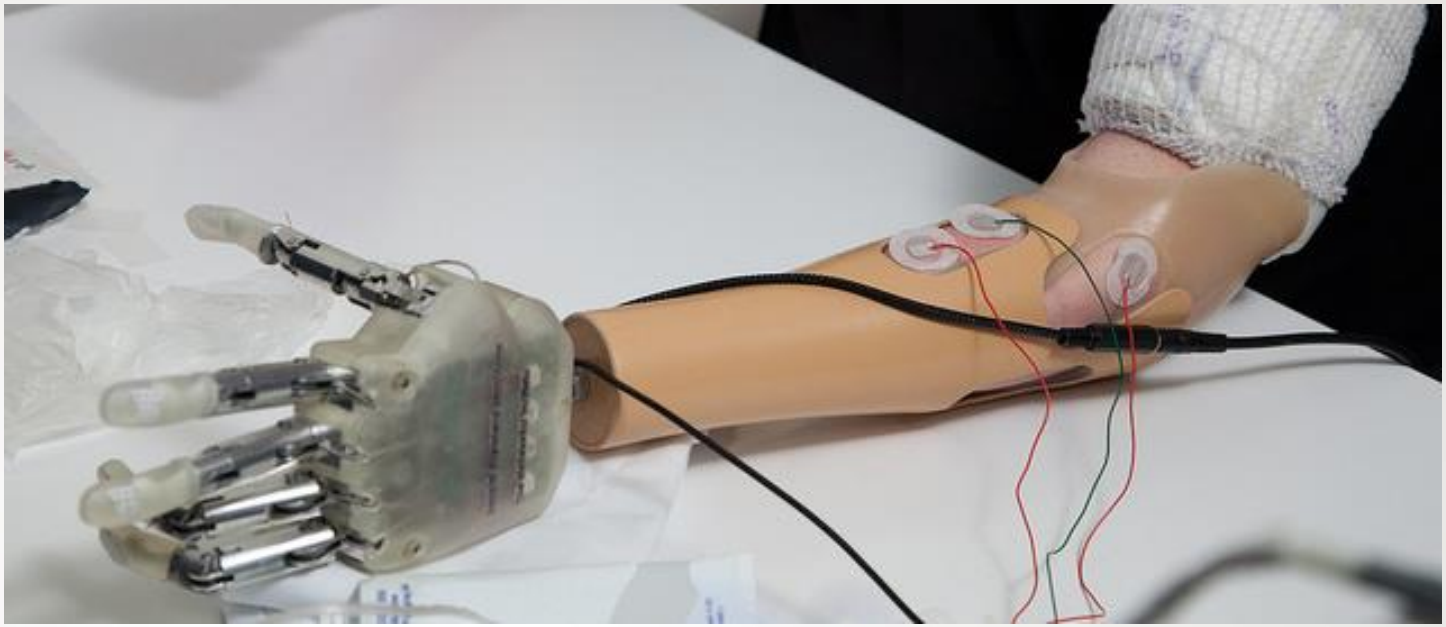
Herausforderungen bei der Erfassung von Biosignalen zur Steuerung von Prothesen



https://www.flickr.com/photos/campusbiomedico/12326026754

Roman Kusche, Prof. Dr. Martin Ryschka
01.10.2017

FACH HOCHSCHULE LÜBECK
University of Applied Sciences
www.fh-luebeck.de

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Inhalt

- Vorstellung des Forschungsprojektes
- Aktuelles Verfahren der Prothesenansteuerung
- Bioimpedanz-Messungen zur Prothesenansteuerung
- Erste Messergebnisse

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

Forschungsgruppe

Prof. Dr. Martin Ryschka
Laborleitung

Roman Kusche
Wiss. Mitarbeiter

Paula Klimach
Wiss. Mitarbeiterin

Gunther Ardelt
Projekt-Ingenieur

+ Studenten

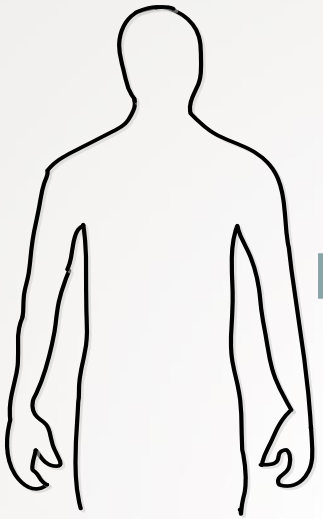
+ Wissenschaftliche Hilfskräfte

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Labor für Medizinische Elektronik (LME)

Forschungs-Schwerpunkt

„Detektion, Analyse und Visualisierung von bioelektrischen und biophysikalischen Parametern“



Messverfahren
Elektrokardiographie
Photoplethysmographie
Elektromyographie
Phonokardiographie
Bioimpedanz-Messung
…

Parameter
Blutdruck
Herzschlag-Frequenz
Herzschlag-Volumen
Sauerstoffsättigung des Blutes
Arterielle Gefäßsteifigkeit
…

Abb. 1: Arbeitsschwerpunkte des Labors für Medizinische Elektronik.

Forschungsprojekte: Elektrische Impedanz-Tomographie
Analyse der arteriellen Pulswelle

→ **Sensorik für die Ansteuerung von Prothesen**

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Innovationscluster INOPRO

„Intelligente Orthetik und Prothetik für eine verbesserte Mensch-Technik-Interaktion“

BMBF Forschungsprogramm „Technik zum Menschen bringen“

Projektziele: Prothesen und Orthesen optimieren bezüglich:

- Größe
- Gewicht
- Lautstärke
- Energieeffizienz
- Leistungsfähigkeit
- Zuverlässigkeit
- …

Projektpartner:

UNI FREIBURG

Georg-August-Universität Göttingen

KIT Karlsruhe Institute of Technology

FACH HOCHSCHULE LÜBECK University of Applied Sciences

ottobock.

PLETTENBERG

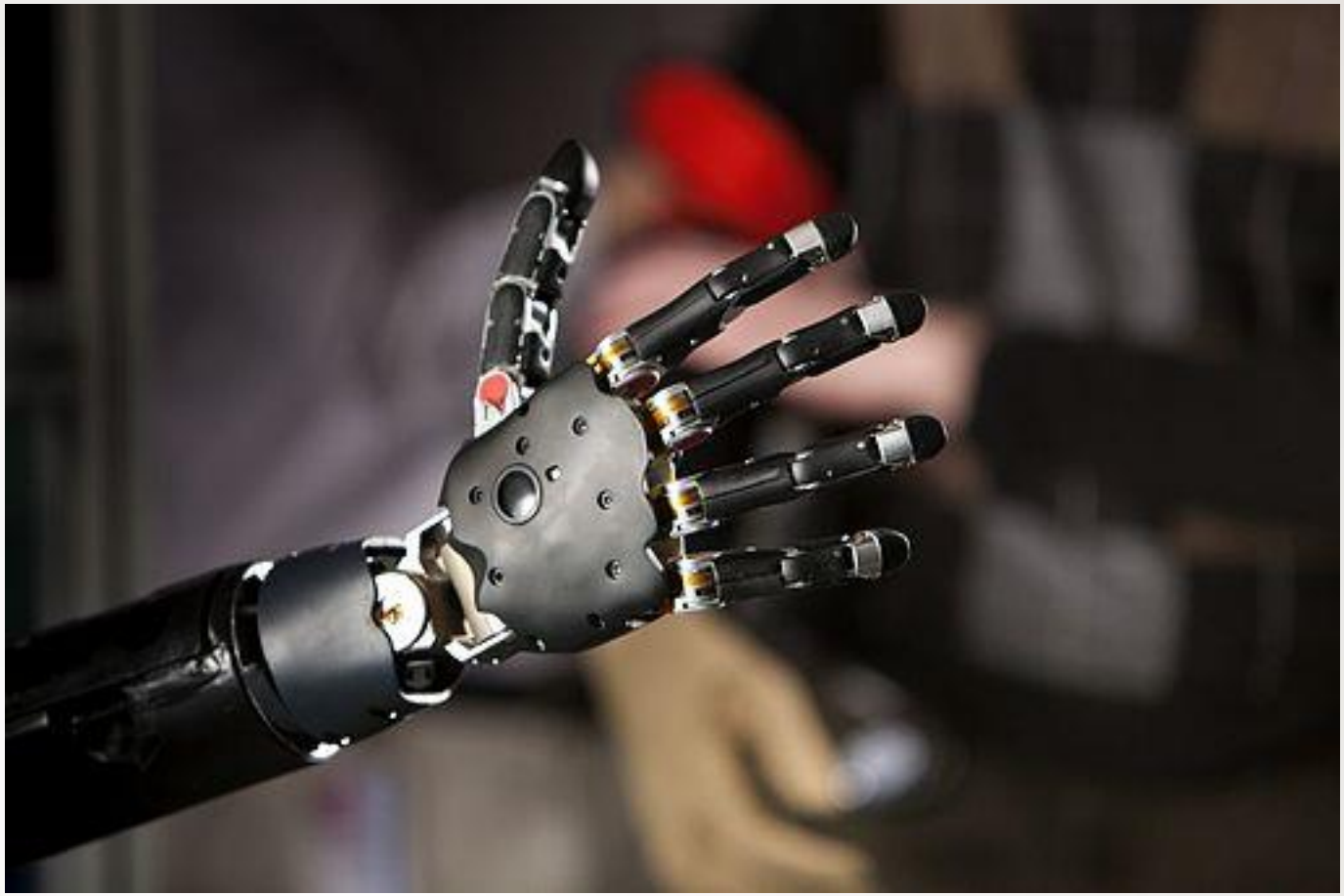
eckerle Industrie-Elektronik GmbH

CorTec

Sanitätshaus Bielefeld GmbH Orthopädietechnik

Projektbeginn: 11.2016 / 02.2017

Stand der Technik



© By Photo courtesy of The Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory (JHU/APL) (https://flic.kr/p/9gJweq) [Public domain], via Wikimedia Commons

Abb. 2: Roboterhand.

Stand der Technik

https://www.flickr.com/photos/caseorganic/4522285520

Abb. 3: Unterarm-Prothese mit Mehrkanal-Signalaufzeichnung.

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Stand der Technik

Abb. 3: Unterarm-Prothese mit Mehrkanal-Signalaufzeichnung.

Stand der Technik

Abb. 4: Unterarm-Prothese der Firma Otto Bock.

Stand der Technik
Steuersignal-Erfassung

Abb. 5: Unterarm-Prothese mit Elektroden zur EMG-Signalaufzeichnung.

Abb. 6: Unterarmprothese mit Handschuh.

- Aufzeichnung von 2 Elektromyogramm (EMG)-Kanälen
- Einfache Mechanik

https://www.flickr.com/photos/arselectronica/5516670597/
https://www.flickr.com/photos/campusbiomedico/12326026754

Optimierung der Signalerfassung

Aktuelle Probleme:

- Nur 2 Bewegungs-Freiheitsgrade zur Zeit.
- Zustand und Position der Elektroden beeinflussen das Messsignal signifikant.
- Bewegungsartefakte können Fehlinterpretationen hervorrufen.

Ziele:

- Mehrere Bewegungsfreiheitsgrade.
- Höhere Zuverlässigkeit.
- Geringere Störanfälligkeit.

Ansätze:

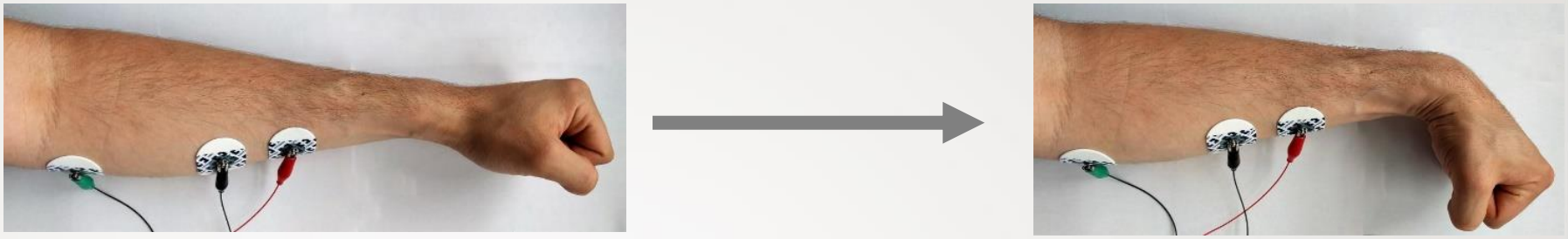
- Verbesserung der bestehenden Signalerfassung.
- Erhöhung der Anzahl an Messkanälen.
- Austausch/Erweiterung der Sensorik um neue Messprinzipien.

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

EMG zur Prothesensteuerung

Elektromyogramm – EMG

Messung des Muskel-Aktionspotentials



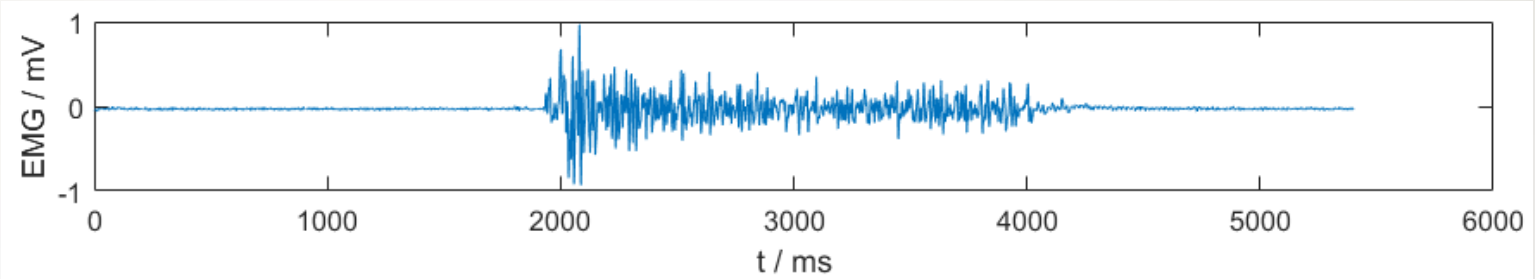


Abb. 7: Typische Messung von elektromyografischen Signalen.

- Quasi-Standard in der Prothetik
- Einfache Schaltungstechnik
- Signalfrequenz ≈ 10…200 Hz

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

EMG zur Prothesensteuerung

Ersatzschaltbild

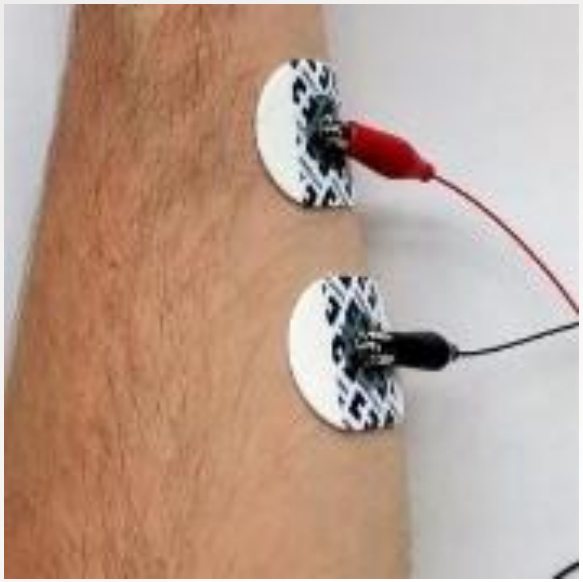


Abb. 8: EMG-Elektrodenpositionierung.

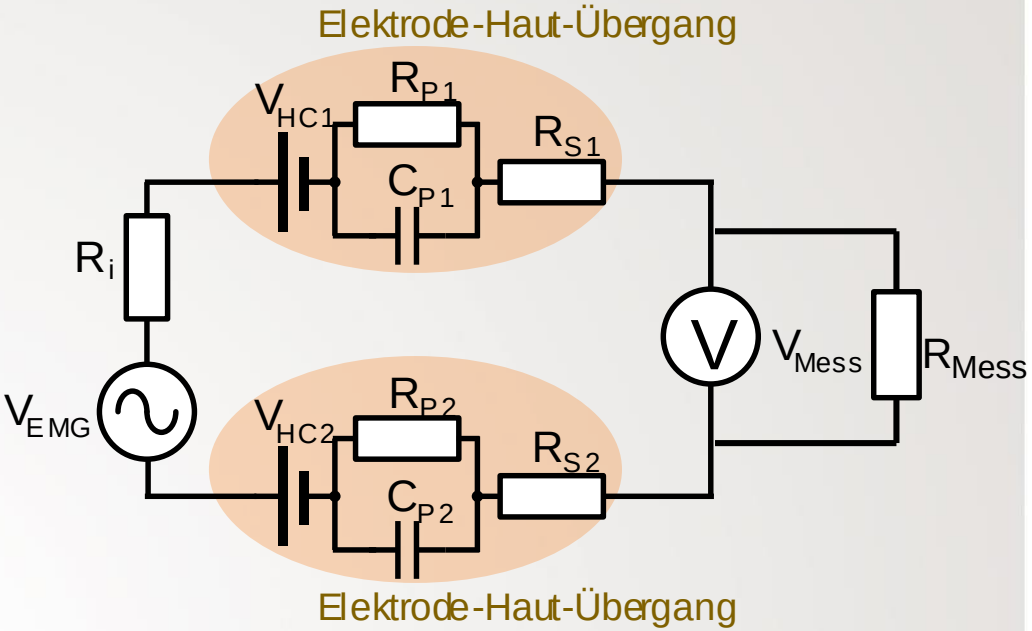


Abb. 9: Ersatzschaltbild einer EMG-Messung.

V_{Mess} ist Abhängig von:

- Veränderungen von V_{HC1} oder V_{HC2}
- Veränderungen von C_{P1} oder C_{P2}
- Veränderungen von R_i, R_{P1}, R_{P2}, R_{S1}, R_{S2}

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

EMG zur Prothesensteuerung

Fazit

- Mechanische Bewegungen der Elektroden haben starken Einfluss auf das EMG-Signal.
- Vibrationen in Frequenzbereichen des EMG-Signals (≈ 10…200 Hz) können zu Fehlinterpretationen führen:

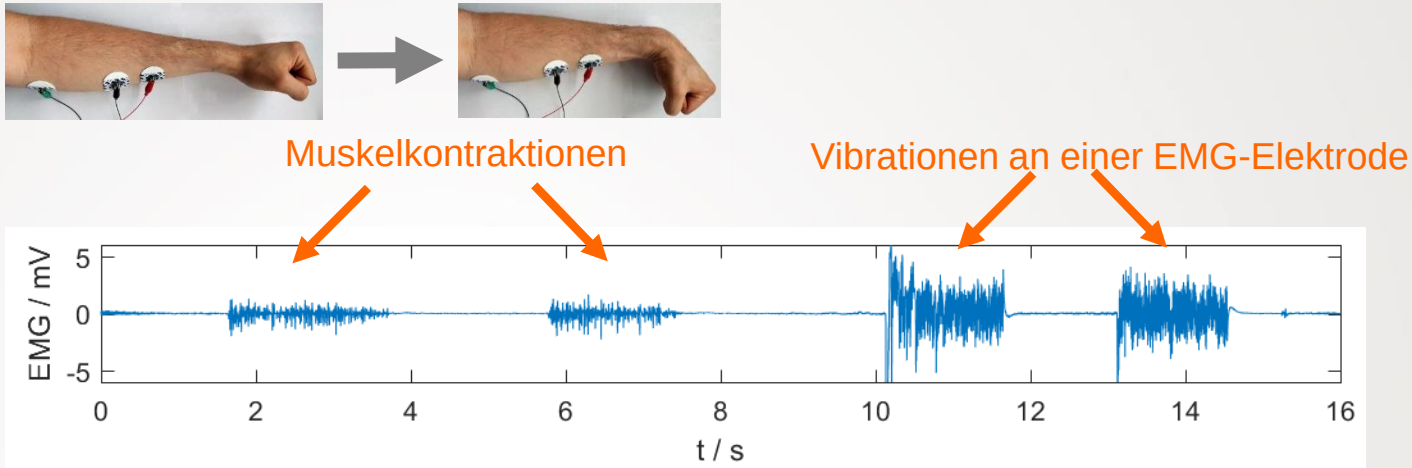


Abb. 10: Einfluss von mechanischen Elektroden-Bewegungen auf das gemessene EMG-Signal.

Lösungsmöglichkeiten:

- Optimierung der Elektroden
- Alternatives Messverfahren

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Bioimpedanz-Messung zur Prothesensteuerung

Messung der elektrischen Impedanz des (Muskel-)Gewebes:

- Vierleiter-Messtechnik.
- AC-Strom wird eingeprägt (f≈10 kHz…500 kHz, I≈0,1 mA…5 mA, IEC60601-1).
- Spannungsabfall über dem Gewebe wird gemessen.

$$Z_{Bio} = \frac{V_{Mess}}{I_{Mess}}$$

Gewebe-Ersatzschaltbild:

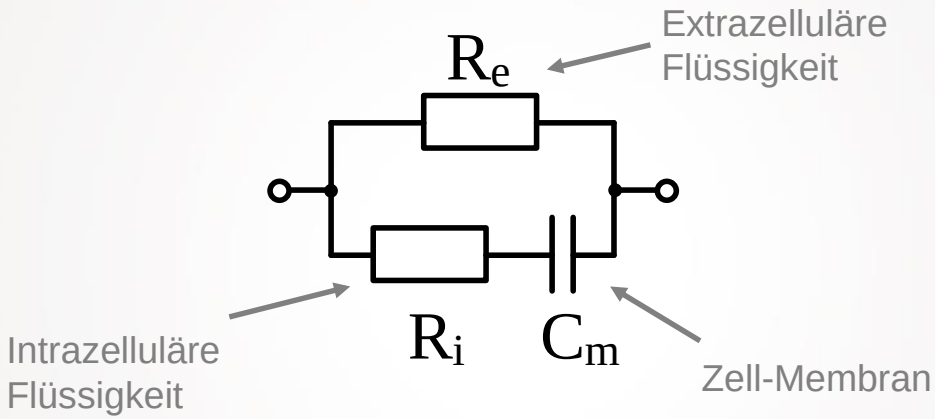


Abb. 11: Ersatzschaltbild von Gewebe.

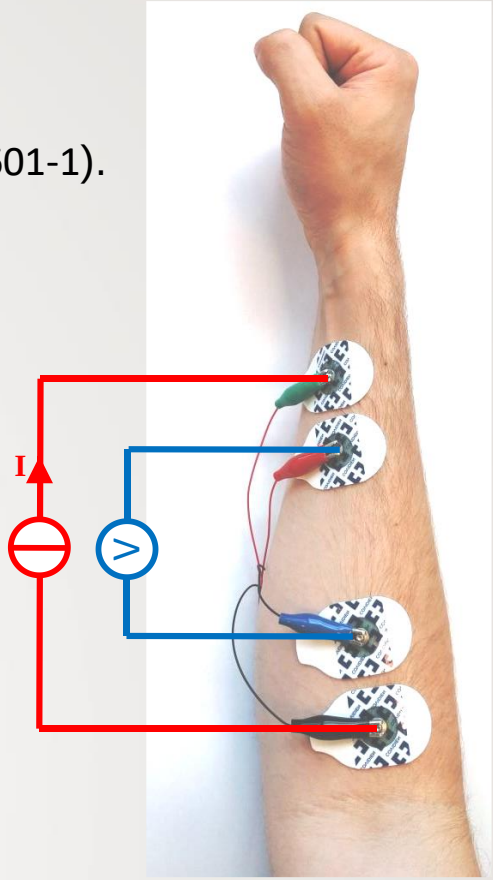


Abb. 12: Typische Messanordnung einer Bioimpedanzmessung.

Bioimpedanz-Messung zur Prothesensteuerung

Ersatzschaltbild von Muskelfasern

© By OpenStax [CC BY 4.0 (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0)], via Wikimedia Commons

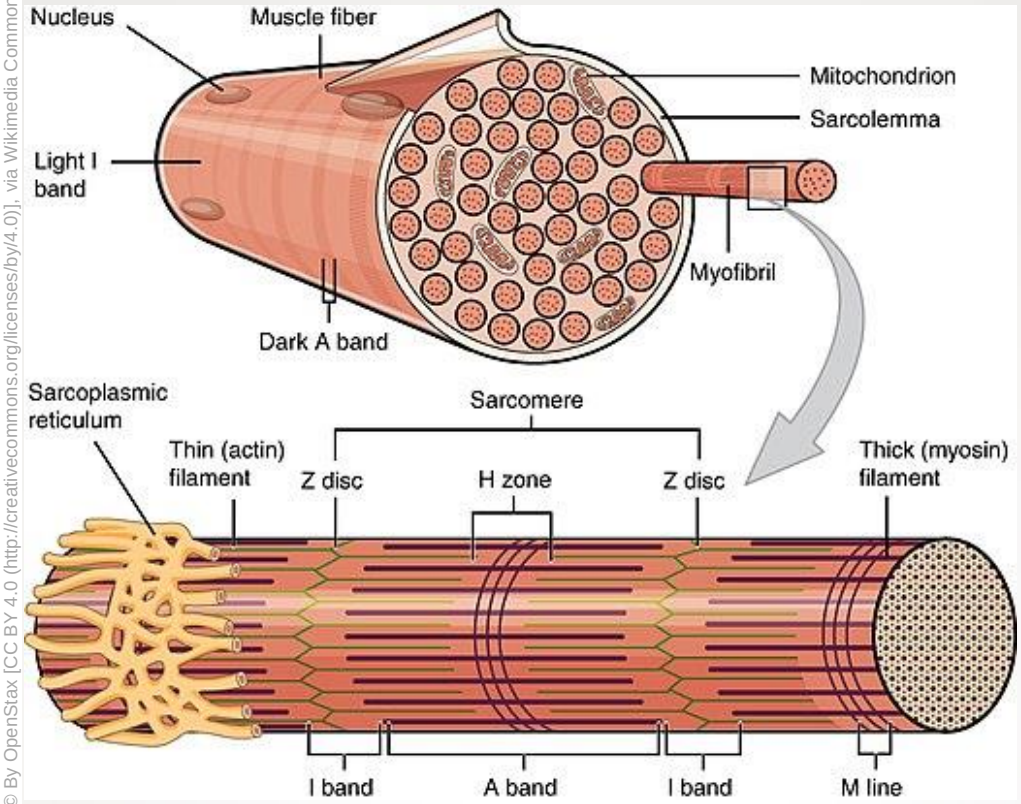


Abb. 13: Anatomischer Aufbau von Muskelfasern.

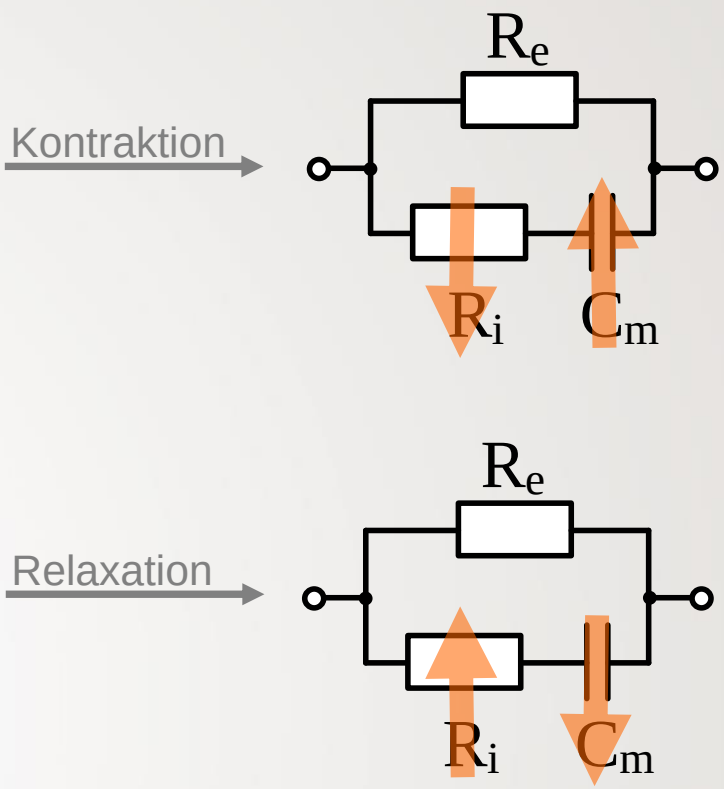


Abb. 14: Auswirkung von Muskelkontraktionen/-Relaxation im Ersatzschaltbild.

- Anisotroper Leiter
- Komplexe Messgröße (|Z| und Phi(Z))
- Sinnvolles Messprinzip

Bioimpedanz-Messung zur Prothesensteuerung

Ersatzschaltbild des Messprinzips

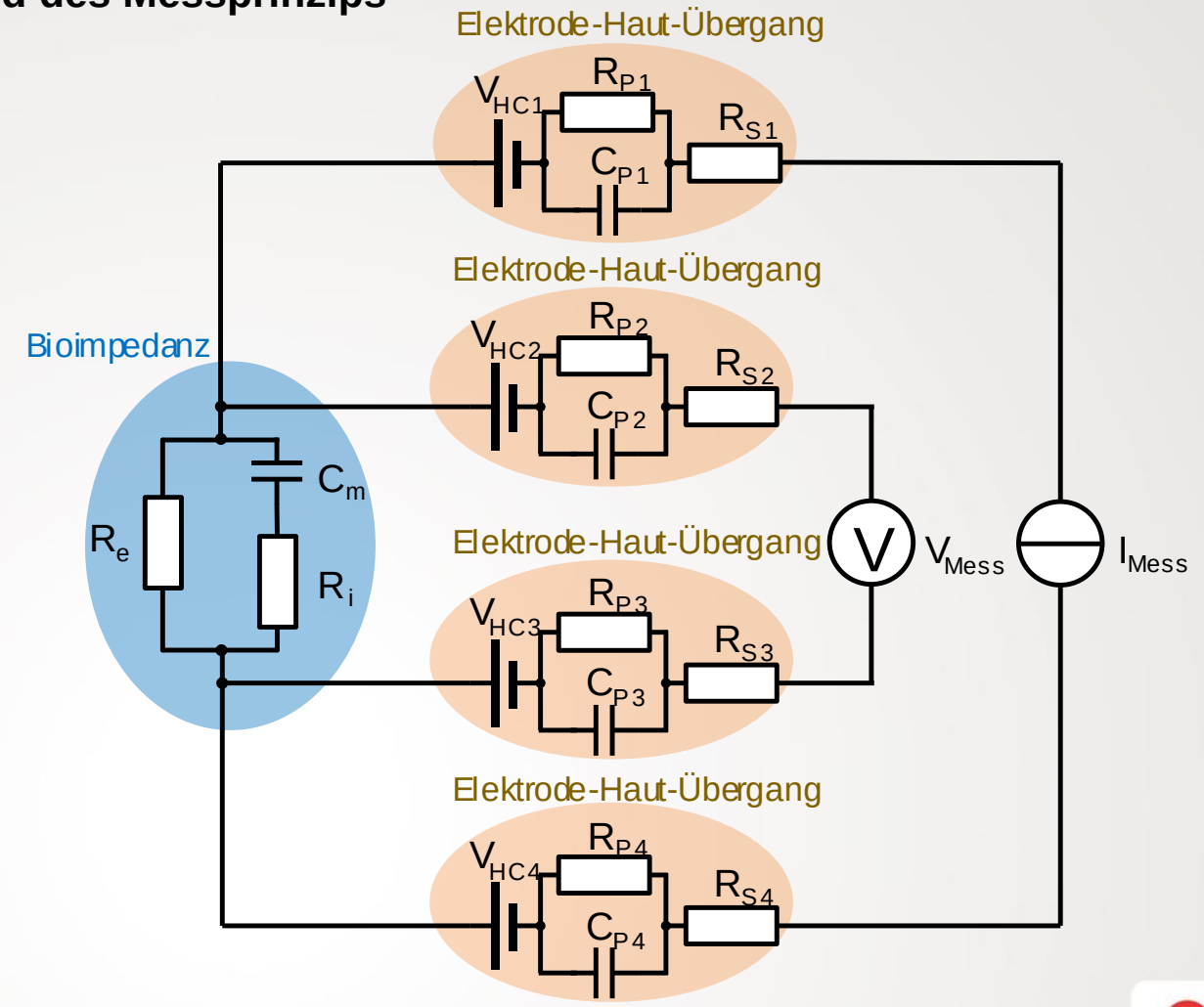


Abb. 13: Ersatzschaltbild einer Bioimpedanzmessung.

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Bioimpedanz-Messung zur Prothesensteuerung

Probleme & Lösungsansätze

- Medizinische Sicherheit begrenzt den zulässigen Messstrom auf $I_{Mess} \approx 0{,}1 \ldots 5$ mA.

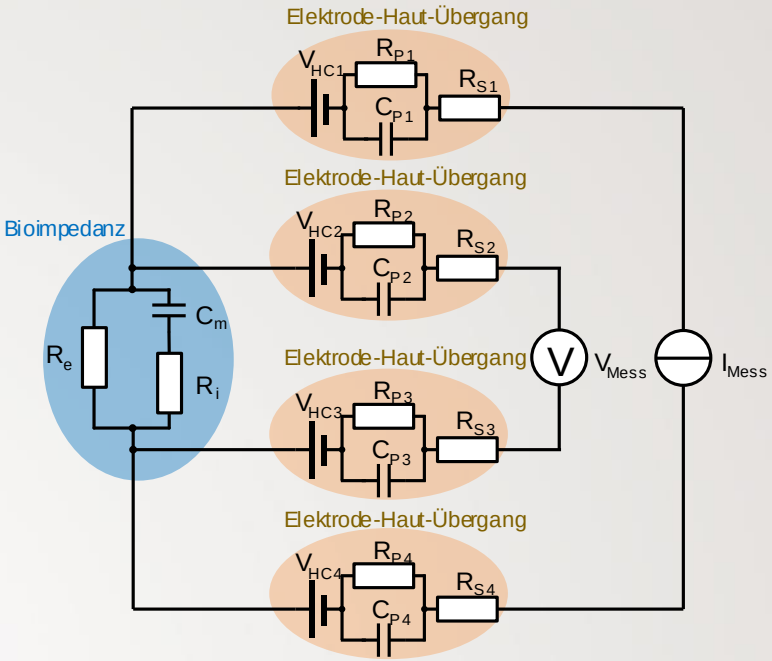


Abb. 13: Ersatzschaltbild einer Bioimpedanzmessung.

- Beträge der Elektrode-Haut-Impedanzen sind ca. 10x größer als die der Bioimpedanz.
  - → 4-Leiter-Messtechnik.
  - → Anregestrom gering halten.
  - → Compliance-Range Spannung der Stromquelle hoch dimensionieren.
  - → Anregefrequenz hoch wählen, damit Spannungsabfall über C_p gering ist ($f_{Anregung} \approx 10 \ldots 500$ kHz).
  - → Hochohmige Spannungsmessung.

Problem-spezifisches Messsystem

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Bioimpedanz-Messsystem

Blockschaltbild

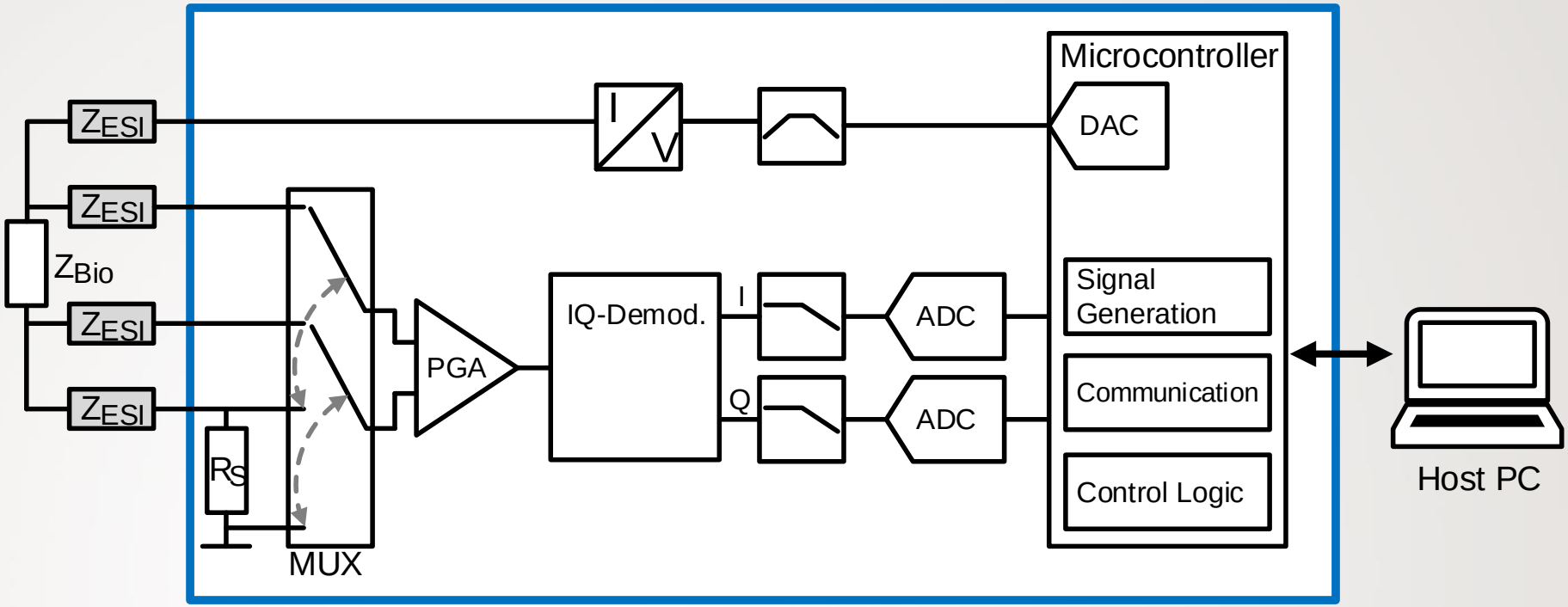


Abb. 14: Blockschaltbild des entwickelten Bioimpedanz-Messsystems.

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Bioimpedanz-Messsystem

Realisierung

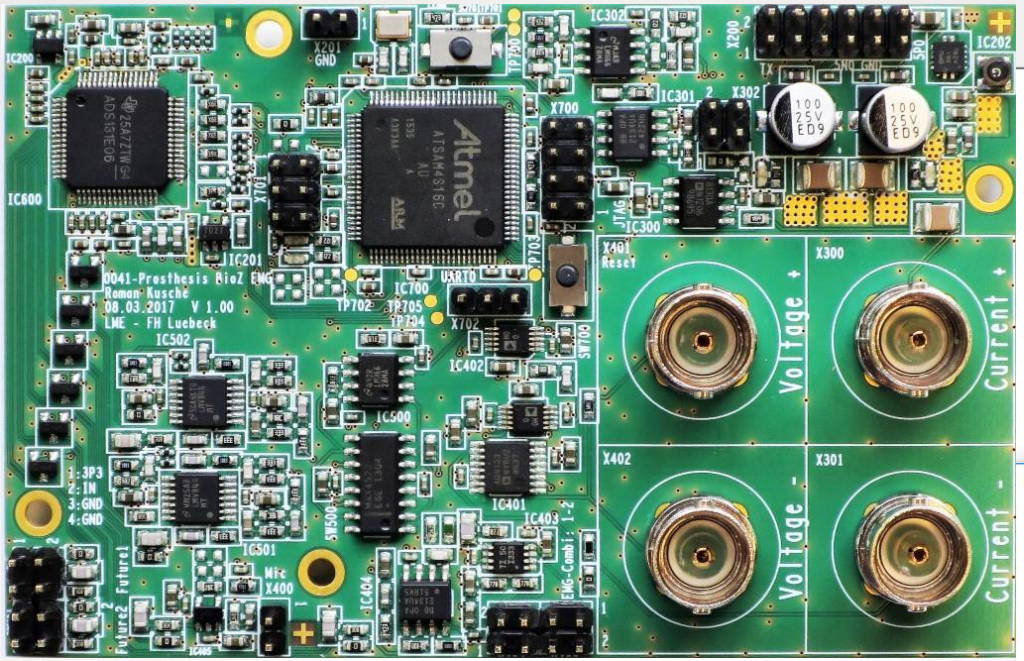


Abb. 15: Foto des entwickelten Bioimpedanz-Messsystems.

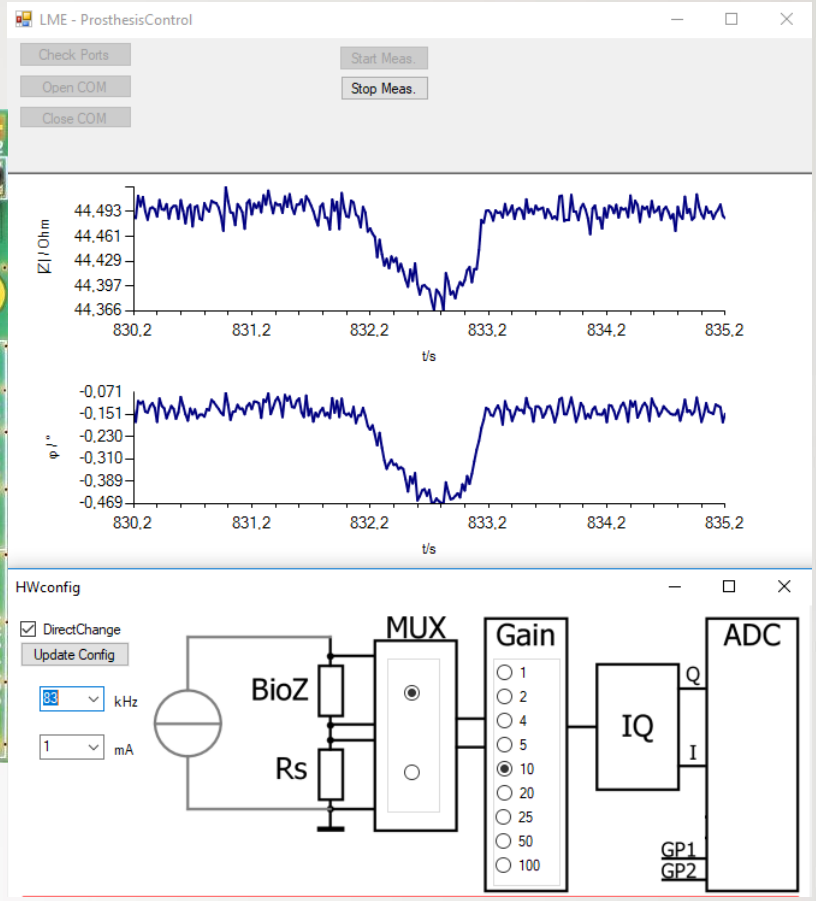
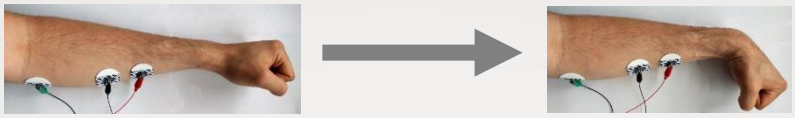


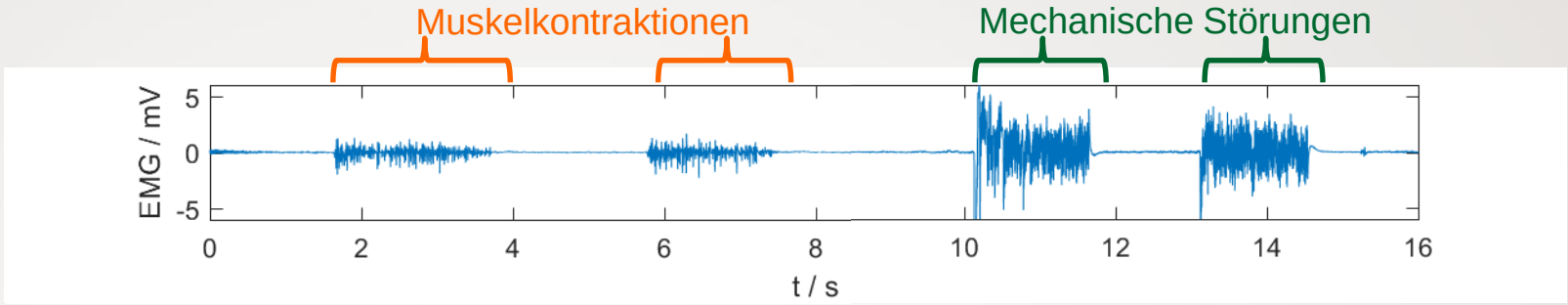
Abb. 16: Screenshot der GUI.

100 x 65 mm²
4-lagige Leiterplatte
1000 Messungen / s
Anregungssignal einstellbar (I=0,1…1 mA, f=50…333 kHz)
Messbereich: 0…30 kΩ
P ≈ 1 W (bei aktiver Messung)

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Erste Messergebnisse





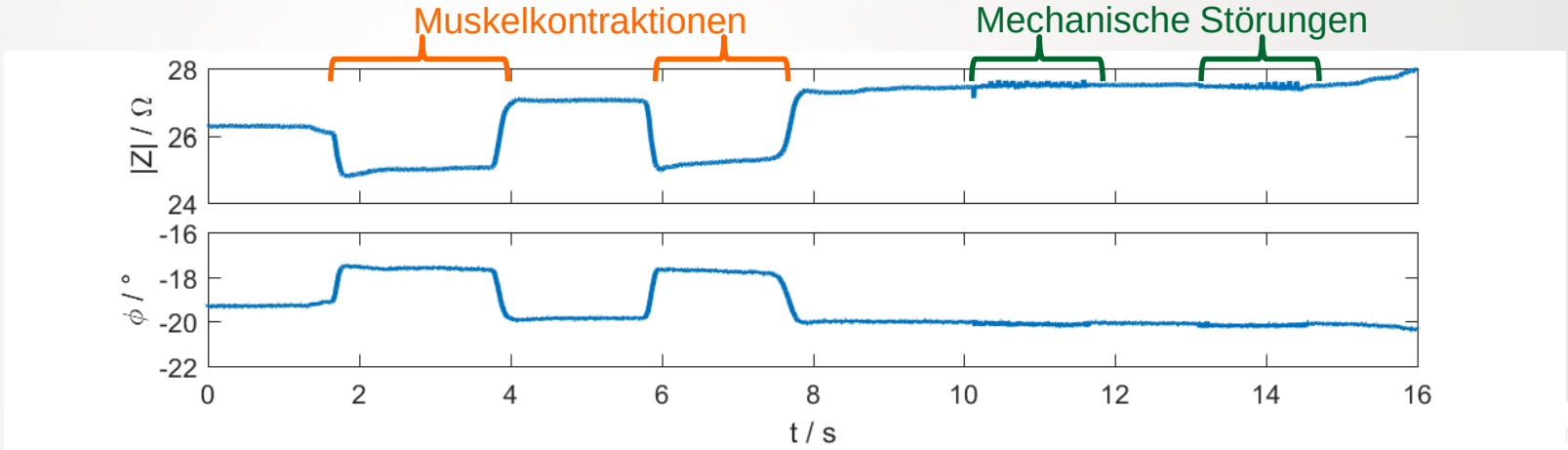


Abb. 17: Erste Messergebnisse.

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Ausblick

- Charakterisierung des Messsystems.
- Entwicklung eines Messphantoms zum Vergleichen der Messverfahren.
- Erweiterung zu einem Mehrkanal-System für die Prothesensteuerung.
- Leistungsaufnahme reduzieren.
- Bewegungserkennungs-Algorithmen entwerfen und erproben.
- Anbindung an Prothesen.

- Weitere Messverfahren analysieren
  - Mechanomyographie (MMG)
  - Optische Verfahren
  - …

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017

Vielen Dank
für Ihre Aufmerksamkeit.

Roman.Kusche@fh-luebeck.de

http://lme.fh-luebeck.de

© R. Kusche, M. Ryschka, 2017