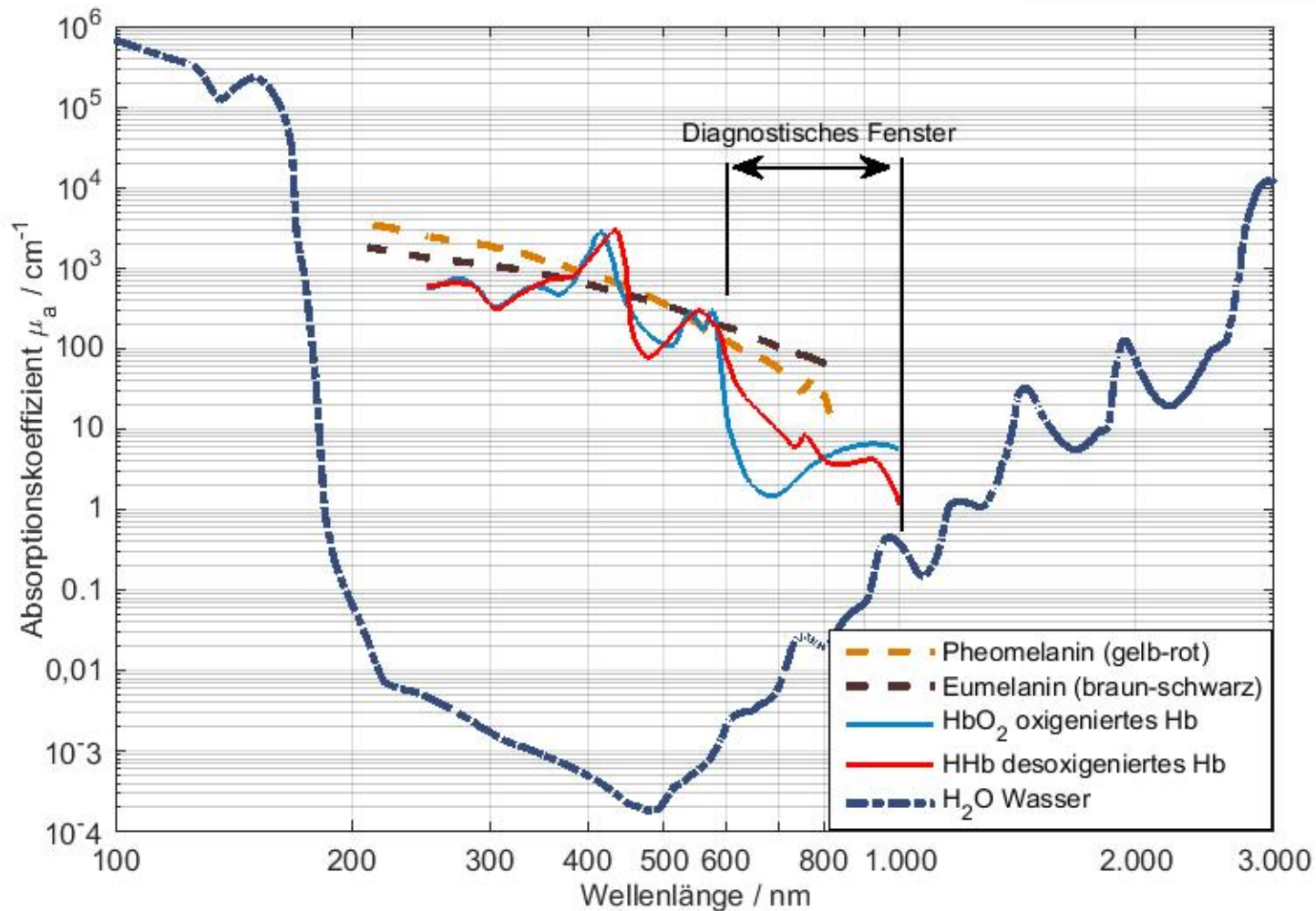
A3. Fouriertransf. 4- Leistungsdichtespektrum

Fouriertransformierte eines Ruhe PPGs

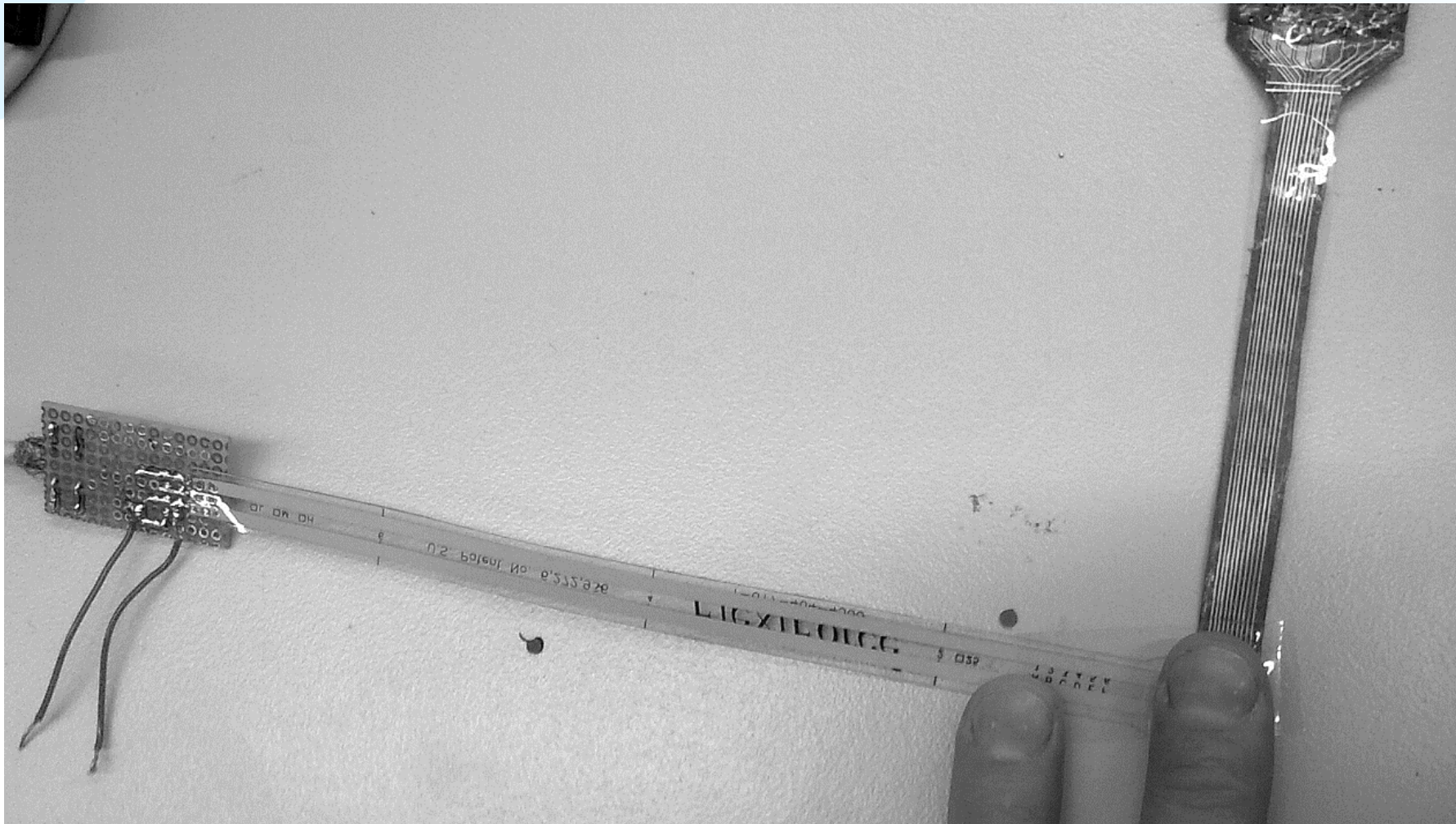
Amplitudenspektrum des Pulssignals X_1 in Ruhe (sw) und bei Kopfschütteln (bl)



A4. Absorptionsspektren von Hämoglobin

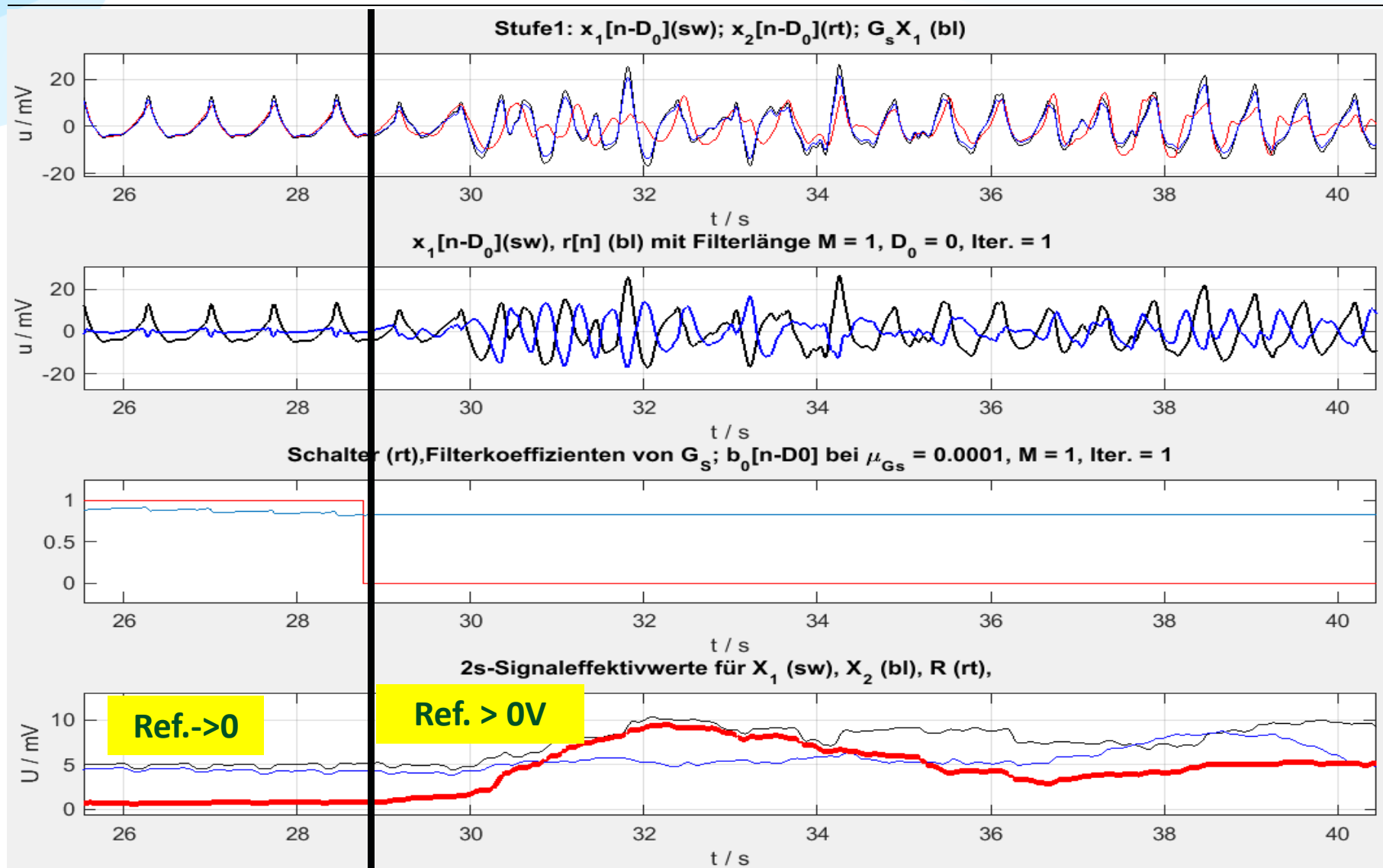


A8. Andruckmessung am Finger



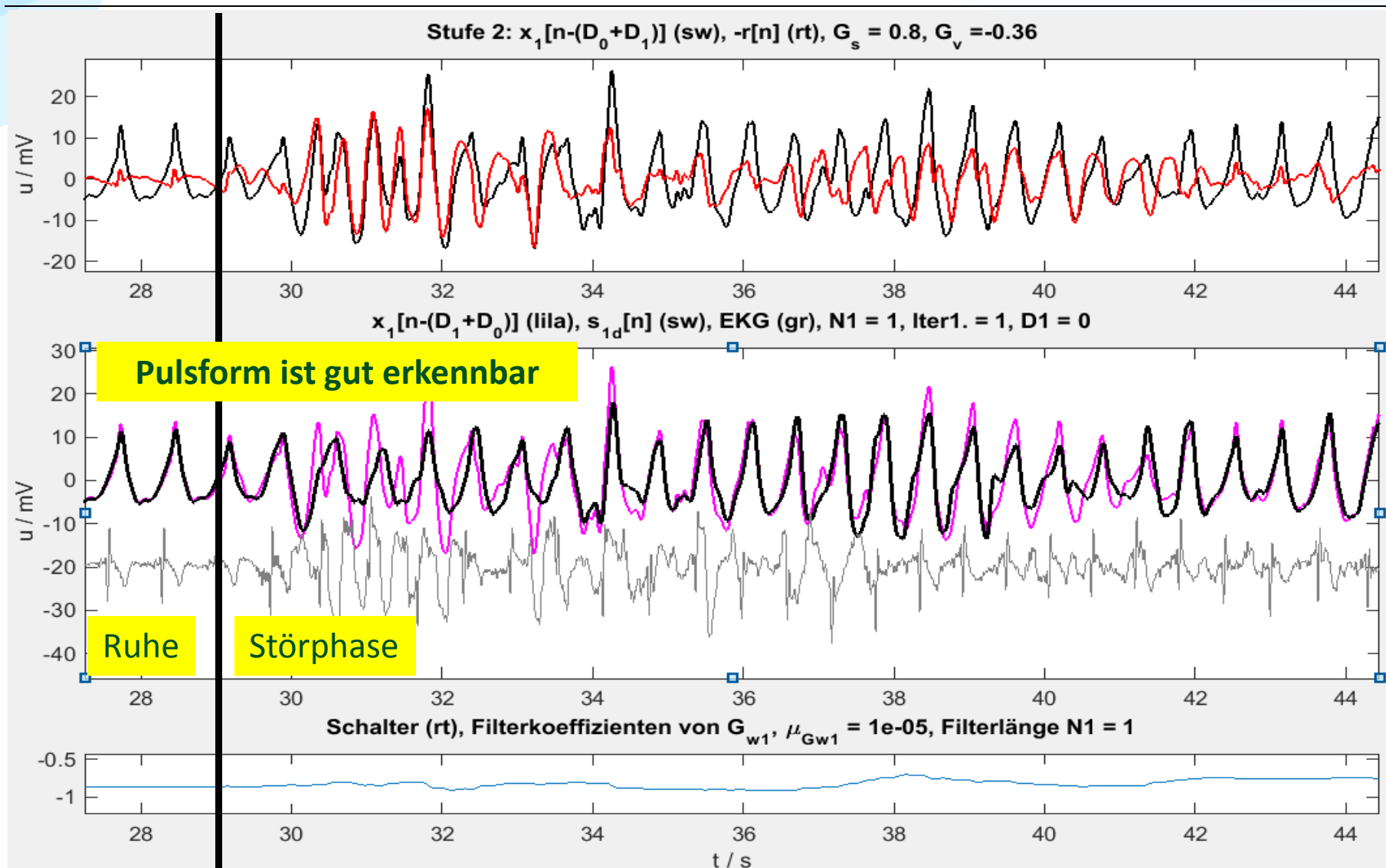
6. Ergebnisse

6.4 Praxisbeispiel 2: Stirn mit schwachen Störungen, R-Schätzung

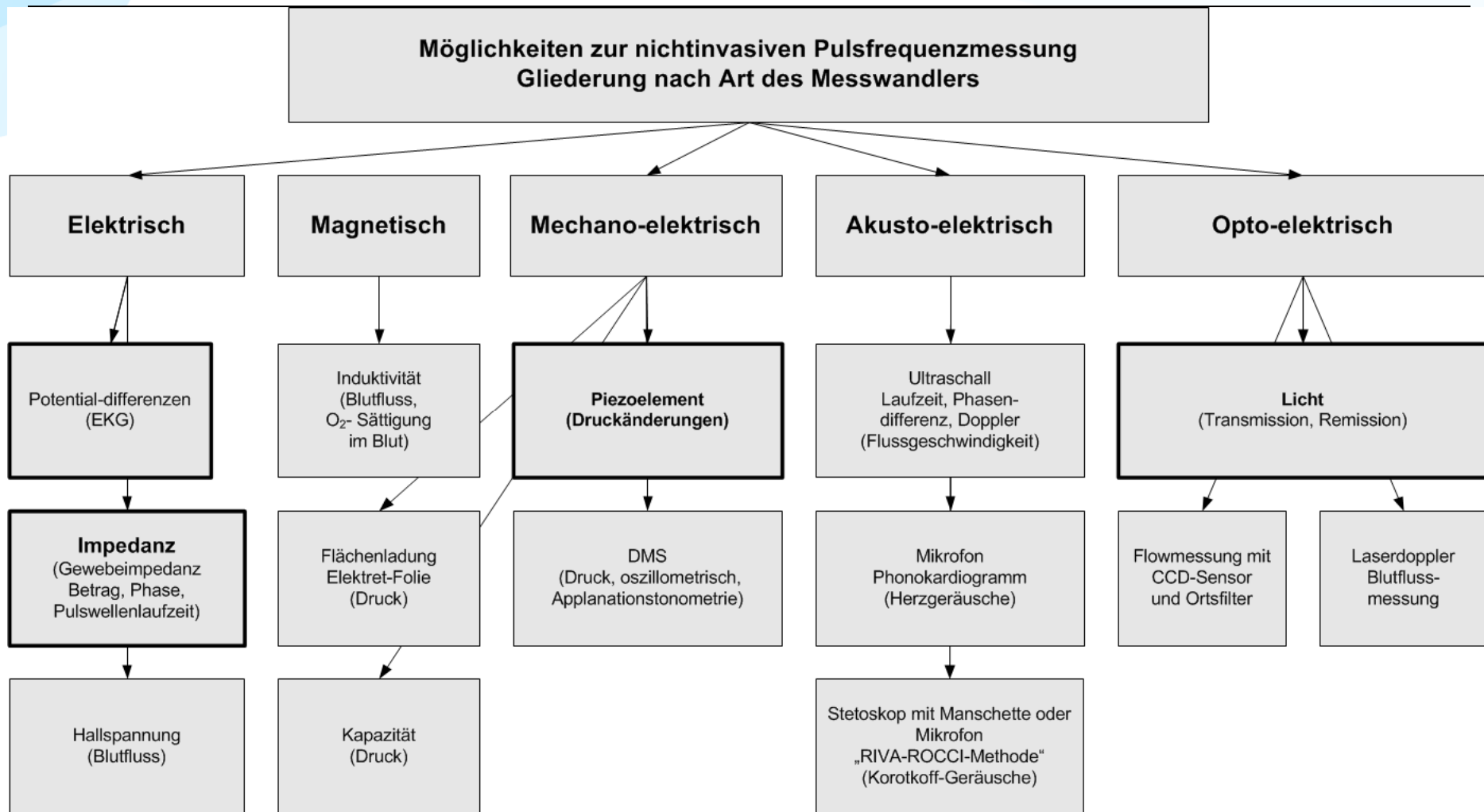


6. Ergebnisse

6.4 Praxisbeispiel 2: Stirn mit schwachen Störungen, S-Schätzung



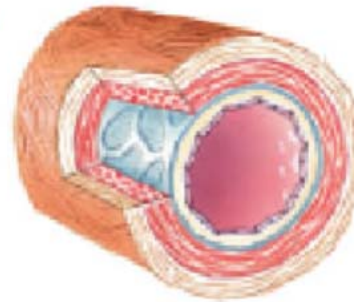
A8. Messprinzipübersicht



A9 Sensorik zur PPG-Messung

Gefäßtyp	mittlerer Durchmesser	mittlere Wandstärke
-----------------	------------------------------	----------------------------

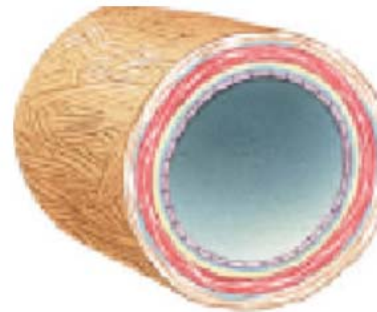
Arterien	4 mm	1 mm
-----------------	-------------	-------------



Kapillaren	8 µm	0.5 µm
-------------------	-------------	---------------



Venen	5 mm	0.5 mm
--------------	-------------	---------------



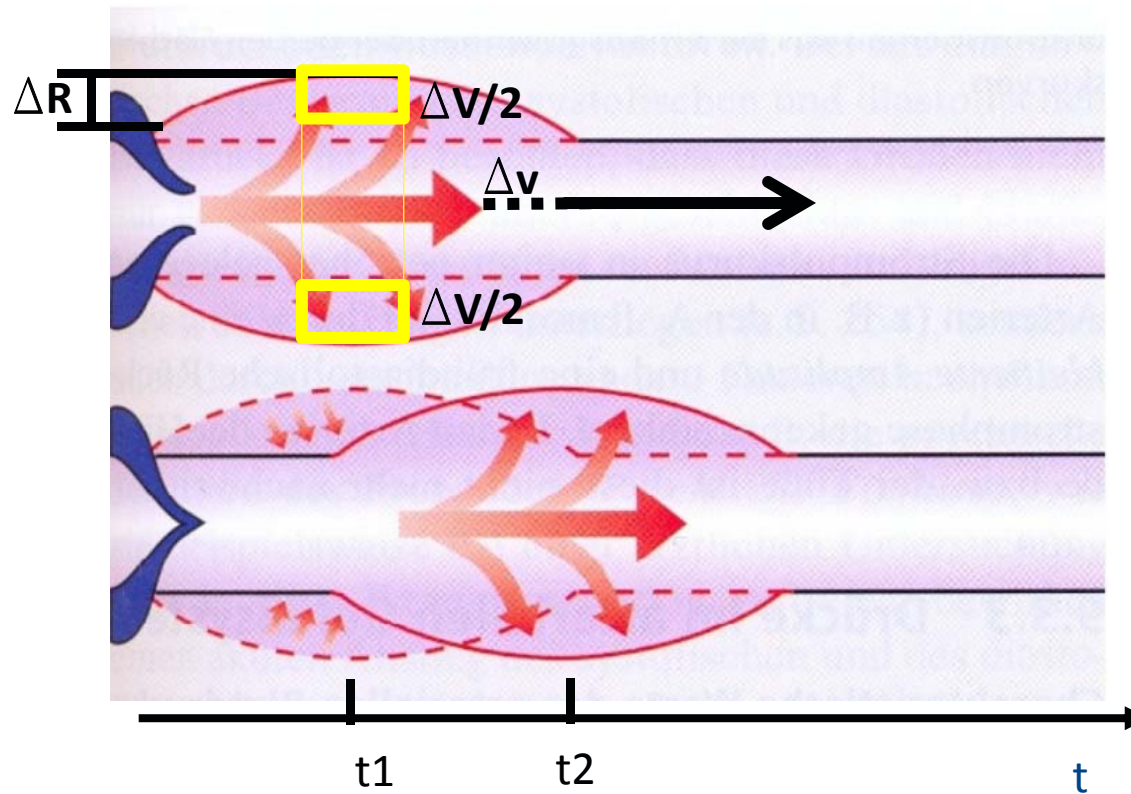
www.cortex-medical.com

Quelle: https://e3.physik.uni-dortmund.de/~suter/Vorlesung/Medizinphysik_06/3_Folien.pdf

2. SNR von Pulssensoren bei Störbeeinflussung

2.1 Ursache von druckbasierten Pulssignalen

Druckwelle (Pulswelle) bewegt sich durch die Arterien



Änderung des:

ΔR – Radius

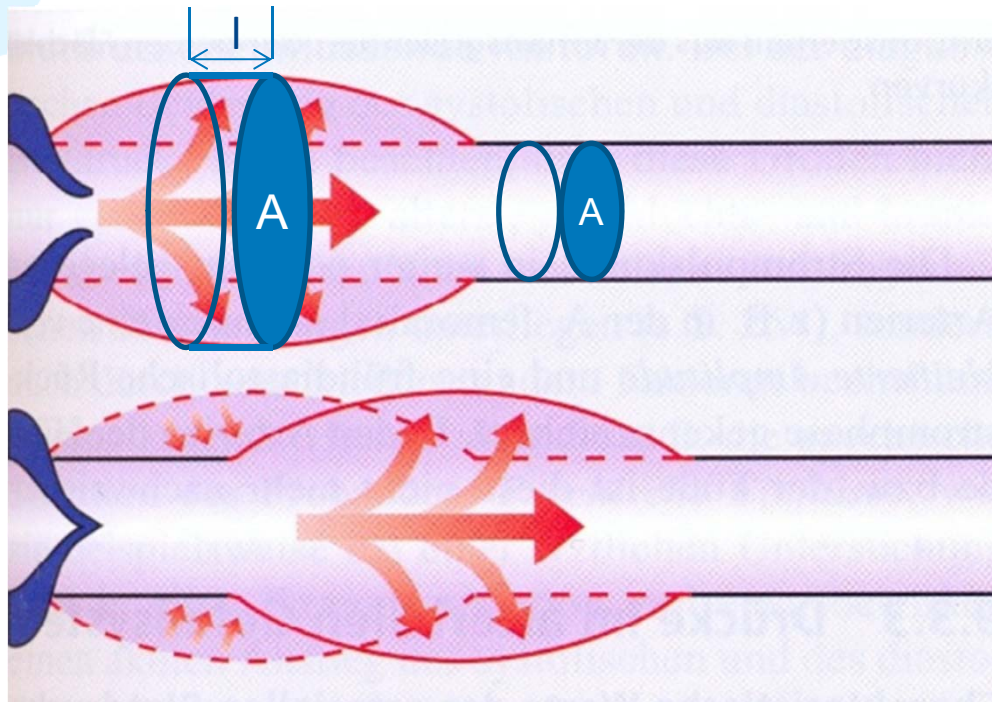
ΔV – Volumen

Δv – Flussgeschwindigkeit
(Ausrichtung der Erythrozyten)

Quelle: Thews, Mutschler, Vaupel: Anatomie Physiologie Pathophysiologie des Menschen

A9 Sensorik zur PPG-Messung

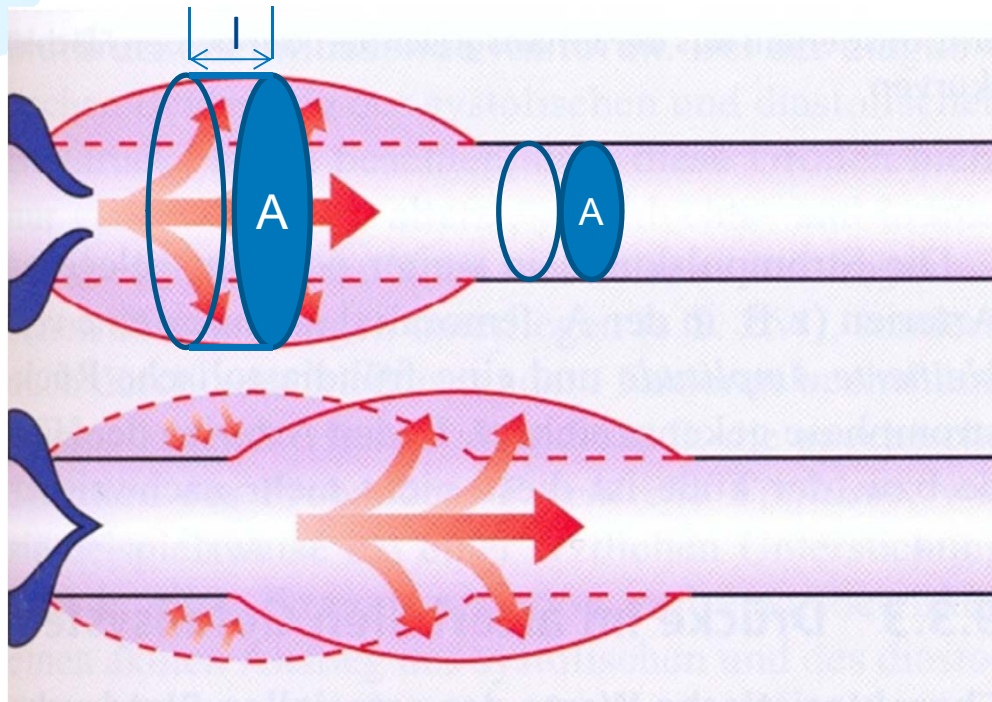
9.1 Prinzip der Impedanzmessung



$$R = \frac{\rho \cdot l}{A}$$
$$R = \frac{\rho \cdot l}{r^2 \cdot \pi}$$
$$dR = \frac{-2 \cdot dr \cdot \rho \cdot l}{r^3 \cdot \pi}$$

A9 Sensorik zur PPG-Messung

9.1 Prinzip der Impedanzmessung

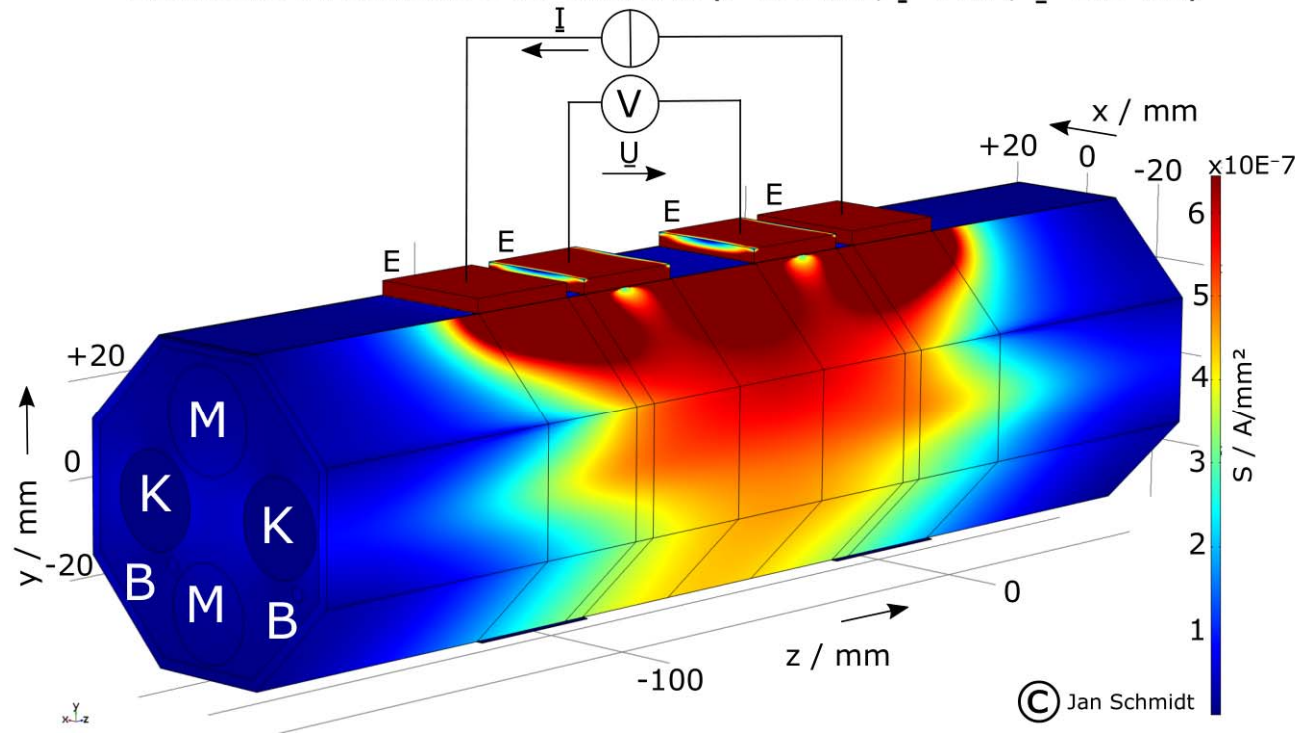


$$R = \frac{\varrho \cdot l}{A}$$
$$R = \frac{\varrho \cdot l}{r^2 \cdot \pi}$$
$$dR = \frac{-2 \cdot dr \cdot \varrho \cdot l}{r^3 \cdot \pi}$$

A9 Sensorik zur PPG-Messung

9.1 Messprinzip Impedanzmessung

Elektrische Stromdichte S im Unterarm ($f=100$ kHz, $I=1$ mA, $U=110$ mV)



Änderung des
Volumens bzw.
des Radius der Arterien

$$R = \frac{\varrho \cdot l}{A}$$

$$R = \frac{\varrho \cdot l}{r^2 \cdot \pi}$$

$$dR = \frac{-2 \cdot dr \cdot \varrho \cdot l}{r^3 \cdot \pi}$$

Abbildung 2.6.: Simulation des Strömungsfeldes im Unterarm. E: Elektroden, K: Knochen, M: Muskel, B: Blutgefäße.

A9 Sensorik zur PPG-Messung

9.2 Messprinzip Druckdifferenzmessung

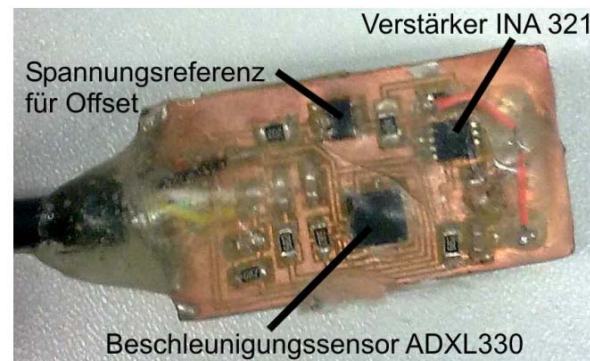
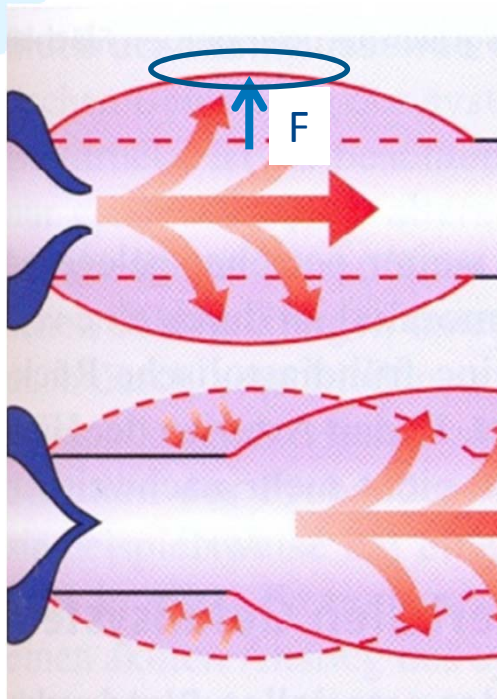


Abbildung B.4.: Piezosensor Bestückungsseite.

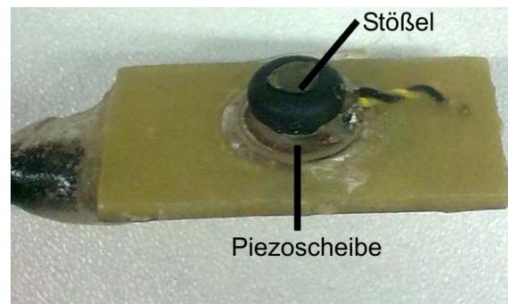


Abbildung B.5.: Piezosensor von unten.

$$dV \rightarrow dx \rightarrow dQ \rightarrow dU|$$

$$Q = K \cdot F$$

$$u = -uc$$

$$u = -\frac{1}{C} \int_{-\infty}^t idt$$

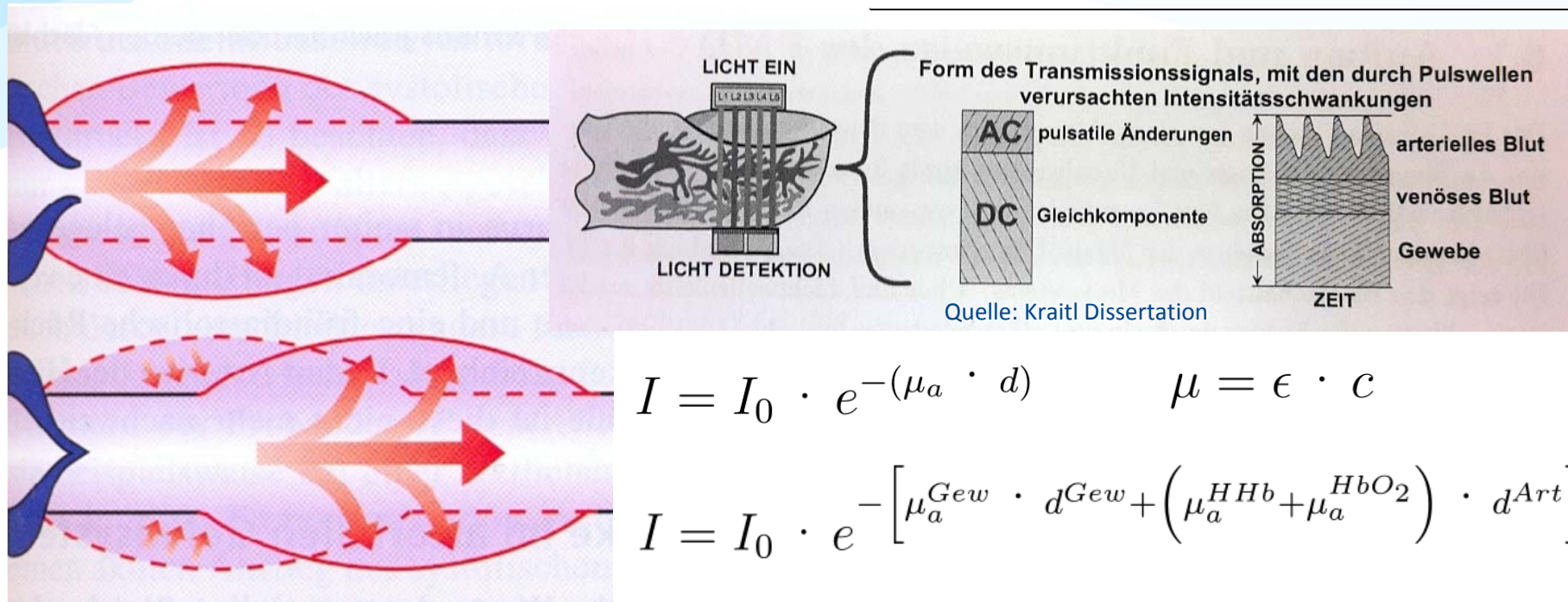
$$Q = \int_{-\infty}^t idt$$

$$u = -\frac{Q}{C}$$

$$u = -\frac{K \cdot F}{C}$$

A9 Sensorik zur PPG-Messung

9.3 Messprinzip Photoplethysmographie PPG



$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu_a \cdot d)} \quad \mu = \epsilon \cdot c$$

$$I = I_0 \cdot e^{-\left[\mu_a^{Gew} \cdot d^{Gew} + \left(\mu_a^{HHb} + \mu_a^{HbO_2} \right) \cdot d^{Art} \right]}$$

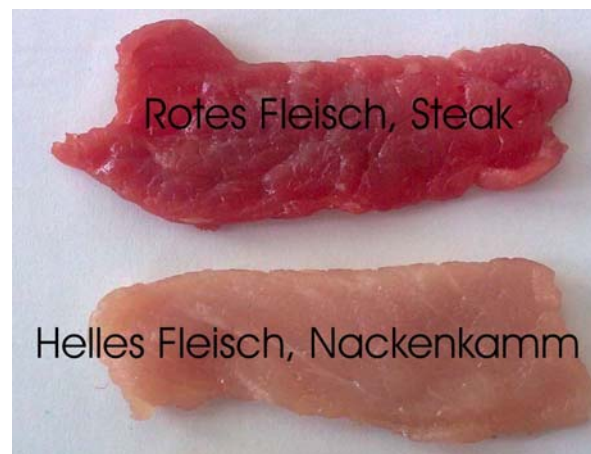
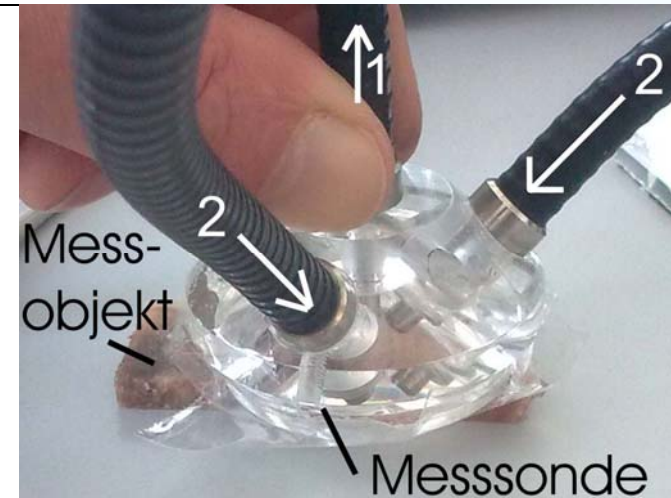
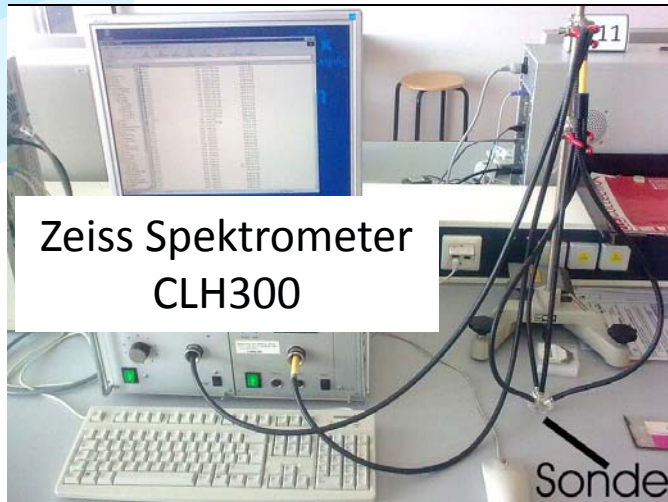
I – Photostrom, I_0 – Eingekoppelter Photostrom

μ - Absorptionskoeffizient in 1/mm

ϵ - Extinktionskoeffizient

A7. Reflexion an Fleisch und Knochen

Messaufbau zur Remissionsmessung



A7. Reflexion an Fleisch und Knochen

