



Institut für Angewandte Informatik (IAI)
Institut für Biomedizinische Technik (IBT)

Entwicklung kapazitiver Sensorelemente
für den Kopf- und Halsbereich zur Ableitung von
Bewegungsabsichten für die Steuerung einer aktiven
Orthese

Bachelorarbeit

im Fachgebiet Elektrotechnik und Informationstechnik

| | |
|------------------------|--|
| vorgelegt von: | Alexander von Lüthmann |
| Studienbereich: | Elektrotechnik und Informationstechnik |
| Betreuer: | Dipl.-Ing. Bastian Schmitz, Dr.-Ing. Stefan Schulz (IAI) |
| Betreuender Professor: | Prof. Dr. Olaf Dössel (IBT) |
| Tag der Abgabe: | 24. Oktober 2011 |

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe bzw. unerlaubte Hilfsmittel angefertigt und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, sowie wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Ich habe weiterhin die Satzung des Karlsruher Instituts für Technologie zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis in der gültigen Fassung beachtet.

Karlsruhe, den 24. Oktober 2011

Alexander von Lühmann

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. Olaf Dössel vom Institut für Biomedizinische Technik des KIT bedanke ich mich für die Betreuung meiner Arbeit.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Dipl. Ing Bastian Schmitz am Institut für Angewandte Informatik des KIT für seine engagierte Betreuung, die angenehme Kommunikation und sein Feedback, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit sehr gut unterstützt haben. Weiterhin danke ich Herrn Dr. med. Winkler von der Neurochirurgischen Klinik Karlsruhe für seine Zeit und Beratung bei der Recherche zur nutzbaren Muskulatur bei Querschnittlähmung zur Orthesensteuerung sowie all den Mitarbeitern des IAI, die mich bei Fragen und Anliegen hilfsbereit unterstützten.

Kurzfassung

In dieser Arbeit werden bipolare kapazitive Elektroden zur Messung von bioelektrischen Signalen, insbesondere zur Elektromyographie (EMG), vorgestellt.

Es folgt die Beschreibung der Untersuchungen zur Charakterisierung der kapazitiven Sensorelemente mit einem Schwerpunkt auf den Eigenschaften, die einen Vergleich mit konventionellen konduktiven Elektroden ermöglichen und damit Vor- und Nachteile abwägbar machen sollen. Die entwickelten Sensoren werden über Messungen elektrisch charakterisiert und die Signalqualität der von ihnen ausgegebenen Biosignale in Abhängigkeit verschiedener Referenzpotenziale und Messmodalitäten evaluiert und mit konventionellen Klebeelektroden verglichen.

Weiterhin wird eine Lösung zum Umgang mit Bewegungsartefakten bei kapazitiver Sensorik untersucht und vorgestellt.

Die entwickelten Sensorelemente werden abschließend im Anwendungsbereich eines Orthesensystems auf die Erzeugbarkeit von Steuersignalen im Halsbereich getestet und hierzu zwei Befestigungsansätze präsentiert.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| 1. Einleitung | 9 |
| 1.1. Motivation: OrthoJacket | 9 |
| 1.2. Zielsetzung | 11 |
| 2. Physiologische und anatomische Grundlagen | 13 |
| 2.1. Das Neuromuskuläre System | 13 |
| 2.1.1. Neurophysiologie | 14 |
| 2.1.2. Physiologie der Skelettmuskulatur | 18 |
| 2.1.3. Die Motorische Einheit | 21 |
| 2.2. Myoelektrische Signale | 22 |
| 2.2.1. Entstehung | 22 |
| 2.2.2. Beschreibung und Eigenschaften | 22 |
| 2.3. Die Querschnittlähmung | 27 |
| 2.3.1. Krankheitsbild | 27 |
| 2.3.2. Steuerung aktiver Orthesen: Relevante Muskeln | 29 |
| 3. Messung und Verarbeitung des Elektromyogramms | 33 |
| 3.1. Biopotenzialmessung mit konventionellen konduktiven Elektroden | 33 |
| 3.1.1. Messprinzip | 33 |
| 3.1.2. Elektrolyt-, Trocken- und Nadelelektroden | 34 |
| 3.2. Biopotenzialmessung mit kapazitiven Elektroden | 36 |
| 3.2.1. Messprinzip | 36 |
| 3.2.2. Historie und Stand der Technik | 37 |
| 3.2.3. Vorteile und Problematiken | 39 |
| 3.3. Erste Gegenüberstellung | 40 |
| 3.4. Signalfilterung | 41 |
| 3.5. Signalanalyse | 42 |
| 4. Kapazitive Sensorelemente zur Steuerung einer aktiven Orthese | 47 |
| 4.1. Ausgangssituation und Vorarbeiten | 47 |
| 4.1.1. Grundsätzlicher Aufbau | 47 |
| 4.1.2. Parameter: Materialien, Größen und Bauteile | 50 |
| 4.1.3. Signalqualität: Referenzpotenziale, Artefakte und Rauschen | 52 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 4.2. | Entwicklung einer bipolaren kapazitiven EMG-Elektrode | 56 |
| 4.2.1. | Konzept | 57 |
| 4.2.2. | Grundsätzlicher Aufbau: Modularer Ansatz | 58 |
| 4.2.3. | Modul 1: Messmodul | 59 |
| 4.2.4. | Modul 2: Signalverarbeitungsmodul | 62 |
| 4.2.5. | Gesamtelektrode | 64 |
| 4.3. | Weiterentwicklung: EMG-Elektrode v2 | 65 |
| 4.3.1. | Problematik Bewegungsartefakte: Lösungsansätze | 65 |
| 4.3.2. | Modul 2: Signalverarbeitungsmodul | 67 |
| 4.4. | Evaluations-Board | 71 |
| 4.4.1. | Aufbau und Funktion | 71 |
| 5. | Messungen und Evaluierung | 75 |
| 5.1. | Signalverarbeitungs- und Messumgebung: LabView-VI | 75 |
| 5.1.1. | Aufbau | 75 |
| 5.2. | Frequenzverhalten | 78 |
| 5.2.1. | Messaufbau/Methoden | 78 |
| 5.2.2. | Ergebnisse der Einzelmodule | 80 |
| 5.2.3. | Ergebnisse Elektrodensystem | 81 |
| 5.3. | EMG-Vergleichsmessung | 82 |
| 5.4. | Rauschverhalten und Signalqualität | 84 |
| 5.4.1. | Messaufbau / Methoden | 85 |
| 5.4.2. | Ergebnisse kapazitives Elektrodensystem | 87 |
| 5.4.3. | Ergebnisse passiver konduktiver Elektroden | 88 |
| 5.5. | Verbrauch und Versorgung | 89 |
| 5.6. | Sensitivität der Elektrode v2 | 90 |
| 5.7. | Anwendung am OrthoJacket | 90 |
| 5.7.1. | Befestigungssysteme | 91 |
| 5.7.2. | Erste Eindrücke | 93 |
| 6. | Ergebnisse und Diskussion | 95 |
| 7. | Zusammenfassung | 99 |
| A. | Literaturverzeichnis | 101 |
| B. | Anhang | 107 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| 1.1. Schematische Ansicht des OrthoJacket | 10 |
| 2.1. Ruhemembranpotenzial einer Zelle | 14 |
| 2.2. Nervensystem des menschlichen Körpers | 15 |
| 2.3. Peripheres Nervensystem: Reizweiterleitung | 16 |
| 2.4. Bau und Funktion der Nervenzelle | 17 |
| 2.5. Aktionspotenzial und Ionenleitfähigkeit | 18 |
| 2.6. Feinaufbau der Skelettmuskulatur | 19 |
| 2.7. Aktionspotenzial, Calziumkonzentration und Kontraktion | 20 |
| 2.8. Motorische Einheit | 21 |
| 2.9. Schematische Repräsentation der Entstehung eines MUAP | 23 |
| 2.10. Einflüsse auf das Aktionspotenzial des Muskels | 24 |
| 2.11. Einfluss des Abstands zwischen Elektrode und Muskel durch die Gewebe- schichten der Haut | 26 |
| 2.12. Typisches EMG-Spektrum | 27 |
| 2.13. Rückenmarkssegmente und Wurzeln der Spinalnerven | 28 |
| 2.14. Hals- und Nackenmuskulatur | 30 |
| 3.1. Nernstpfad: Konventionelle Elektroden | 34 |
| 3.2. Kapazitiver Pfad: Kapazitive Elektroden | 36 |
| 3.3. Quantitativer Vergleich zwischen Elektrolyt-, trockenen und kapazitiven Elektroden | 41 |
| 3.4. Filterung des EMG-Signals auf der Elektrode | 42 |
| 3.5. Proportionaler myoelektrischer Prozessfluss | 44 |
| 3.6. Signalfuss des adaptiven Filters | 44 |

| | |
|--|----|
| 4.1. Genereller Messaufbau einer kapazitiven Elektrode | 48 |
| 4.2. Messsetting und Referenzen | 54 |
| 4.3. Spektrale Rauschspannung in Abhängigkeit von der Koppelkapazität . . | 56 |
| 4.4. entwickeltes kapazitives Sensorelement | 56 |
| 4.5. Konzept zur Entwicklungsarbeit | 57 |
| 4.6. Module der bipolaren Elektrode | 58 |
| 4.7. Gehäuse der Elektrode | 59 |
| 4.8. Messplatine | 61 |
| 4.9. Modul 1: Messmodul | 61 |
| 4.10. Simulierter Frequenzgang der Elektrode | 63 |
| 4.11. Modul 2: Signalverarbeitungsmodul | 64 |
| 4.12. Zusammengeführte Module | 64 |
| 4.13. Lösungsansatz zum Umgang mit Bewegungsartefakten | 67 |
| 4.14. Umsetzung des Lösungsansatzes : Querschnittsdarstellung der Elektrode . | 68 |
| 4.15. Signalverarbeitungsmodul v2 | 70 |
| 4.16. Zusammengeführte Module der Elektrode v2 | 70 |
| 4.17. Evaluationsboard | 71 |
| 4.18. DRL-Schaltung | 73 |
| 4.19. Symmetrische Spannungsversorgung | 74 |
| 5.1. Erzeugung eines Steuersignals durch Thresholds | 77 |
| 5.2. Einfache Haut-Muskel-Simulationseinrichtung | 79 |
| 5.3. Frequenzverhalten des Messmoduls gemessen auf Kupfer und Gewebesimulatore | 81 |
| 5.4. Frequenzverhalten des Signalverarbeitungsmoduls | 82 |
| 5.5. Frequenzverhalten des Elektrodensystems | 83 |
| 5.6. Vergleich kapazitives und konduktives EMG | 84 |
| 5.7. Signalvarianzen eines kapazitiven und konduktiven EMGs im Vergleich . | 85 |
| 5.8. FFT-Leistungsspektrum des kapazitiven EMGs bei der Kontraktion . . . | 85 |
| 5.9. Kraftproportionales Signal aus kapazitivem EMG | 86 |
| 5.10. Anbringung der kapazitiven Elektroden am Bizeps | 87 |
| 5.11. Zweite Version des Elektrodengehäuses | 91 |
| 5.12. Befestigungskonzept 1: Bügelbefestigung | 92 |

| | |
|--|-----|
| 5.13. Befestigungskonzept 1: Anwendung | 92 |
| 5.14. Befestigungskonzept 2: Silikonfassung | 92 |
| 5.15. Befestigungskonzept 2: Halskrause mit Elektroden | 93 |
| 5.16. Befestigungskonzept 2: Halskrause in der Anwendung | 93 |
| | |
| B.1. Operationsverstärker für die Verwendung als Impedanzwandler | 108 |
| B.2. Rauschmodell kapazitiver Elektroden | 109 |
| B.3. Datenblatt Elektrodengehäuse | 110 |
| B.4. Kapazitive Bipolarelektrode v1.1 Schaltbild | 111 |
| B.5. Kapazitive Bipolarelektrode v1.1 Layout | 112 |
| B.6. Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v1.1 | 113 |
| B.7. Kapazitive Bipolarelektrode v2.2 Schaltbild | 114 |
| B.8. Kapazitive Bipolarelektrode v2.2 Layout | 115 |
| B.9. Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v2.2 | 116 |
| B.10. Evaluationsboard v3 Schaltbild | 117 |
| B.11. Evaluationsboard v3 Layout | 118 |
| B.12. LabView-VI-Blockdiagramm | 119 |
| B.13. LabView-VI-Frontpanel | 120 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| 4.1. Isolator- und Elektrodenmaterialien | 50 |
| 4.2. Elektrodengröße und Abschirmmaterial | 50 |
| 4.3. INA116 Charakteristika | 60 |
| 5.1. Frequenzschritte | 80 |
| 5.2. Parameter zur Messung des Frequenzverhaltens | 80 |
| 5.3. SNR der kapazitiven Elektroden in Abhängigkeit verschiedener Referenz- potenziale bei Messung auf Haut | 88 |
| 5.4. SNR der kapazitiven Elektroden in Abhängigkeit verschiedener Referenz- potenziale bei Messung durch 0,3 mm Baumwollstoff | 88 |
| 5.5. SNR der passiven Klebeelektroden | 89 |
| 5.6. Strom- und Leistungsverbrauch der Sensorelemente | 89 |

1. Einleitung

Seit den ersten myoelektrischen Prothesen in den späten 60er und 70er Jahren [13] ist es durch eine zunehmende Integration und Leistungsfähigkeit von Elektronik und Mikroprozessoren, höhere Energiedichten von Batterien und Akkumulatoren sowie neue Methoden der Signalverarbeitung möglich geworden, Menschen mit Bewegungsunfähigkeiten oder fehlenden Gliedmaßen über myoelektrisch gesteuerte Prothesen und Orthesen immer komplexere Rehabilitationshilfen bieten zu können.

An anderer Stelle finden seit einigen Jahren, ermöglicht vor allem durch neue und immer weiter optimierte und integrierte Hochpräzisionsverstärker, Entwicklungen und Untersuchungen zu kapazitiver Sensorik statt. Ein Ziel ist die kontaktlose und praktisch unsichtbare Messung von Biosignalen und damit eine Integrierbarkeit von medizinischen Überwachungssystemen in beispielsweise Textilien („Intelligente Kleidung“), Betten oder Stühlen. Wenngleich diese Art der Sensorik prinzipiell viele neue Gebiete eröffnet, sind insbesondere in Hinsicht auf ihre Praxistauglichkeit und Signalqualität als wohl stärkste Kriterien für die schlussendliche Anwendung im Alltag noch einige Fragen ungeklärt.

1.1. Motivation: OrthoJacket

In dem vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Projekt OrthoJacket wird in Zusammenarbeit zwischen dem Karlsruher Institut für Technologie (KIT), der Orthopädischen Universitätsklinik Heidelberg und der Werner-Wicker-Klinik Wildungen eine aktive Orthese für die oberen Extremitäten entwickelt, die Sub-C4-Hochquerschnittgelähmten die begrenzte Rückgewinnung des Bewegungsraumes einer gesunden Person ermöglichen soll. Erste Ergebnisse wurden 2011 von Arbeitsgruppen

um Schulz [50] und Reischl [47] präsentiert.

Für eine optimale Funktionalität und eine Annahme durch den Patienten im Alltag soll die Orthese unter anderem folgende Eigenschaften erfüllen:

- Modularität: Je nach Läsionshöhe im Rückenmarksbereich und Restfunktionen in der Muskulatur soll eine Anpassung der Orthese an die speziellen Bedürfnisse des Patienten möglich sein.
- Nicht-Invasivität
- Sicherheit
- Aktivität und Hybridität: Die Orthese soll durch Kombination unterschiedlicher Aktorik wie Elektromotoren für das Schulter-System und Fluidaktoren für den Ellbogen eine optimale aktive Bewegungsunterstützung ermöglichen. Die Wiederherstellung der Greiffunktion der Hand geschieht durch Funktionelle Elektrostimulation (FES).
- Leichtgewichtigkeit und Unkompliziertheit: Die Verwendung muss für den Patienten angenehm und unkompliziert sein, damit eine Anwendung im Alltag durch den Anwender geschehen kann.

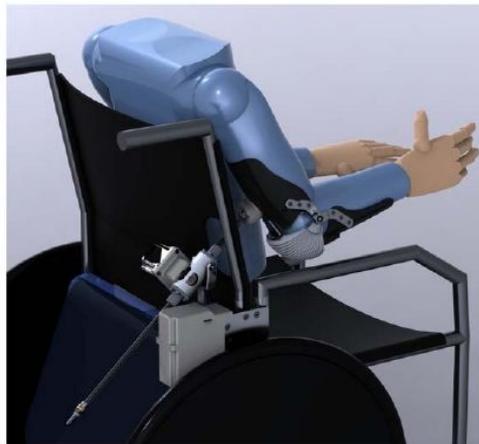


Abbildung 1.1.: Schematische Ansicht des OrthoJacket

Eine schematische Ansicht des Orthesensystems ist in Abbildung 1.1. zu sehen. Die Kontrolle der Orthese durch den Anwender kann auf mehrere Wege erfolgen:

Eine Möglichkeit ist die Steuerung über einen Joystick an der Schulter oder im Nacken, für den jedoch zumindest im ersten Fall eine Restmuskelaktivität im Schulterbereich vorhanden sein muss.

Eine weitere Möglichkeit ist die Ableitung von Bewegungsabsichten über die Messung von Muskelpotenzialen im Kopf- und Halsbereich. Bereits seit den späten 1970er Jahren werden Messungen von Elektromyogrammen (EMG) verstärkt für biosignal-mechatronische Interfaces genutzt [57]. In diesem Bereich soll diese Arbeit ihren Beitrag leisten. Ein neuer Weg der Ableitung von Bewegungsabsichten könnte die Messung der myoelektrischen Signale durch kapazitive Sensoren sein. Solche kapazitiven Sensorelemente würden Messungen ohne galvanischen Kontakt und damit auch durch Kleidung oder Haare ermöglichen. Im Falle ausreichender Funktionalität und Praxistauglichkeit könnte dies helfen, einige der oben genannten Eigenschaften einer Orthese wie dem OrthoJacket besser zu erfüllen.

1.2. Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung und Untersuchung von auf die Messung von Muskelpotenzialen spezialisierten kapazitiven Sensorelementen und eine Evaluation ihrer Praxistauglichkeit bei der Steuerung einer Orthese wie dem OrthoJacket. Von Interesse sind hier insbesondere all jene Bereiche, die eine Beurteilung und Abwägung zwischen den Vor- und Nachteilen konventioneller Elektroden und den neuartigen kapazitiven Elektroden in diesem speziellen Anwendungsbereich ermöglichen. Schwerpunkte werden daher vor allem auf die technischen Aspekte der kapazitiven Sensorelemente gelegt, Lösungsmöglichkeiten für Platzierung und Anbringung der Elemente sollen nur in einigen Ansätzen verfolgt werden.

2. Physiologische und anatomische Grundlagen

In diesem Kapitel werden die für das Verständnis dieser Arbeit essenziellen physiologischen und anatomischen Grundlagen dargestellt. Danach folgen Abschnitte zu den bei Muskelaktivität messbaren elektrischen Signalen sowie deren Beschreibung und Eigenschaften. Zum Schluss wird das Krankheitsbild einer Querschnittlähmung skizziert und es werden einige daraus resultierende Besonderheiten für die Verwendung von Sensorelementen im Kopf- und Halsbereich aufgezeigt.

2.1. Das Neuromuskuläre System

An der Membran lebender Zellen besteht aufgrund eines elektrochemischen Gradienten zwischen Zellinnen- und Außenraum ein elektrisches Potenzial, das Ruhemembranpotenzial genannt wird. Dieses beträgt je nach Zelltyp $-50mV$ bis $-100mV$. Der zum Ruhepotenzial führende Gleichgewichtszustand ist in Abbildung 2.1. schematisch dargestellt und kann in entsprechender Fachliteratur (z. B. [52]) ausführlich nachvollzogen werden.

Es gibt zwei Typen erregbarer Zellen im menschlichen Körper: Nervenzellen und Muskelzellen. Nervenzellen erzeugen, modifizieren und leiten Impulse; Muskelzellen kontrahieren sich je nach Typ autonom oder bei Aufnahme dieser Impulse.

Die Erregung und Wechselwirkung solcher Zellen geschieht überwiegend durch Veränderung ihres Membranpotenzials und ist Voraussetzung für das Funktionieren des Körpers

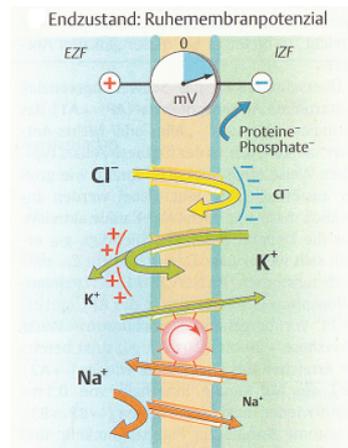


Abbildung 2.1.: Ruhemembranpotenzial einer Zelle, entnommen aus [52]

und die im Rahmen dieser Arbeit besonders wichtige motorische Aktion und Interaktion. Im Folgenden soll auf beide Zelltypen gesondert eingegangen werden.

2.1.1. Neurophysiologie

Das Nervensystem des Menschen formt Außenweltreize in Vorgänge innerhalb des Körpers um, verarbeitet und leitet Reize von der Peripherie zum Zentralnervensystem (ZNS) - sensorische Reize, afferente Bahnen - oder vom Zentralnervensystem in die Peripherie - motorische Reize, efferente Bahnen.

Es wird unterteilt in zentrales und peripheres Nervensystem. Das zentrale Nervensystem (ZNS), bestehend aus Gehirn und Rückenmark, lässt sich weiter in ein animales (somatisches) und ein vegetatives (autonomes) Nervensystem unterteilen. Hierbei übernimmt das animale Nervensystem die Aufgaben der willkürlichen Steuerung und Interaktion, das vegetative Nervensystem die unwillkürliche Regelung und Aufrechterhaltung körpereigener Vorgänge. Das vegetative Nervensystem wird wiederum funktionell weiter in die beiden antagonistisch wirkenden Nervensysteme Sympathicus und Parasympathicus aufgeteilt. Das periphere Nervensystem besteht aus allen Nerven, die nicht zum ZNS gehören, also aus Hirnnerven und Spinalnerven samt Ganglien, die efferente und afferente Reize in die und aus der Peripherie des Körpers transportieren. Abbildung 2.2. zeigt schematisch die beschriebene Unterteilung des menschlichen Nervensystems.

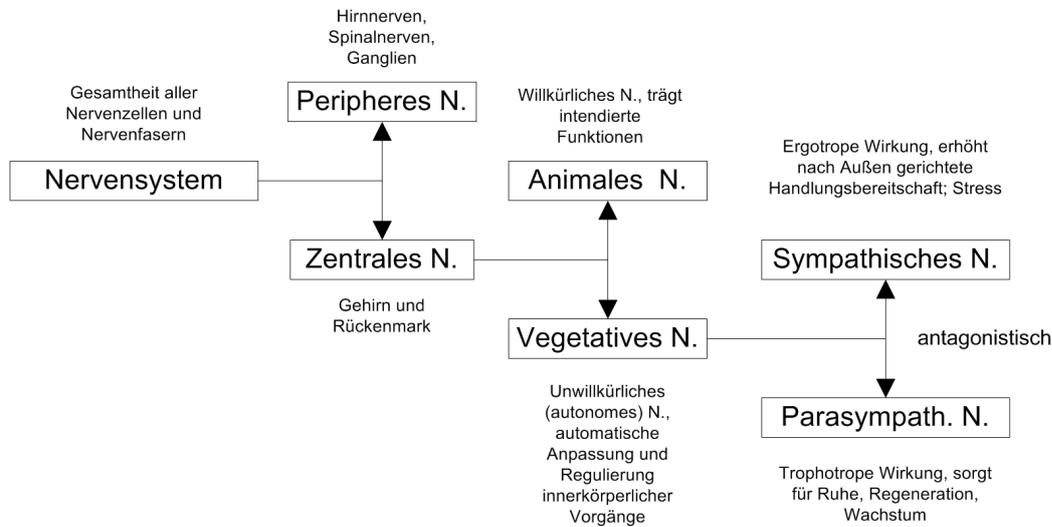


Abbildung 2.2.: Nervensystem des menschlichen Körpers

Der zentrale Übergang zwischen ZNS und peripherem Nervensystem geschieht über die Aus- bzw. Einkopplung von Nervensträngen aus dem und in das Rückenmark. Abbildung 2.3. zeigt ein Rückenmarkssegment mit peripheren Nerven. Das Rückenmark weist im Querschnitt zwei verschiedene Bereiche auf: In seinem Inneren eine schmetterlingsförmige graue Struktur, die graue Substanz. Diese umschließt eine helle Struktur, die weiße Substanz. Die unterschiedliche Färbung liegt in der Zusammensetzung der Substanzen begründet: Die graue Substanz beinhaltet überwiegend ein System aus Zellkörpern (Interneuronennetzwerk) der in Kürze näher beschriebenen Nervenzellen, die weiße Substanz überwiegend deren Bahnsysteme.

Die aus der Vorderseite des Rückenmarks (motorisches Vorderhorn) entspringenden Nervenbahnen leiten motorische Signale zu den Muskeln in der Peripherie (efferente Bahnen), die aus der Rückseite des Rückenmarks (sensibles Hinterhorn) entspringenden Bahnen leiten sensible Signale aus der Peripherie auf ein zweites Neuron oder direkt zum Gehirn (afferente Bahnen). Die afferenten Bahnen sind außerhalb des Rückenmarks in sogenannten Spinalganglien gebündelt, in denen auf neue Zellen weitergeleitet wird, aber keine Weiterverarbeitung, stattfindet.

Die „strukturelle und funktionelle Einheit des Nervensystems“ ist das Neuron [52] (siehe Abbildung 2.4.). An seinem Zellkörper (Soma) mit Zellkern und typischen

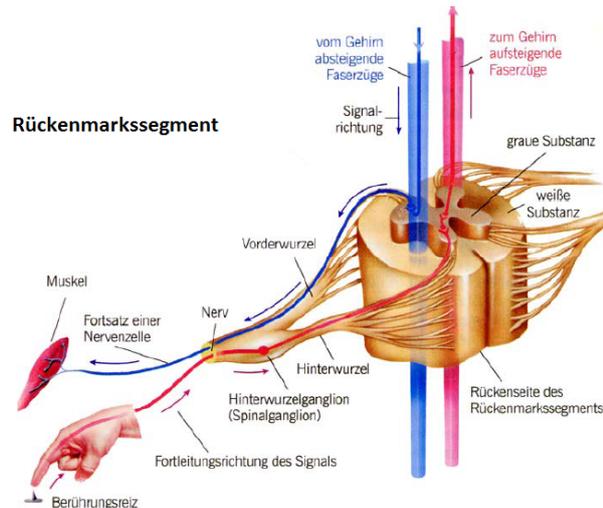


Abbildung 2.3.: Peripheres Nervensystem: Reizweiterleitung, entnommen aus [4]

Zellorganellen, wie den Mitochondrien, befinden sich zwei Arten von Fortsätzen:

- Dendriten, verzweigte Zellfortsätze, über die das Neuron afferente hemmende oder fördernde Signale von bis zu einigen tausend anderen Nervenzellen aufnimmt.
- Ein Axon, über das von der Zelle generierte efferente Impulse zu anderen erregbaren Zellen, z. B. Muskeln oder anderen Neuronen, weitergeleitet werden. Vom Axon können Äste (Kollaterale) abgehen, die das Signal zu weiteren Zellen führen. Die Kollaterale enden in präsynaptischen Endigungen in Form von Endknöpfen oder Platten wie z. B. der Motorischen Endplatte zur Innervation von Muskelzellen. Das Axon ist zur Erhöhung der Reizleitungsgeschwindigkeit oft von Myelinscheiden aus Schwann'schen Zellen umgeben, die in regelmäßigen Abständen durch Ranvier-Schnürringe unterbrochen sind.

Die präsynaptische Endigung des Axons und der postsynaptische Bereich der nächsten Zelle bilden zusammen die Synapse, über die durch Neurotransmitter das elektrische Signal chemisch übertragen und auf der postsynaptischen Seite wieder in elektrischer Form weitergeleitet wird.

Die Summenbildung der eingehenden Signale aller Dendriten eines Neurons geschieht am Axonhügel, dem Übergang zwischen Soma und Axon. Wird hier ein Grenzwert überschritten, kommt es zur Auslösung eines elektrischen Impulses, dem Aktionspotenzial

(AP), das nach der Weiterleitung über das Axon die nächste Synapse erreicht.

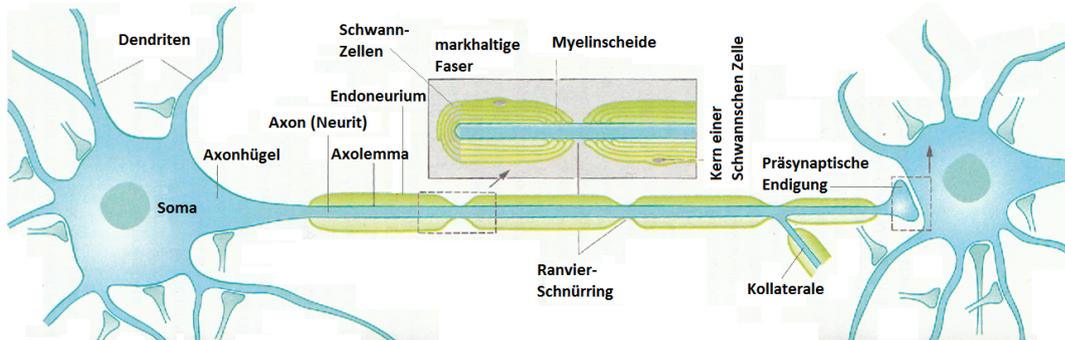


Abbildung 2.4.: Bau und Funktion der Nervenzelle, entnommen aus [52] und geändert

Das Aktionspotential ist Signal und Informationsträger und drückt sich aus durch eine charakteristische Abweichung des Membranpotenzials vom Ruhepotenzial.

Es entsteht, wenn sich das Ruhepotenzial einer Zelle, z. B. am Axonhügel eines Neurons oder der Motorischen Endplatte einer Muskelfaser, in Richtung weniger negative Werte verändert. Erreicht und überschreitet das Membranpotenzial eine gewisse Schwelle, kommt es zu einem Aktionspotential - einer Alles-oder-Nichts-Antwort - unabhängig von der Stärke des auslösenden Reizes:

Potenzialgesteuerte Na^+ -Kanäle in der Zellmembran öffnen sich. Aufgrund der so gesteigerten Natriumleitfähigkeit der Membran strömen Na^+ -Ionen in den Intrazellulärraum, es kommt zur Depolarisation der Zelle, was die weitere Öffnung von Na^+ -Kanälen beschleunigt. Das Zellpotenzial kann so zu positiven Werten („Overshoot“) gelangen. Nach bereits 0,1 ms werden diese Kanäle wieder inaktiv und sind für eine kurze Zeit nicht aktivierbar (refraktär). Die fortlaufende Depolarisation führt gleichzeitig zur vermehrten Öffnung von K^+ -Kanälen und damit zu einem fortlaufenden Ausstrom von K^+ -Ionen. Dieser und die durchgängige Aktivität einer Na^+ - K^+ -Pumpe führen nun zur Repolarisation der Zelle. Da die Membranleitfähigkeit für K^+ -Ionen oft auch nach dem Erreichen des Ruhepotenzials noch erhöht ist, kann es zu einer Nachhyperpolarisation kommen, bei der das Membranpotenzial für kurze Zeit negativere Werte als die des Ruhepotenzials annimmt. Abbildung 2.5. zeigt den Verlauf von Aktionspotential und Ionenleitfähigkeiten nach einer Erregung.

Die Weiterleitung eines Aktionspotenzials (AP) auf der Zellmembran und insbesonde-

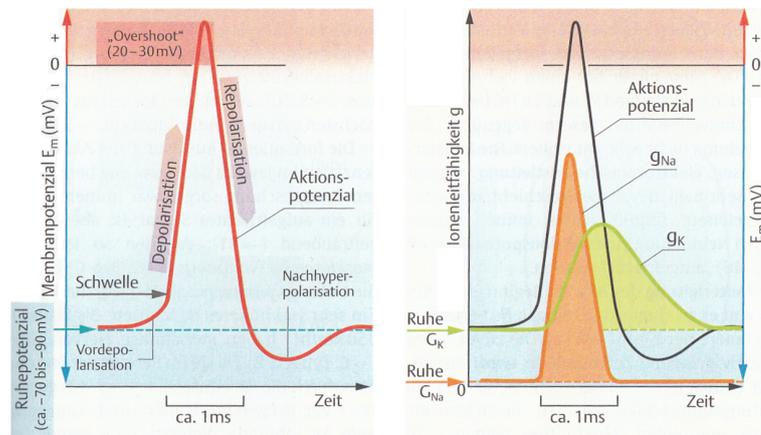


Abbildung 2.5.: Aktionspotenzial (links) und Ionenleitfähigkeit (rechts), entnommen aus [52]

re im Axon einer Nervenzelle geschieht durch Ladungsausgleich zwischen angrenzenden Regionen. Kommt es zu einem AP an einer Stelle, führt dies zur Depolarisation der umliegenden Bereiche, was dort wiederum ein AP auslöst. Durch die Refraktärphase der Na^+ -Kanäle kann das AP sich nur in eine Richtung ausbreiten. Ist das Axon der AP-leitenden Nervenfaser von Myelinscheiden umgeben, kommt es nicht zu einem kontinuierlichen Ladungsausgleich angrenzender Regionen, sondern zu saltatorischem (sprunghaftem) Ladungsausgleich zwischen den Ranvier'schen Schnürringen, was die Fortleitungsgeschwindigkeit erhöht.

Wird ein Aktionspotenzial von einem Motoneuron über seine motorische Endplatte auf eine Muskelzelle übertragen, löst dies dort eine Kontraktion aus.

2.1.2. Physiologie der Skelettmuskulatur

Im menschlichen Körper werden drei Typen von Muskelzellen unterschieden: Herz-, Skelett- und glatte Muskelzellen. Da im Rahmen dieser Arbeit nur die Elektromyographie von Skelettmuskulatur von Interesse ist, werden Herz- und glatte Muskelzellen an dieser Stelle nicht behandelt.

Es lassen sich drei verschiedene Typen von Zellen der Skelettmuskulatur unterscheiden: Langsam zuckende (Typ S, slow) und schnell zuckende (Typ F, fast) Fasern; letztere mit

zwei weiteren Untertypen FR (Fatigue Resistent) und FF (Fast Fatigable).

Langsam zuckende Fasern ermüden langsamer, da ihr Stoffwechsel überwiegend aerob (oxidativ) ist. Sie besitzen viel Myoglobin und daher eine rötliche Farbe, weshalb Fasern dieses Typs auch rote Muskulatur genannt werden.

Schnell zuckende Fasern ermüden rascher und erlangen ihre Energie überwiegend aus anaerobem Stoffwechsel. Sie besitzen viel Glykogen (Kurzzeitspeicher) und dafür weniger Myoglobin, weshalb sie auch weiße Muskulatur genannt werden.

Der prinzipielle Aufbau von Skelettmuskelfasern ist in Abbildung 2.6. zu sehen.

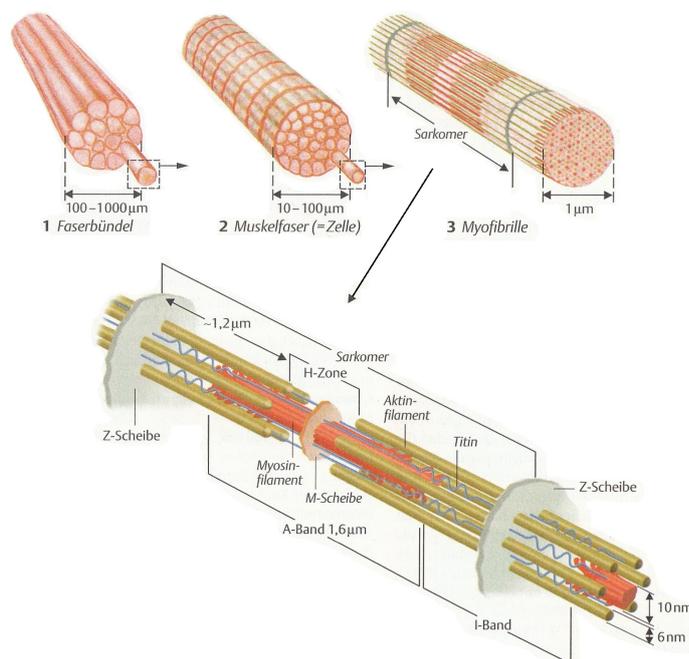


Abbildung 2.6.: Feinaufbau der Skelettmuskulatur, entnommen aus [52] und geändert

Die Skelettmuskulatur besteht aus Bündeln solcher Muskelfasern mit Durchmessern zwischen $100\mu m$ und $1000\mu m$. Die Muskelfasern wiederum setzen sich aus einigen hundert Myofibrillen zusammen, die durch sogenannte Z-Scheiben in ca. $2\mu m$ lange Abschnitte, in Sarkomere, aufgeteilt sind. Das Sarkomer ist die kleinste Funktionseinheit der Muskelzelle. Seine quergestreifte Erscheinung unter dem Lichtmikroskop gibt der Skelettmuskulatur auch den Namen quergestreifte Muskulatur.

Diese Erscheinung ist eine Folge der Anordnung der Sarkomerelemente, die im Wesentlichen aus Myosin-II- und Aktinfilamenten, Titinfäden und scheibenförmigen Verdickun-

gen (Z- und M-Scheiben) bestehen.

Die Aktinfilamente eines Sarkomers sind mittig durch Verdickungen (Z-Scheiben) fixiert und ragen damit je zur Hälfte in zwei benachbarte Sarkomere. In der Mitte des Sarkomers, durch eine M-Scheibe verdickt, befinden sich Myosinfilamente, die sich im sogenannten A-Band mit den Aktinfilamenten derart überlappen, dass sie ineinander gleiten können. Wird die Muskelfaser nun durch ein Aktionspotenzial über eine motorische Endplatte erregt, breitet sich das AP über ein Röhrensystem (transversale Tubuli) über und in die Muskelfaser aus und es kommt zur Ausschüttung von Calciumionen, die eine Wechselwirkung zwischen den Myosin- und Aktinfilamenten, das sogenannte Filamentgleiten, ermöglichen.

An den Myosin-II-Molekülen vorhandene Köpfchen schlagen nach der Bindung an die Aktinfilamente unter Adenintriphosphat(ATP)-Spaltung um (Kraftschlag) und ziehen die Sarkomere damit zusammen, wobei der Arbeitsanteil jedes Köpfchens zwischen 1% und 10% liegt.

Im Falle eines wiederholten Umschlagens der Köpfchen kommt es damit zur isotonen Zuckung (Verkürzung/Kontraktion des Muskels).

Im Falle einer streng isometrischen Zuckung (erhöhte Muskelspannung ohne äußere Verkürzung) kann es nicht zu wiederholtem Umschlagen kommen und die Haltekraft wird durch eine Verformung der Myosinköpfchen aufgebracht.

Die Rückstellung des Muskels bei Beendigung der Zuckung geschieht durch die in den Sarkomeren integrierten und an beiden Z-Scheiben befestigten Titinfäden, die eine gummiähnliche Funktion übernehmen.

In Abbildung 2.7. ist die zeitliche Abhängigkeit von Aktionspotenzial, Calciumausschüttung und der darauf folgenden Kontraktion zu sehen.

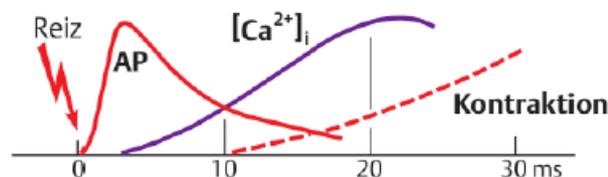


Abbildung 2.7.: Zeitliche Abfolge von Aktionspotenzial, Calciumkonzentration und Kontraktion [52]

2.1.3. Die Motorische Einheit

Muskelfasern der Skelettmuskulatur werden durch ihnen zugehörige Neurone, sogenannte Motoneurone erregt. Ein einzelnes Motoneuron kann über seine Kollaterale mehrere Muskelfasern (25 bis über 1000) erregen; zusammengenommen bilden die Fasern und das sie innervierende Motoneuron eine funktionelle Einheit, die Motorische Einheit. Die Muskelfasern dieser Einheit können über größere Anteile (1 cm^2) des Muskelquerschnitts verteilt sein [52]. Abbildung 2.8. zeigt schematisch eine solche motorische Einheit.

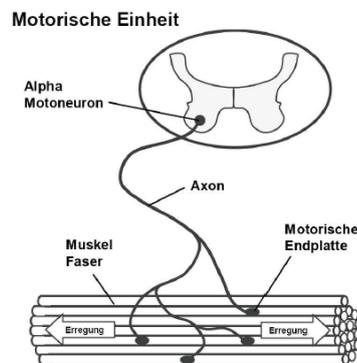


Abbildung 2.8.: Motorische Einheit [15]

Wird nun am Motoneuron ein Schwellpotenzial erreicht, führt dies zur Entstehung einer Depolarisationswelle, die erst die Nervenfasern und dann ausgehend von den Motorischen Endplatten in beiden Richtungen die Muskelfasern entlangläuft. Dies führt direkt zur Kontraktion des Muskels, dicht gefolgt von einer Relaxation: einer Muskelzuckung.

Die Abstufung der Muskelaktivität geschieht über zwei Faktoren:

- Die Anzahl der erregten Motorischen Einheiten (**Rekrutierung**): Je mehr motorische Einheiten einen Muskel innervieren, desto feiner lässt sich die Kontraktionsstärke abstimmen. Je höher die Rekrutierung, desto stärker die Kontraktion.
- Die Frequenz der Erregung (**Tetanisierbarkeit** des Skelettmuskels): Je höher die neuronale Erregungs- und damit Zuckungsfrequenz der Muskelfasern, desto höher die Maximalkraft.

2.2. Myoelektrische Signale

2.2.1. Entstehung

Wenn die postsynaptische Membran einer Muskelfaser depolarisiert wird, breitet sich diese Depolarisation in beide Richtungen entlang der Faser aus. Die auf Ionenströmen beruhende Depolarisation der Muskelfasermembran erzeugt ein elektromagnetisches Feld in der Umgebung der Fasern. Wird nun eine Elektrode in dieses Feld eingebracht, kann sie ein Potenzial messen [26].

Bei der Aktivierung eines Muskels zucken jedoch nicht alle seine Fasern simultan. „Die für eine geordnete Bewegung vom Gehirn erzeugten Aktivierungsmuster werden auf Rückenmarksebene in ein randomisiertes Aktivierungsmuster der motorischen Fasern überführt, um damit die Blutversorgung des Muskels aufrechtzuerhalten und damit eine verlängerte Funktionsausübung zu erreichen“ [46].

Das über einem Muskel gemessene Gesamtsignal, das Elektromyogramm, ist also die zufällige Überlagerung verschiedener einzelner Muskelfaseraktionspotenziale. Es ist abhängig von der geometrischen Anordnung zwischen den Fasern und der Stelle der Messaufnahme sowie der Übertragungsfunktion des dazwischenliegenden Gewebes. Abbildung 2.9. zeigt schematisch die Entstehung eines über den Fasern einer einzelnen Motorischen Einheit gemessenen Summenpotenzials, Motor Unit Action Potential (MUAP) genannt.

2.2.2. Beschreibung und Eigenschaften

Verlauf, Stärke und Charakteristika des gemessenen Signals hängen von vielen Faktoren ab, die im Folgenden behandelt werden sollen. Hierbei wird sich vor allem, sofern nicht anders gekennzeichnet, auf die ausführlichen Arbeiten zur Physiologie und Mathematik myoelektrischer Signale von de Luca [26] bezogen.

In der Charakterisierung des Elektromyogramms lassen sich aufeinander aufbauende Untergruppen bilden, deren Charakteristika alle einen Einfluss auf das überlagerte Gesamtsignal haben:

- die Einzel-Aktionspotenziale,

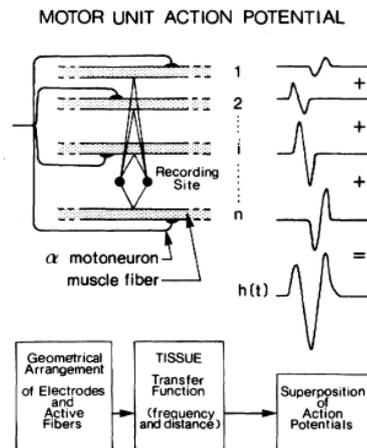


Abbildung 2.9.: Schematische Repräsentation der Entstehung eines Motor Unit Action Potentials [26]

- die Signale der Motorischen Einheiten (Motor Unit Action Potentials),
- die Feuerrate bzw. die Zeit zwischen benachbarten Entladungen einer Motorischen Einheit (Interpulse Intervals),
- die Aufrechterhaltung von Muskelkontraktion: wiederholte Zuckung (Motor Unit Action Potential Trains).

Zuletzt soll das Spektrum des Gesamtsignals und dessen Eigenschaften genauer betrachtet werden.

Die Einzel-Aktionspotenziale

Die Einzel-Aktionspotenziale lassen sich charakterisieren durch Amplitude, Dauer, relative Zeit der Auslösung und Form. Die hier vorhandenen Abhängigkeiten sind in Abbildung 2.10. zusammengefasst dargestellt.

Die Signale der Motorischen Einheiten

Die Form und Amplitude der Motor Unit Action Potentials (MUAP) sind abhängig von den Einflussfaktoren der Einzel-Aktionspotenziale sowie, wie bereits in Abbildung 2.9. aufgezeigt, von der geometrischen Anordnung der einzelnen Muskelfasern zur Messeinrichtung. Aus diesem Grund hat schon eine kleine Bewegung der Elektrode großen Einfluss auf Amplitude und Form des MUAP.

Typischerweise ist die Peak-to-Peak Amplitude eines MUAP im Bereich zwischen $10\mu V$

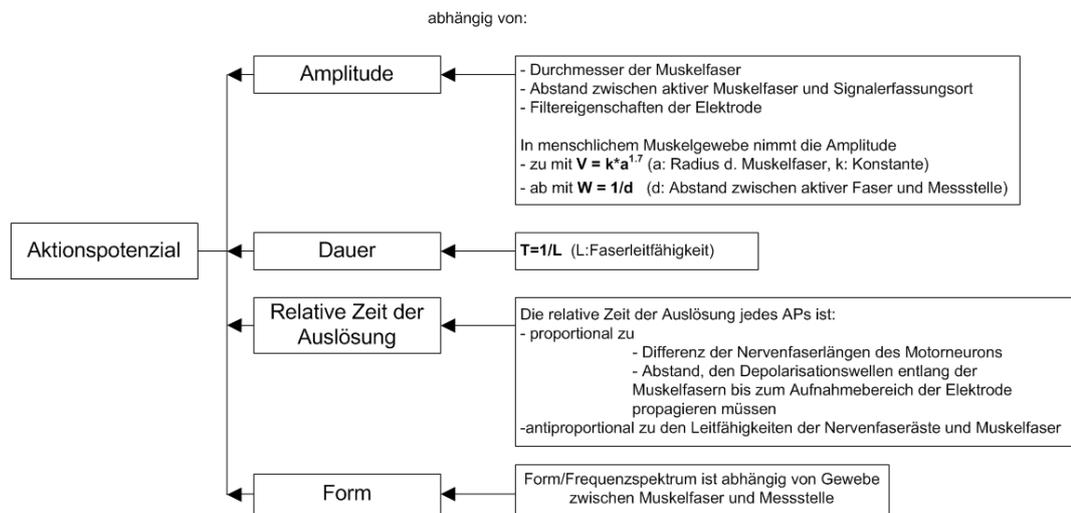


Abbildung 2.10.: Einflüsse auf das Aktionspotenzial des Muskels

und $300\mu V$, abhängig von den aktiven Muskelfasern nahe der Elektrode.

Die Zeitdauer eines MUAP liegt zwischen $1ms$ und $13ms$, abhängig von der Anzahl rekrutierter Muskelfasern am Motoneuron [55].

Die Feuerrate

Die Feuerrate ist die Zeit zwischen benachbarten Entladungen einer Motorischen Einheit. Sie ist aperiodisch, jedoch mit einer Zufallsvariable mit statistischen Eigenschaften über ein Histogramm charakterisierbar. Die Parameter zur Beschreibung der zugrundegelegten Zufallsverteilung sind hier der Mittelwert und die Standardabweichung. Über diese lässt sich aussagen:

- Die Standardabweichung nimmt stark ab, wenn die Feuerrate zunimmt.
- Die Standardabweichung nimmt stark zu, wenn die Feuerrate abnimmt.
- Die Parameter können als linear unabhängig angenommen werden.

Die maximale Feuerrate ist nach oben theoretisch durch die Refraktärzeit der Nervenfasern von ca. $1ms$ begrenzt. Im Falle von faradischen, kurz andauernden Impulsen ($0,1ms$ bis $1ms$) kommt es beim Muskel bei

- bei $3/sec$ zu deutlich getrennten Einzelzuckungen

- bei 10/sec zu einem unvollständigen Tetanus
- bei 50/sec zu einem kompletten Tetanus

[27].

Verschiedene Muskeln haben ihre eigenen spezifischen Feuerraten [55]. Durch den stochastischen Charakter der Feuerrate ist auch das EMG-Gesamtsignal stochastisch.

Die Aufrechterhaltung von Muskelzuckungen: MUAPTs

Aufrechterhaltene Muskelzuckungen, sogenannte Motor Unit Action Potential Trains (MUAPT), lassen sich durch die Einzel-MUAP-Formen und Interpulse-Intervalle charakterisieren. Wenn die geometrischen und biochemischen Eigenschaften unverändert bleiben, bleiben auch die Formen der Einzel-MUAP unverändert. Bei den MUAPT können zu drei Punkten gesondert Aussagen getroffen werden:

Rekrutierung:

- Motorische Einheiten, die zu Beginn aktiv sind, bleiben es während einer anhaltenden Kontraktion.
- Thresholds: Die Reihenfolge der Rekrutierung Motorischer Einheiten (ME) ist größenabhängig. Kleinere ME werden zuerst, dann mit stärker werdender Kraft größere ME rekrutiert. Motorische Einheiten, die bei niedrigeren Kraftlevels rekrutiert werden, haben längere Kontraktionszeiten und erzeugen kleinere Zuckungsspannungen als MEs mit höherem Threshold.

Feuerrate:

Die Feuerrate bleibt nicht einheitlich, sondern ist kraft-/rekrutierungsabhängig und kann zwischen 6 Pulsen/Sek und maximal 65 Pulsen/Sekunde variieren. Während konstanter isometrischer Belastung nimmt die Feuerrate als Funktion der Kontraktionszeit ab. Die damit verbundene Verschiebung des Leistungsspektrums in Richtung niedrigere Frequenzen wird als „Spektrale Kompression“ [55] bezeichnet.

Synchronisation:

Die Synchronisation kennzeichnet die Tendenz einer Motorischen Einheit, sich dann zu entladen, wenn andere Motorische Einheiten dies tun. Mathematisch wird dies über die Kreuzkorrelation beschrieben. Sie nimmt zu, wenn der Muskel ermüdet.

Gesamtsignal, Spektrum und Frequenzabhängigkeiten

Wie in Abschnitt 2.2.1 über die Entstehung elektromyografischer Signale kurz angedeutet wurde, wird die Form und damit das Spektrum des Signals durch das dazwischenliegende Gewebe beeinflusst. Das Gewebe wirkt auf das Signal als Tiefpass, dessen Bandbreite mit dem Abstand abnimmt. Abbildung 2.11. zeigt diesen Zusammenhang.

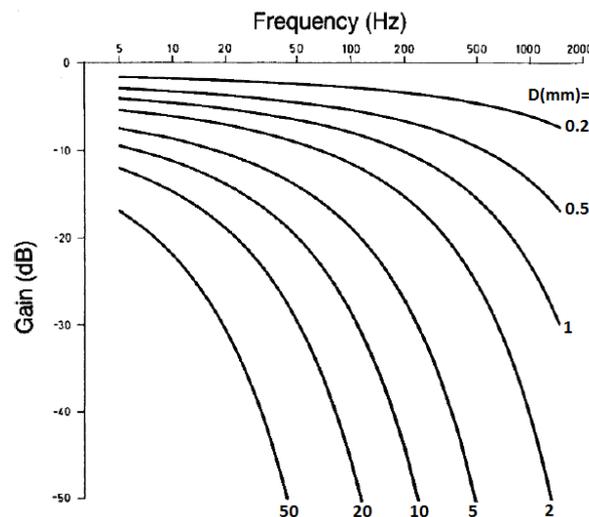


Abbildung 2.11.: Einfluss des Abstands zwischen Elektrode und Muskel durch die Gewebeschichten der Haut [22]. Je dicker die Gewebeschicht, durch die das Signal gemessen wird, desto stärker ausgeprägt ist das Tiefpassverhalten.

Durch diese Filtereigenschaft ist auch das zu messende Elektromyogramm (EMG) abhängig von der Art der Elektroden (siehe Abschnitt 3); Nadelelektroden liegen näher an den aktiven Muskelfasern und ermöglichen dadurch die Messung auch der höheren Frequenzen des Signals.

Wird das EMG wie im Falle der Orthesenanwendung oberflächlich gemessen (surface EMG = sEMG), hat es den größten Teil seiner spektralen Energie unterhalb von 400 Hz bis 500 Hz [55], mit den wesentlichsten Anteilen zwischen 10 Hz und 150 Hz [35]. Von Interesse ist also in der Regel das Frequenzband zwischen 10 und 500 Hz [6]. Die höchste im EMG vorkommende Frequenz wird in der Literatur [27] mit 8000 Hz angegeben.

Ein typisches EMG-Spektrum ist in Abbildung 2.12. gezeigt.

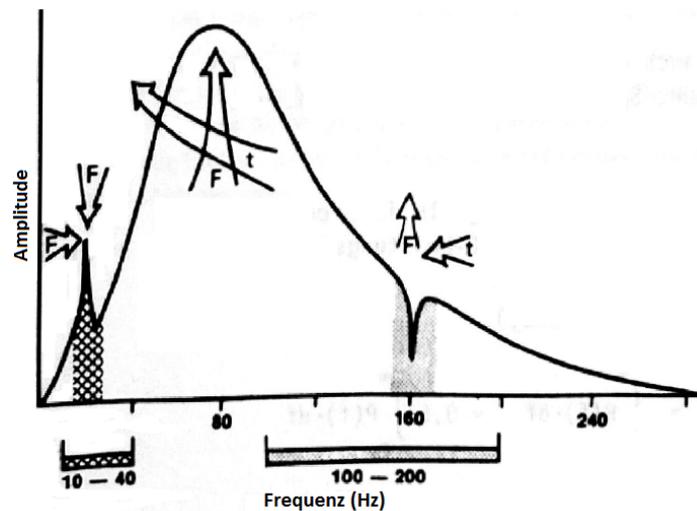


Abbildung 2.12.: Typisches-EMG Spektrum in Abhängigkeit von der Kontraktionsstärke (F) und der Kontraktionszeit (t) [25]. Je länger die Kontraktionsdauer, desto mehr verschieben sich die Signalenergien in Richtung niedrigere Frequenzen. Je stärker die Kontraktion, desto höher die Signalenergie.

Amplitude

Die Spitzenwerte der gemessenen EMG-Amplitude reichen von manchmal nur noch wenigen Mikrovolt bei tetraplegischen Patienten bis zu $5000 \mu\text{V}$ bei Athleten [35].

Das EMG-Gesamtsignal hat einen stochastischen, mittelwertfreien Charakter.

2.3. Die Querschnittlähmung

2.3.1. Krankheitsbild

Eine Querschnittlähmung ist eine „von Höhe u. Ausmaß der Querschnittverletzung abhängige Lähmung durch Ausfall motorischer, sensibler u. extrapyramidal-motor. Leitungsbahnen des Rückenmarks“ [42].

Die Angabe der Verletzungshöhe geschieht über die anatomische Einteilung des Rückenmarks in fünf Segmentbereiche und über eine Durchnummerierung der Wirbel der Wirbelsäule. Die Segmente der Wirbelsäule sind von oben nach unten:

2. Physiologische und anatomische Grundlagen

- acht zervikale (1.-8. Halswirbel, C1-C8),
- zwölf thorakale (Th1-Th12),
- fünf lumbale (L1-L5),
- fünf sakrale (S1-S5) und
- ein coccygeales Segment.

Die Aufteilung ist in Abbildung 2.13. zu sehen.

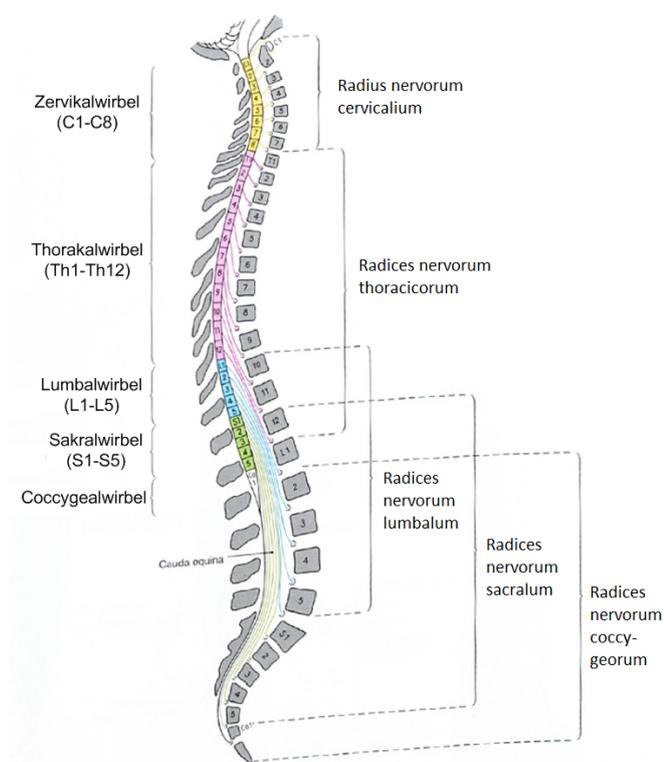


Abbildung 2.13.: Rückenmarkssegmente und Wurzeln der Spinalnerven [41], geändert

Eine Querschnittlähmung wird also durch die Unterbrechung motorisch efferenter sowie sensorisch afferenter Nervenbahnen ausgelöst. Durch die Läsionshöhe des Rückenmarks lassen sich Aussagen über die prinzipiell verbleibenden motorischen und sensiblen Restfunktionen treffen.

Mit 64% ist die Mehrheit der Querschnittgelähmten paraplegisch - d.h. von motorischen

Ausfällen im Bereich der Beine und des Rumpfes betroffen [46]. Die übrigen 36% sind Tetraplegiker, hier kommt es zusätzlich zum Ausfall von motorischen Funktionen des oberen Rumpfes, der Arme und Hände. Typischerweise liegt die Läsionshöhe bei Tetraplegikern im Bereich des vierten bis siebten Halswirbels (C4-C7). Die hiervon Betroffenen stellen die Hauptzielgruppe des Orthesenforschungsprojektes OrthoJacket.

Daneben ist insbesondere die Schwere der Verletzung des Rückenmarks entscheidend. Es wird klinisch zwischen inkompletter zentraler Lähmung, kompletter zentraler Lähmung und peripherer Lähmung unterschieden [46].

- Eine **inkomplette zentrale Lähmung** zeichnet sich dadurch aus, dass Teile der primären motorischen Neuronen im Rückenmark geschädigt, die folgenden Verbindungen der sekundären motorischen Neurone vom Rückenmark zur Muskulatur aber erhalten sind.
- Eine **komplette zentrale Lähmung** ist dadurch gekennzeichnet, dass alle primären motorischen Neuronen durch die Läsion unterbrochen, die peripheren Nerven aber vollständig erhalten sind.
- Eine **periphere Lähmung**, ebenfalls unterschieden in komplette oder inkomplette Lähmung, kennzeichnet eine Schädigung der sekundären motorischen Neuronen, also der peripheren Nervenbahnen.

Je nach Komplexität der Lähmung können damit auch bei hohen Läsionen im Falle inkompletter zentraler Lähmung motorische Restfunktionen erhalten bleiben, die zusätzlich zur Steuerung einer Orthese verwendet werden können.

2.3.2. Steuerung aktiver Orthesen: Relevante Muskeln

Mit hochquerschnittgelähmten C4-C7-Tetraplegikern als Zielgruppe für aktive Orthesen im Bereich der oberen Extremitäten ergeben sich automatisch eine Reihe von Randbedingungen für die Auswahl der nutzbaren Restmuskulatur zur myoelektrischen Steuerung des Systems. Bei Patienten mit einer Läsion im Bereich ab dem vierten Halswirbel kann nur noch von einer Funktionalität der Kopf-, Nacken- und Halsmuskulatur sicher ausgegangen werden.

2. Physiologische und anatomische Grundlagen

Die noch funktionierenden Nervenbahnen des Rückenmarks sind hier in erster Linie die des Plexus Cervicalis, einem Halsnervengeflecht, das aus den anterioren Ästen der Nervenwurzeln der Segmente C1 bis C4 mit Anteilen von C5 gebildet wird. Die efferenten motorischen Nerven des Plexus Cervicalis führen zur ventralen Halsmuskulatur, zu den Zungenbeinmuskeln sowie zum Zwerchfell. Die afferenten sensiblen Bahnen laufen zu Ohr, Hals, der Haut über dem Schlüsselbein und zur Schulter.

Weiterhin können von den Hirnnerven innervierte Muskeln vorausgesetzt und zur Steuerung genutzt werden. Wichtig für die Anwendung in diesem Fall sind in erster Linie der Nervus Accessorius (N. XI.) zur Kopfdrehung und Schulterhebung sowie der Nervus Facialis (N. VII.) und Trigeminus (N. V.) für Gesichtsmuskulatur und damit unter Anderem Mimik.

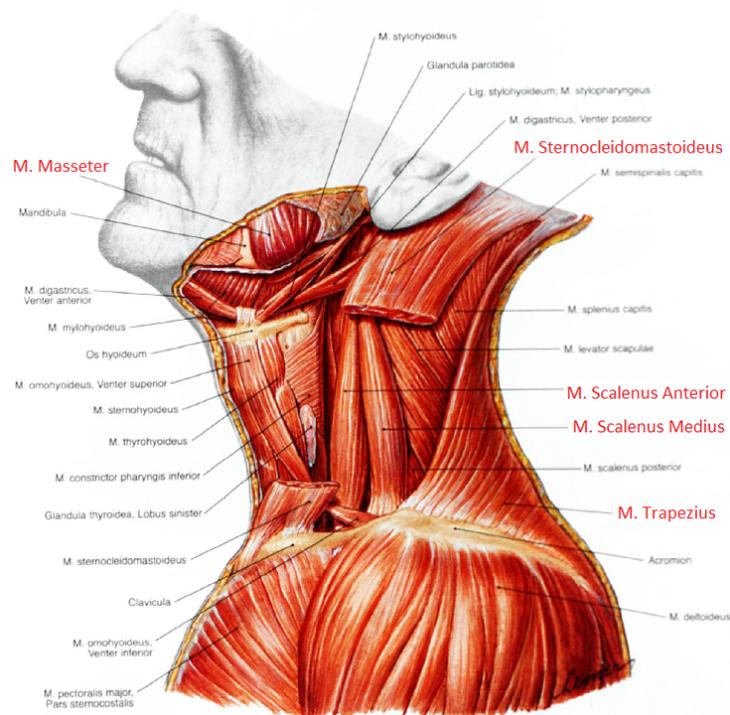


Abbildung 2.14.: Hals- und Nackenmuskulatur [41], geändert

Die wichtigsten Muskeln des Hals- und Nackenbereiches sind in Abbildung 2.14. zu sehen. Recherche und ein Gespräch über sinnvoll nutzbare Muskulatur zur myoelektrischen Orthesensteuerung mit Herrn Dr. Winkler, Neurochirurg der Neurochirurgischen Klinik

Karlsruhe, führten auf eine Eingrenzung auf folgende Muskeln, in Abbildung 2.14. rot markiert:

- M. Trapezius, vom Accessoriusnerv mitinnerviert. Je weiter die Messung von Muskelaktivität auf dem Muskel kranial (also zum Schädel hin) durchgeführt wird, desto wahrscheinlicher ist ein Signal, da die Mitinnervation durch den Accessoriusnerv in diese Richtung zunimmt.
- M. Masseter, Kaumuskulatur am Unterkiefer, in erster Linie durch den Trigeminusnerv innerviert. Dieser Muskel ist leicht willkürlich anzusteuern, befindet sich aber im Gesicht.
- M. Sternocleidomastoideus, von Hirnnerven, vor allem dem Accessoriusnerv innerviert. Der seitliche Halsmuskel wird für die Kopffrotation sowie die Ventralreflexion, also Neigung des Halses, verwendet und ist leicht willkürlich aktivierbar.
- M. Scalenus Anterior und Medius, von den Querfortsätzen der Nerven des Plexus Cervicalis (C3-C7) innerviert, führen zu seitlichem Nicken. Problematisch ist, dass die Innervation in der Regel unwillkürlich zur Kopfstabilisierung bei Bewegung im Raum passiert und der Muskel daher schwierig willentlich anzusteuern ist.
- M. Temporoparietalis, vom Facialisnerv innerviert, spannt die Kopfhaut, indem er sie nach dorsal zieht. Der Muskel wird auch beim „Ohrenwackeln“ verwendet und ist, teilweise nach einiger Übung, willentlich aktivierbar.

Bei Operationen wird im Wesentlichen auf zwei Arten auf die obere Halswirbelsäule zugegriffen [Dr. med. Winkler]:

- Bei einem Eingriff von dorsal (vom Rücken aus) werden oft notwendigerweise Teile der Nackenmuskulatur durchtrennt. Diese wächst zwar wieder zusammen, dürfte aber vor allem in der ersten Zeit der Rehabilitation zu schlechteren Signalen führen.
- Bei Eingriffen von ventral (vom Bauch aus) wird die frontale/seitliche Halsmuskulatur häufig lediglich beiseitegeschoben und nicht durchtrennt. Dies spricht bei der Wahl der für die Orthesensteuerung zu messenden Muskulatur prinzipiell für Muskeln im vorderen/seitlichen Halsbereich.

Gegen die Vermessung von Muskeln im Gesicht, wie z. B. dem M. Masseter aber auch anderen, für die Mimik bedeutsamen Muskeln, spricht eine womöglich fehlende Akzeptanz durch den Patienten, da der Gesichtsbereich oft der einzige noch voll funktionierende/-gesunde Körperbereich ist und durch technische Anbringungen entfremdet würde.

Als primär zu vermessender Muskel für die Orthesensteuerung wurde daher der *Musculus Sternocleidomastoideus* gewählt, da dieser einen Kompromiss in allen Bereichen darstellt: in der Lage bei einer Operation, der willkürlichen Aktivierbarkeit, Auffälligkeit im Kopfbereich sowie der prinzipiellen Möglichkeit verschiedener Befestigungsarten der Sensorelemente.

3. Messung und Verarbeitung des Elektromyogramms

In diesem Kapitel werden die zwei unterschiedlichen Wege zur Messung des Elektromyogramms durch Elektroden erläutert, einige Elektrodentypen in einem ersten Anlauf gegenübergestellt und die Signalfilterung sowie Methoden zur Signalanalyse behandelt.

3.1. Biopotenzialmessung mit konventionellen konduktiven Elektroden

3.1.1. Messprinzip

Konduktive Elektroden stellen das bislang gebräuchlichste Medium der Biopotenzialmessung dar und koppeln das Biosignal über einen galvanischen Kontakt zum Körper aus. Die gemessenen elektrischen Potenziale im menschlichen Körper werden durch Ionenströme induziert. Die in Messeinrichtungen resultierenden Ströme sind jedoch die Folge von bewegten Elektronen. Daher muss es einen Ionen-Elektronenübergang geben, der in einer Konzentrationspolarisation resultiert [58]. Der Ladungsträgerübergang von Ionenleitung im wässrigen (körpereigenen) Milieu hin zu Elektronenleitung in Festkörpern geschieht an der Elektrode. Nach der Form des Ladungstransportes durch die Phasengrenze zwischen Körper und Elektrode unterscheidet man [32]:

- Redoxelektroden, deren Ladungsträger Elektronen sind.
- Ionenelektroden, bei denen Ionen die durch die Phasengrenze tretenden Ladungsträger sind.

Abbildung 3.1 zeigt von zwei parallelen Pfaden denjenigen, der zur konduktiven Biosignalmessung verwendet wird, den sogenannten Nernst-Pfad. Dieser Pfad ist gekennzeichnet durch einen aus toten Zellen im Stratum Corneum (Hornhaut) entstehenden Übergangswiderstand und ein Interface-Potential, dessen elektrochemischer Übergang durch die Nernst-Gleichung beschrieben wird [17].

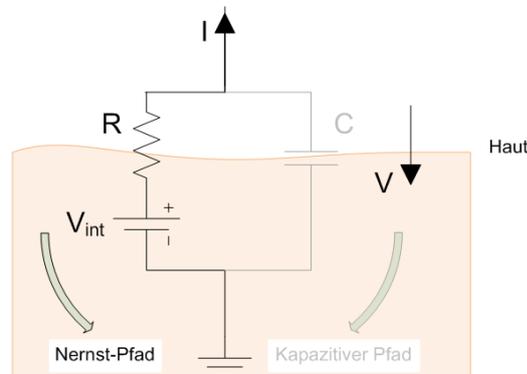


Abbildung 3.1.: Nernstpfad: Konventionelle Elektroden, angelehnt an [17]

Beim Phasenübergang wird weiterhin zwischen reversiblen Austausch und nicht-reversiblen Austausch von Ladungen zwischen Elektrode und Elektrolyt unterschieden. Im zweiten Fall kommt es zur Polarisation und über die dadurch entstehende Polarisationsspannung zu einer Änderung des Elektrodenpotentials und zu einem frequenz- und stromdichteabhängigen kapazitivem Verhalten an der Grenzschicht. Diese ist als Helmholtz-Doppelschicht bekannt [36]. Die Bildung von Helmholtz-Doppelschichten wird heute durch die Kombination geeigneter Metalle und Elektrolyte verhindert, die im nächsten Abschnitt kurz angesprochen werden.

3.1.2. Elektrolyt-, Trocken- und Nadelelektroden

Bei konventionellen konduktiven Elektroden unterscheidet man im Wesentlichen drei Arten von Elektroden: Elektrolyt-, Trocken- und Nadelelektroden. Elektrolytelektroden

können passiv oder aktiv ausgelegt sein, Trockenelektroden sind meistens aktiv ausgelegt. Die Anbringung kann bei den Oberflächenelektroden auf unterschiedlichem Weg, zum Beispiel über Klebe- oder Saugflächen geschehen.

Elektrolyt-Elektroden

Der im Nernstpfad vorhandene Widerstand der Hornhaut lässt sich durch Aufrauen aber auch Befeuchten um viele Größenordnungen verkleinern. Zur Verbesserung der Übergangsimpedanz zwischen Haut und Elektrode wird daher häufig ein Elektrolyt verwendet, das außerdem den Übergang einer Ionensorte aus der Elektrodenphase in die Lösungsphase ermöglicht und damit die Entstehung der oben beschriebenen Helmholtz-Doppelschichten, also eine Polarisierung verhindert [36]. Häufig werden hierzu Silber-Elektroden in Kombination mit einem mit Chlorionen gesättigten Elektrolyt verwendet. Elektrolyt-Elektroden besitzen dadurch Übergangsimpedanzen im Bereich zwischen 10 k Ω und 50 k Ω [36].

Weiterhin wirkt das Elektrolyt bei kleinen Bewegungen als „Shock-Absorber“, der Bewegungsartefakte im Signal verringert [51].

Trockenelektroden

Bei Trockenelektroden wird auf ein solches Elektrolyt verzichtet. Dies erhöht die Elektrodenimpedanz um mindestens einen Faktor 2 und macht das Signal empfindlicher für Störungen wie Netzbrummen oder Bewegungsartefakte. Werden die Elektroden auf Basis von leitfähigem Garn in Textil integriert (textile Elektroden), erhöht sich die Übergangsimpedanz nochmals bis in den Megaohm-Bereich und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis nimmt durch steigendes Rauschen ab [36].

Zur Verringerung von Störungseinkopplungen in das Signal auf dem Weg über das Anschlusskabel zum Verstärker können die Elektroden aktiv ausgeführt sein – noch in der Elektrode kommt es dann zur Impedanzwandlung und Vorverstärkung.

Nadelelektroden

Nadelelektroden sind invasiv und sollen daher aufgrund der ausschließlich oberflächlichen EMG-Ableitung beim OrthoJacket hier nur der Vollständigkeit halber und im Weiteren nicht weiter angesprochen werden. Die Einbringung invasiver Elektroden hat mehrere Vorteile und ist daher in der klinischen Praxis das präferierte Mittel der Wahl:

- Die Übergangsimpedanz ist sehr klein.
- Die gemessenen Signale sind räumlich wesentlich feiner aufgelöst und lassen Rückschlüsse auf einzelne Motorische Einheiten zu [32]
- Die Signale werden nicht oder nur wenig durch dazwischenliegendes Gewebe gedämpft (siehe Abschnitt 2.2.2) und besitzen damit eine höhere Bandbreite

3.2. Biopotenzialmessung mit kapazitiven Elektroden

3.2.1. Messprinzip

Eine völlig andere Möglichkeit der Messung von Biopotenzialen ist die kapazitive – und damit galvanisch getrennte – Auskopplung des Signals auf eine Elektrodenfläche. Die Entwicklung eines solchen Typs kapazitiver Elektroden wurde auf Basis eines Feldeffekttransistors erstmalig 1969 von Richardson und Lopez veröffentlicht [24]. Abbildung 3.2 veranschaulicht diesen zweiten, kapazitiven Pfad zur Aufnahme von Biosignalen.

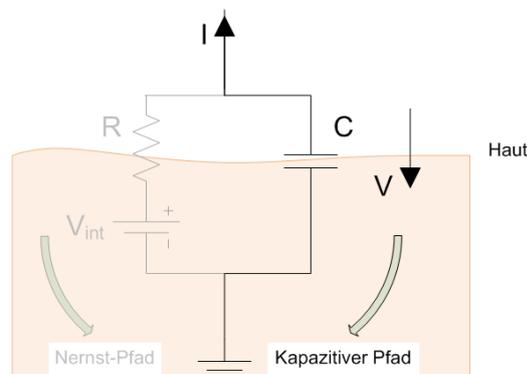


Abbildung 3.2.: Kapazitiver Pfad: Kapazitive Elektroden, angelehnt an [17]

Hierbei bilden Elektrode und Hautoberfläche einen Kondensator mit zwei gleichgroßen Kondensatorplatten. Das so vom Körper kapazitiv ausgekoppelte Feld erzeugt auf der Kondensatorplatte der isolierten Elektrode einen Verschiebungsstrom [58], der hochohmig gemessen bzw. impedanzgewandelt wird.

Die allgemeine Formel für Plattenkondensatoren trifft auch hier zu, wobei A die Elektrodenfläche bzw. die äquivalente Fläche auf der Haut, d der Abstand zwischen Körperoberfläche und Elektrode bzw. der aufgetragenen Isolationsschicht und ϵ_r ihre Dielektrizitätszahl ist. Die Koppelkapazität C_k beträgt

$$C_k = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (3.1)$$

Zu beachten ist, dass der Eingangswiderstand der Schaltung mit der Kapazität der Elektrode einen RC-Hochpass bildet. Die sich hieraus ergebenden Konsequenzen und weitere Besonderheiten im Aufbau werden in Abschnitt 4.1.1 behandelt.

Bei der Wahl der Isolationsschicht auf der Elektrode werden zwei Kategorien unterschieden [36]:

- Starke kapazitive Kopplung: Dünne Isolationsschicht, maximales ϵ_r . Die sich ergebenden Kapazitäten liegen im Bereich einiger $1000pF$. Dies funktioniert jedoch nur bei direktem Elektroden-Haut-Kontakt, da andernfalls das durch einen Luftspalt in Reihe geschaltete zweite Dielektrikum Luft mit wesentlich kleinerem ϵ_r dominiert.
- Schwache kapazitive Kopplung: Es wird lediglich eine Isolationsschicht mit ϵ_r zur Sicherstellung des kapazitiven Verhaltens aufgebracht. Die sich ergebenden Kapazitäten liegen im Bereich einiger $1pf$ bis $100pF$. In der Regel wird eine schwache kapazitive Kopplung angenommen, da bei einem gewissen Abstand zum Körper die dielektrische Schicht aufgrund der Dominanz des Luftspalts keinen Einfluss auf die Messung des Signals mehr hat.

Aufgrund der niedrigen Amplitude des Signals sind kapazitive Elektroden immer aktiv ausgelegt, das Signal muss also noch in der Elektrode impedanzgewandelt und verstärkt werden.

3.2.2. Historie und Stand der Technik

Nach der Entwicklung der ersten kapazitiven Elektrode durch Lopez und Richardson Jahr 1969 kam es für etwa 30 Jahre in der Biomedizintechnik nicht zu nennenswerten

Neuerungen auf dem Gebiet der kapazitiven Sensorik. In neuester Zeit jedoch wurden vermehrt Ergebnisse publiziert, die die Funktionalität und neuen Möglichkeiten kapazitiver Sensoren zur Biosignalauffassung belegen.

2001 entwickelte ein amerikanisches Unternehmen, Quantum Applied Science and Research inc. (QUASAR), im Rahmen eines DARPA-Projektes kontaktlose Sensoren zur Überwachung der Herzrate.

Es folgten 2004 bis 2006 Ergebnisse der koreanischen Arbeitsgruppe um Lim, die erstmals auf kapazitiven Elektroden basierende kontaktlose EKG-Messeinrichtungen in Stühlen [11, 21], Toilettensitzen [12] und Badewannen [20] präsentierten. Gourmelon et al. zeigten 2006, dass sEMG mit kapazitiven Sensoren erfolgreich durch Baumwollkleidung hindurch am Bizeps gemessen werden kann [6].

Im Jahr darauf folgten Veröffentlichungen, die die erfolgreiche kapazitive Messung von EMG, auch durch Kleidung, bestätigten [54] und erstmals textile kapazitive Elektroden zum Einsatz brachten (ConText Projekt) [23]. Die kapazitive Messung von EKG wurde von den Arbeitsgruppen um Maruyama in Abhängigkeit von Referenzpotenzialen [28] weiter untersucht und von einer Aachener Arbeitsgruppe erfolgreich zu einem kabellosen, in einen Stuhl integrierten System entwickelt [1]. 2008 wurde von einer Arbeitsgruppe um Langereis in Zusammenarbeit mit Philips die Durchführbarkeit kontaktloser Vermessung von Oberflächen-EMG und -EKG erneut nachgewiesen [17].

2009 publizierte Oehler in Braunschweig erfolgreiche Entwicklungen und Tests eines kapazitiven EEG-Helms für Brain-Machine-Interfaces sowie ein System zur kontaktlosen Erzeugung von Body-Surface-Potential-Maps [36].

Eine Arbeitsgruppe um Prance verkündete im selben Jahr die Entwicklung neuer ultrahochimpedanter Sensoren zur Erfassung von sEMG mit einer räumlichen Auflösung von $25\mu m$ [39].

Die Publikationen zeigen, dass kapazitive Sensorik zur Biosignalmessung im Laborumfeld erfolgreich funktionieren kann. Untersuchungen zur praktischen Anwendbarkeit, z. B. im klinischen Alltag, sind Gegenstand aktueller Forschung. Beispiel hierfür ist eine Studie zur klinischen Verwendbarkeit kapazitiver EKG Technik im Jahr 2010 durch Czaplik et al., der zufolge sich das getestete System in einem präklinischen Status befindet, da es eine erfolgreiche Detektion von Herz-Rhythmus-Störungen, jedoch noch keine Diagnostik im Bereich der Generation und Weiterleitung von elektrischen Strömen, z. B. bei der Detektierung myokardialer Ischämien, ermöglicht [5].

3.2.3. Vorteile und Problematiken

Aus der Wissenschaftsliteratur lassen sich bereits einige Vorteile und Problematiken bei der Verwendung kapazitiver Elektroden erkennen.

Vorteile

- Die Messung der Biosignale kann durch Kleidung, Stoff, Haare oder z.,B. verbrennungsgeschädigte Haut geschehen und benötigt keine lange Vorbereitungszeit, wie dies durch Hautsäuberung, Elektrolytaufbringung etc der Fall wäre.
- Hierdurch können die Elektroden z. B. in Textil oder Gegenstände (Kim et al.) integriert werden,
- Dies ermöglicht eine praktisch unsichtbare medizinische Überwachung.
- Kein Hautirritationsrisiko (toxikologische Bedenken [51] durch Elektrolyte; oder mechanisch bedingte Drucknekrosen durch Saugelektroden, vor allem bei chronischer Anwendung).
- Erhöhte Sicherheit durch die galvanische Trennung zwischen Patient und Elektronik.
- Prinzipiell ist eine realitätsgetreuere Amplitudenmessung des Biosignals durch die extrem hohe Eingangsimpedanz möglich. Da nur ein Verschiebungsstrom gemessen wird, kommt es nicht zur Belastung der Quelle durch die Messung [39].

Problematiken

- Durch den kapazitiven Eingang der Messeinrichtung werden keine Gleichspannungskomponenten übertragen.
- Da das aufgefasste Signal sehr schwach ist, ist auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) oft schlechter als bei konventionellen Elektroden.
- Durch die in Gleichung (3.1) ersichtliche Abhängigkeit des Signals vom Abstand zwischen Elektrodenfläche und Körperoberfläche ist dieses gegenüber konventionellen Elektroden besonders anfällig für Bewegungsartefakte.

Besonders die letzte Problematik der Bewegungsartefakte stellt das fundamentalste Hindernis in der Anwendung kapazitiver Sensorik dar. Das Problem wird ersichtlich, wenn man das elektrische Verhalten eines Kondensators betrachtet. Der Strom i durch den Kondensator

$$i = C \cdot \frac{du}{dt} + u \cdot \frac{dC}{dt} \quad (3.2)$$

ist abhängig von der Spannung u über dem Kondensator und dem momentanen Wert der Kapazität C . Da sich die Kapazität aber durch Bewegungen zeitlich ändert, wird der zweite Teil der Gleichung hinzugefügt. Dadurch lässt sich der Effekt von Bewegungen $\frac{dC}{dt}$ auf das Signal nicht mehr vom Effekt durch Muskelsignale $\frac{dU}{dt}$ unterscheiden [17]. Diese Problematik führte und führt teilweise zur generellen Ablehnung der Verwendung kapazitiver Elektroden im Bereich der Prothetik: „Aufgrund der variablen, vom Anpressdruck abhängigen kapazitiven Kopplung und wegen des Rauschens und der Bewegungsartefakttempfindlichkeit hat die kapazitive Elektrode keine Relevanz für die Praxis“ [13]. Bekannte Lösungsansätze und ein eigener Lösungsansatz zur Reduktion von Bewegungsartefakten werden in Abschnitt 4.3 vorgestellt.

3.3. Erste Gegenüberstellung

Aus den obigen Eigenschaften kapazitiver Elektroden ergibt sich die Frage nach dem Überwiegen von Vor- bzw. Nachteilen im jeweiligen Anwendungszusammenhang. Hierbei ist insbesondere auch der Vergleich mit konventionellen Elektroden von Interesse, den Searle und Kirkup in einer Studie zwischen Elektrolyt-, trockenen und isolierenden (kapazitiven) Elektroden anstellten [51]. Abbildung 3.3 veranschaulicht die wichtigsten Ergebnisse dieser Studie, die im Ergebnis trockene und kapazitive Elektroden der Benutzung von Elektrolytelektroden überwiegend vorzieht.

Eine weitere Abwägung zwischen Vor- und Nachteilen kapazitiver Elektroden gegenüber konventionellen Elektroden sollen die in den folgenden Kapiteln erarbeiteten Ergebnisse zu kapazitiver Sensorik ermöglichen.

| Feuchtelektroden (Ag/AgCl) | Trockenelektroden (Edelstahl), geschirmt | Kapazitive Elektroden (Metall/ Halbleiter mit dielektrischer Oberfläche), geschirmt |
|---|--|---|
| Interferenz nicht-stationärer elektrischer Felder/bewegter Ladungen in der Umgebung | | |
| | Wegen hoher Eingangsimpedanz sehr sensibel für Ladungen in der (nahen) Umgebung: Shielding notwendig. Dann aber: | |
| | Interferenz 40 dB niedriger als bei Elektrolytelektroden | Interferenz 34 dB niedriger als bei Elektrolytelektroden |
| Bewegungsartefakte | | |
| | Zu Beginn signifikant höher als bei Elektrolytelektroden, zum Ende dann aber: | |
| | um 8.2 dB niedriger | um 6.8 dB niedriger |
| Elektrolytbenutzung | | |
| - bei chronischer Nutzung: Dehydrierung des Gels, Signalqualität lässt nach - toxikologische Bedenken - Vorteil: „Shock-absorber“ | Nicht notwendig, dafür aber kein „Shock-absorber“ | |

Abbildung 3.3.: Quantitativer Vergleich zwischen Elektrolyt-, trockenen und kapazitiven Elektroden

3.4. Signalfilterung

Da kapazitive Elektroden ausschließlich aktiv sind und daher in der Elektrode oft auch bereits eine analoge Signalfilterung stattfindet, wird die übliche Wahl der Filtereigenschaften von aktiven EMG-Elektroden im Folgenden kurz dargestellt.

Wie in Abschnitt 2.2.2 bereits angesprochen, sind im Spektrum des sEMG vor allem die Frequenzen unterhalb von 500 Hz bis 1000 Hz von Interesse. Die darüber liegenden Frequenzen werden durch einen Tiefpass zwecks nachfolgender Digitalwandlung zur Vermeidung von Aliasing abgeschnitten.

Je nach zu messendem Biosignal wird das Spektrum nach unten durch einen Hochpass begrenzt. Sind bei EKG auch die Frequenzen im Bereich einiger mHz und bei EEG die Frequenzen ab 1 Hz von Interesse, kann bei der Messung EMG ein Tiefpass mit einer höheren Grenzfrequenz von 5 Hz bis 30 Hz verwendet werden, der hier vor allem auch zur analogen Vorfilterung von Bewegungsartefakten dient.

Zusätzlich können zur Unterdrückung von 50 Hz-Netzbrummen im Signal, das zur Über-

steuerung der Verstärker führen kann, 50 Hz-Notchfilter und Notchfilter für die dadurch entstehenden Oberschwingungen verwendet werden. Die 50 Hz-Filterung ist aber je nach Stärke des Brummens nicht zwingend in analoger Form auf der Elektrode notwendig und kann auch in einem späteren Signalverarbeitungsprozess digital passieren.

Die Wahl der Grenzfrequenzen und Filter ist in der Literatur nicht einheitlich und hängt stark vom Anwendungsziel und den Rahmenbedingungen des Aufbaus ab. Abbildung 3.4 zeigt noch einmal schematisch die Filterung des Signals.



Abbildung 3.4.: Filterung des EMG-Signals auf der Elektrode

3.5. Signalanalyse

Zur Auswertung des EMG-Signals stehen verschiedene mathematische Hilfsmittel und Filtermethoden zur Verfügung, von denen einige im Folgenden kurz aufgezeigt werden:

Stichprobenmittelwert und Standardabweichung

Eine Möglichkeit zur Bestimmung der EMG-Aktivität ist die Berechnung der Standardabweichung des Signals, „die ein direktes Maß für den Energiegehalt und damit für die Aktivierungsfrequenz und für die Zahl der aktivierten motorischen Einheiten der Signalquelle darstellt“ [46].

Der für die Berechnung der Standardabweichung notwendige Stichprobenmittelwert aus n Werten x_i berechnet sich zu

$$\hat{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i. \quad (3.3)$$

Der Stichprobenmittelwert \hat{x} ist eine Schätzung des wahren Mittelwertes μ_x und selbst wieder eine stochastische Größe [10]. Zur zeitabhängigen Schätzung des Signals wird ein

gleitender Stichprobenmittelwert berechnet.

Die Stichprobenvarianz ergibt sich hiermit zu

$$S_x^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x})^2. \quad (3.4)$$

S_x ist die Standardabweichung der Stichprobe.

Median- und Mittenfrequenz

Weiterhin kann die Median- und Mittenfrequenz herangezogen werden. „Die Median- und die Mittenfrequenzverschiebung stellen gute Schätzparameter für die Muskelermüdung dar und variieren von Beginn bis Ende einer ermüdenden Kontraktion.“ [13] Sie ist daher ein Indikator für die Spektrale Kompression beschrieben in Abschnitt 2.2.2.

Die Medianfrequenz f_{med} teilt das Leistungsdichtespektrum $S(f)$ des EMG in zwei gleichgroße Flächen und ist definiert über

$$f_{med} : \int_0^{f_{med}} S(f) df = \int_{f_{med}}^{\infty} S(f) df = 0,5 \cdot \int_{-\infty}^{\infty} S(f) df. \quad (3.5)$$

Die Mittenfrequenz f_m ist das normierte, einseitige erste spektrale Moment und definiert als

$$f_m = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot S(f) df}{\int_0^{\infty} S(f) df}. \quad (3.6)$$

Die Medianfrequenz ist auch ein Maß für die mittlere Reizleitungsgeschwindigkeit.

Adaptiver Filter

Das Signal kann zur Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses gefiltert werden. Von den vielen Filteransätzen wird hier nur ein adaptiver Ansatz vorgestellt, der von Meek, Fetherston und Park mit anderen Ansätzen verglichen und weiterentwickelt wurde [30,

37]. Dieser wird zwar in der Form in dieser Arbeit nicht verwendet, das in ihm zugrundeliegende Prinzip der adaptiven Signalverarbeitung jedoch an mehreren Stellen herangezogen.

Abbildung 3.5 zeigt zuerst den normalen Prozessfluss der Muskelaktivität bis zum kraftproportionalen Kontrollsignal.

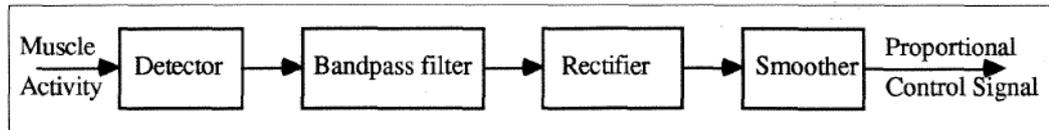


Abbildung 3.5.: Proportionaler myoelektrischer Prozessfluss, entnommen aus [30]

Eine Lösung für ein grundsätzliches Problem in der Prothesen- und Orthesensteuerung stellt der adaptive Filter dar. Prothesen- und Orthesensysteme sind echtzeitgebunden, d. h. der Zeitversatz zwischen Steueraktivität und Reaktion des Systems darf nicht mehr als 300 ms betragen, da der Nutzer sonst eine für ihn inakzeptable Verzögerung seiner Operationen wahrnimmt [55]. Dies steht im Konflikt mit einem von Jacobsen entdeckten Filter-Paradoxon bei stationären Filtern: Ein Filter kann entweder eine schnelle Reaktionszeit oder ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis haben, aber nicht beides [9].

Eine Lösung ist der adaptive Filter von Meek et al., dessen Signalverlauf in Abbildung 3.6 dargestellt ist.

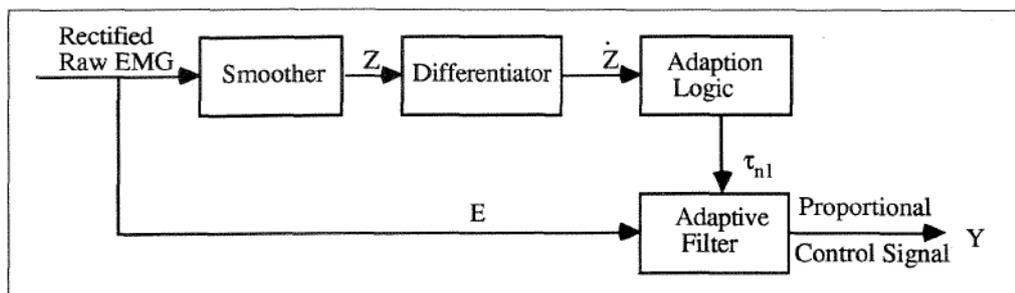


Abbildung 3.6.: Signalfluss des adaptiven Filters, entnommen aus [30]

Bei diesem Filter arbeiten zwei Filter parallel: der erste Filter steuert mit einer festen Zeitkonstante über die Ableitung des Signals die Zeitkonstante τ_{n1} des zweiten, adaptiven Filters. Durch die so von der Änderungsgeschwindigkeit des EMG (und damit

der Änderungsgeschwindigkeit der Muskelkontraktion) abhängige Zeitkonstante des Filters soll das Filter-Paradoxon umgangen werden. Bei hoher Änderung des Signals ist die Zeitkonstante klein, was eine schnelle Reaktion mit mehr Rauschen ermöglicht. Bei langsamen/präzisen Bewegungen ist die Zeitkonstante groß, was ein hohes SNR, dafür aber langsame Reaktionszeiten ergibt.

4. Kapazitive Sensorelemente zur Steuerung einer aktiven Orthese

Im folgenden werden zuerst bekannte technische Grundlagen zu kapazitiven Sensorelementen zusammengetragen und dann hierauf aufbauend die entwickelten kapazitiven Elektroden und die zugehörige Peripherie vorgestellt.

4.1. Ausgangssituation und Vorarbeiten

4.1.1. Grundsätzlicher Aufbau

Der grundsätzliche Messaufbau einer kapazitiven Elektrode ist in Abbildung 4.1. gezeigt.

Über die isolierte Elektrodenfläche des Sensors wird das elektrische Feld eines Biosignals kapazitiv eingekoppelt und erzeugt hier einen Verschiebungsstrom, der möglichst hochohmig impedanzgewandelt werden muss. Nach der Impedanzwandlung kommt es auf der Elektrode zur Signalverarbeitung in Form einer Filterung und Verstärkung des Signals. Eine Besonderheit der Messeinrichtung ist, dass Koppelkapazität C_k und Eingangswiderstand der Elektrode einen RC-Hochpass für das Biosignal ergeben. Aus diesem Grund muss der Eingangswiderstand der Schaltung extrem hoch sein, je kleiner die Elektrodenfläche und damit die Koppelkapazität ist.

Bei der Verwendung von sehr hochohmigen nichtidealen Verstärkern zur Impedanzwandlung ist es notwendig, einen Biaspfad für den Eingangsfehlerstrom des Verstärkers bereitzustellen, da es sonst zur kapazitiven Aufladung am Eingang und damit zu einer hohen

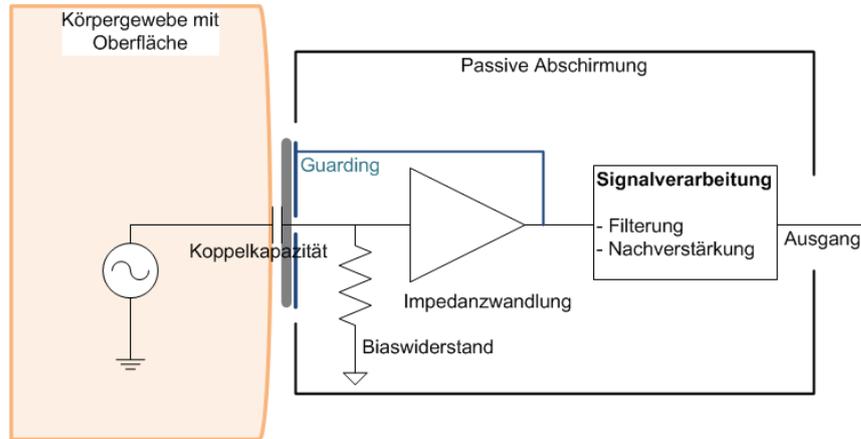


Abbildung 4.1.: Genereller Messaufbau einer kapazitiven Elektrode

Gleichspannung kommen kann [36]. Der hierzu eingebrachte Biaswiderstand R_b bestimmt die Eingangsimpedanz der Schaltung, da er parallel zum wesentlich höheren Eingangswiderstand des Impedanzwandlers liegt.

Daraus ergibt sich durch die Grenzfrequenz f_g des RC-Hochpasses mit

$$f_g = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_b \cdot C_k} \quad (4.1)$$

bei unteren Grenzfrequenzen im Bereich von einigen Millihertz bis Hertz (je nach Biosignal) und schwacher kapazitiver Kopplung ($C = 10 - 100 \text{ pF}$) für den Biaswiderstand eine Größenordnung im Gigaohm-Bereich. Für den Instrumentenverstärker zur Impedanzwandlung bedeutet dies eine notwendige Eingangsimpedanz in der Größenordnung einiger Teraohm. Hierfür sind daher spezielle Verstärker notwendig.

Aus der Notwendigkeit derart großer Widerstandswerte für Biaswiderstand und Impedanzwandler sowie der anfangs sehr kleinen und dadurch störanfälligen Signalamplitude im unteren Mikrovolt-Bereich ergeben sich weitere Problematiken.

1. Der hohe Eingangswiderstand macht die Schaltung sensibler für (äußere) elektromagnetische Störeinflüsse. Die Elektronik muss daher gegenüber der Umwelt und teilweise innerhalb der Elektrode gegen eigene rückwirkende Einflüsse abgeschirmt werden. Diese Abschirmung kann passiv z.B. durch Metallgehäuse

oder -flächen geschehen.

2. Die Flächen-/Volumenwiderstände von handelsüblichen Platinen (z. B. in Epoxidharz getränkte Glasfasermatten, bekannt unter dem Kürzel FR4) liegen im Bereich von 10^{12} bis 10^{15} Ohm und damit in der Größenordnung des Biaswiderstands und Eingangswiderstands des Instrumentenverstärkers.

Dies hat zur Folge, dass parasitäre Widerstände im Leiterplattenmaterial kleiner als der Eingangswiderstand des Impedanzwandlers sein - und damit das Signal beeinflussen können [36].

Zwei mögliche Lösungen dieses Problems sind

1. Verwendung von Flächen und Leiterbahnen auf Eingangspotenzial als aktiver Schirm neben bzw. über den Leiterbahnen des Eingangssignals und der Elektrodenfläche. Diese Technik des aktiven Schirmens ist insbesondere im Bereich der ultrahochohmigen Messung von Signalen in der Biomedizintechnik und der Messtechnik (Multimeter etc.) verbreitet und unter dem Namen „Guarding“ bekannt. Anwendungen bei kapazitiver Sensorik finden sich z. B. bei [36], [40] und [54]. Hierzu wird das impedanzgewandelte Signal vom Ausgang des Eingangsverstärkers auf die im Layout vorgesehenen Guardingflächen und -bahnen zurückgeführt. Durch die (geschlossenen) Leiterbahnen um den Eingang des Verstärkers auf Eingangspotenzial wird dafür gesorgt, dass es keine Potenzialdifferenzen zwischen dem Eingangssignal und den umliegenden Bereichen der Platine gibt und damit auch keine signalverfälschenden parasitären Ströme fließen können. Außerdem bewirkt ein aktiver Guard-Schirm auf der gegenüberliegenden Platinenseite der Elektrodenfläche eine optimale Abschirmung dieser gegenüber elektromagnetischen Einflüssen der Umwelt.
2. Luftverdrahtung der Eingangspins des Impedanzwandlers mit den Elektrodenflächen, d. h. Verdrahtung ohne Kontakt zum Rest der Leiterplatte [36]. Diese Technik sichert eine maximale Isolation, ist jedoch spätestens bei einer maschinellen Fertigung oft nicht mehr optimal.

Darüber hinaus ist bei der Bestückung der Leiterplatte darauf zu achten, dass keine Haut- oder Fettablagerungen auf den Pins zum Gehäuse des Eingangsverstärkers ent-

stehen, da diese den Eingangspin niederohmig beeinflussen können [36]. Die Bestückung sollte also mit einer Pinzette passieren.

4.1.2. Parameter: Materialien, Größen und Bauteile

Im Folgenden werden beispielhaft einige für die Entwicklung kapazitiver Elektroden mögliche Materialien und Größen zusammengetragen, die in der Wissenschaftsliteratur angegeben werden.

Materialien und Elektrodengröße

Tabelle 4.1. zeigt Isolator- und Elektrodenmaterialien, die in den jeweils angegebenen Publikationen zur Anwendung kamen.

| Isolatormaterialien | Elektrodenmaterialien |
|---------------------------------------|---|
| Eloxiertes Aluminium [44], [24] | Leiterplatte mit Kupfer, goldbeschichtet [21] |
| Siliziumoxid [14], [60] | Leitfähige Fasern [23] |
| Pyre-Varnish [38] | Flexibles Polymersubstrat [17] |
| Eloxiertes isoliertes Tantaloxid [16] | konventionelle EMG-Elektroden: |
| Bariumtitanat | Edelstahl (X8Cr17) [13] |

Tabelle 4.1.: Isolator- und Elektrodenmaterialien

Die Isolatormaterialien wurden in früheren Arbeiten überwiegend aufgrund ihrer hohen Dielektrizitätszahlen und damit für starke kapazitive Kopplung gewählt. Da bei dieser Arbeit die Elektroden aber zugunsten einer möglichst großen Anwendbarkeitsbreite für schwache kapazitive Kopplung ausgelegt werden, können auch Dielektrika mit niedrigen Dielektrizitätszahlen genommen werden.

Tabelle 4.2. zeigt typische Elektrodengrößen und für die passive Abschirmung verwendete Materialien.

| Elektrodengröße | Abschirmmaterial |
|--|--|
| Kreisförmig, $d = 12 \text{ mm}$ [39], [6] | Metall, z. B. Aluminium [36] |
| Kreisförmig, $d = 14 \text{ mm}$ [17] | Magnetische Abschirmung: Schichtstahl [58] |
| Quadratisch: $4 \times 4 \text{ cm}$ [21] | Magnetische Abschirmung: Mumetal [58] |

Tabelle 4.2.: Elektrodengröße und Abschirmmaterial

Die Größe der Elektrodenfläche bei kapazitiven Elektroden bestimmt über deren Kapazität auch die Signalstärke (siehe nächster Abschnitt). Die Wahl der Elektrodengröße stellt daher meistens einen Kompromiss zwischen Signalstärke und räumlicher Auflösung dar.

Polarität

Es gibt weiterhin verschiedene Möglichkeiten des polaren Aufbaus von Elektroden.

- Monopolar: Das Signal wird bezüglich einer indifferenten Bezugs-/Masseelektrode auf Körperpotenzial gemessen.

Vorteil: Keine Richtcharakteristik.

Nachteil: Erhebliche Störsignalempfindlichkeit.

Die meisten in der Wissenschaftsliteratur dokumentierten kapazitiven Elektroden sind monopolar aufgebaut, die Signale zweier monopolarer Elektroden werden aber oft später differenzverstärkt und damit als ganzes bipolar gemessen.

- Bipolar: Das Signal wird als Potentialdifferenz beider Elektroden gemessen, die Einzelsignale differenzverstärkt.

Vorteil: Verbesserte Gleichtakt-Störsignalunterdrückung

- Tripolar: Eine Bipolare Elektrode, die auch eine Bezugselektrodenfläche mit einschließt. Dies wird als kapazitive konzentrische Elektrode von Ueno et al. vorgeschlagen [57] und ist bei kommerziellen konduktiven EMG-Elektroden für die Prothetik eine häufig angewandte Lösung [13].

Über das europäische Projekt SENIAMB wurden außerdem Richtlinien bezüglich Platzierung, Größe und Abstand erarbeitet und veröffentlicht [8], die beim späteren Elektrodenentwurf berücksichtigt wurden.

Impedanzwandlung

Mit der Impedanzwandlereinheit als kritischstes Glied in der Messverstärkerkette gelten auch für die Wahl des hierfür benötigten Instrumentenverstärkers besondere Anforderungen, die Oehler 2009 genauer untersucht hat [36]. Hiernach sollte ein für die Anwendung optimaler Instrumentenverstärker

- als wichtigste Eigenschaft einen sehr hohen Eingangswiderstand ($T\Omega$) besitzen,
- einen sehr kleinen Input-Bias-Strom (Fehlstrom) haben,

sowie möglichst geringe

- Offsetspannung,
- Eingangsspannungsrauschen,
- Eingangsstromrauschen und
- Eingangskapazität ($\leq 2pF$) haben, da diese bei schwacher kapazitiver Kopplung durch den entstehenden Spannungsteiler das Eingangssignal schwächt.

Eine der Publikation entnommene Tabelle mit Vorschlägen geeigneter Messverstärker ist in Abbildung B.1. zu finden.

4.1.3. Signalqualität: Referenzpotenziale, Artefakte und Rauschen

Referenzpotenziale

Für die Qualität des Signals bzw. das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist die Wahl des Bezugspotenzials bei kapazitiver Messung von entscheidender Bedeutung. Sofern der Proband nicht mit einem Bezugspotential (in der Regel die Systemmasse) verbunden ist, stören kapazitive Einkopplungen in den Körper durch Spannungsquellen in der Umgebung das Signal stark. Die stärkste Störquelle ist hier das von deutschen Netzleitungen erzeugte 50 Hz-Brummen, das bei fehlender Verbindung zur Systemmasse das Signal typischerweise dominiert.

Bei der Verbindung zum Bezugspotenzial gibt es zwei Möglichkeiten:

- galvanische Verbindung,
- kapazitive Verbindung.

Die galvanische Verbindung hat den Nachteil, dass eine Elektrode (zum Beispiel durch Kleben) an den Körper angebracht werden muss. Hierdurch verliert das gesamte Setup seinen Vorteil der völligen galvanischen Trennung und damit der Berührungslosigkeit kapazitiver Elektroden.

Die kapazitive Verbindung geschieht über eine isolierte Elektrode am Körper, die auf ein definiertes Potenzial gelegt wird. Um eine ausreichend starke Kopplung sicherstellen zu können, muss die kapazitive Elektrode jedoch mit mindestens einigen 10 cm^2 [36] relativ groß sein. Im Falle einer Messung im Sitzen schlagen Lim et al. die Verwendung von leitfähigem Textil als großflächige Elektrode auf der Sitzfläche vor [21]. Dies wurde für die Anwendung im Bereich des Orthesensystems OrthoJacket als eine gute Lösung für spätere Versuche übernommen.

Wenngleich eine Arbeitsgruppe um Maruyama auch von der erfolgreichen Messung eines kapazitiven EKG völlig ohne Bezugselektrode berichtet [28], stellt dies eine Ausnahme dar und ist höchstwahrscheinlich der bewusst gewählten störungsfreien Umgebung geschuldet, die in der Praxis nicht immer vorausgesetzt werden kann.

Für die Wahl des Referenzpotenzials stehen erneut zwei Möglichkeiten zur Wahl:

- Systemmasse (Ground),
- Nutzung eines generierten Driven-Right-Leg (DRL) - Potenzials, wie es von Winter und Webster eingeführt [58, 59] und von Kim in Verbindung mit einer kapazitiven Fläche, einer „Driven-Ground-Plane“, vorgeschlagen wird [11].

Da es äußerst schwierig ist, die Gleichheit der Koppelkapazitäten verschiedener Elektroden sicherzustellen (Geometrie, Isolatorstärke, Abstand zum Körper), ist aufgrund der entstehenden Kapazitätsdifferenzen die Minimierung der Gleichtaktspannung an beiden Elektroden besonders wichtig. Auch hierfür ist die kapazitive DRL-Schaltung ein Lösungsansatz.

Abbildung 4.2. zeigt das generelle Messsetting und die Möglichkeiten der Herstellung bzw. Verbindung zu einem Referenzpotenzial, wie es auch später im Abschnitt 5.3.2 untersucht wird.

C_p stellt hier die Koppelkapazität zu störenden Signalquellen wie 50Hz-Netzleitungen dar. C_m kennzeichnet die Kapazität des Probanden zur Erde, C_s die Kapazität der

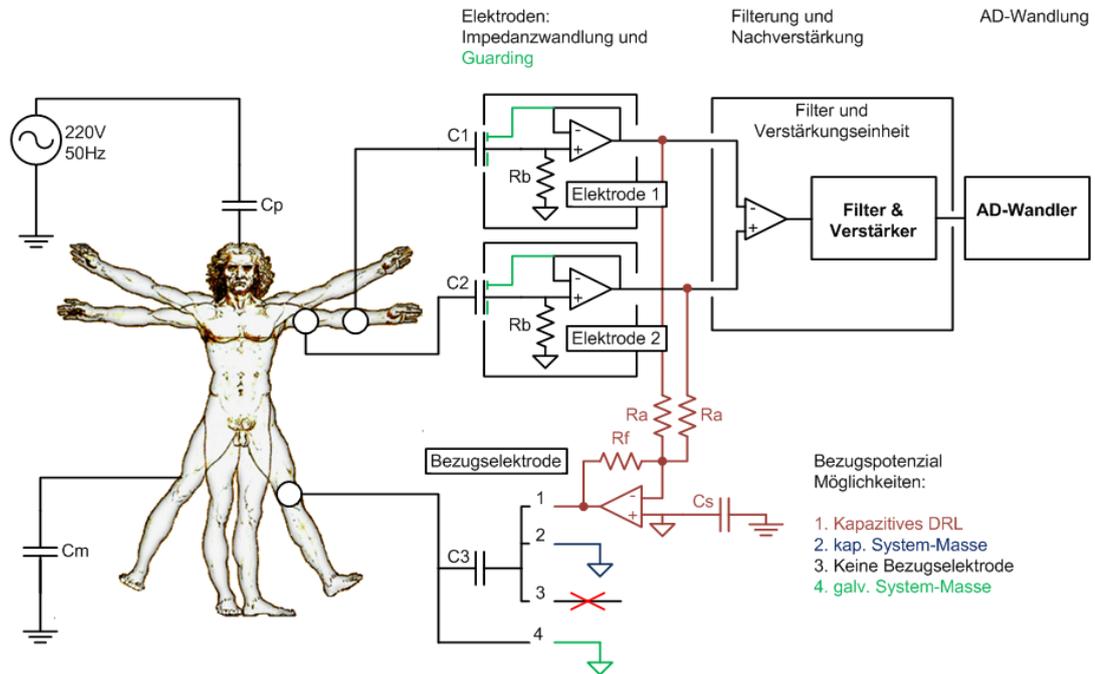


Abbildung 4.2.: Messsetting und Referenzen

System-Masse zur Erde. C1-3 sind die Koppelkapazitäten der Mess- und Referenzelektroden.

Artefakte und Signalstörungen

Die Hauptquelle für Artefakte ist eine Relativbewegung zwischen Elektrode und Körperoberfläche, wie in Abschnitt 3.2.3 beschrieben. Zur Minimierung dieser Bewegungsartefakte muss auf einen konstanten Abstand zwischen Elektrode und Körper geachtet werden.

Weiterhin kann es zur Störung des Signals über Interferenz durch andere im Raum anwesende Personen kommen. Die Bewegung dieser Personen erzeugt Ladungs- und Entladungseffekte im Probanden, die sofort von den kapazitiven Elektroden aufgefasst werden und nicht oder nur sehr schwer herausgefiltert werden können [17].

Typische Störungen durch die Einwirkung externer elektromagnetischer Felder auf die Sensorelektronik lassen sich durch Abschirmung minimieren.

Rauschen

Die Rauscheigenschaften kapazitiver Elektroden wurden von Oehler eingehend untersucht und simuliert [36]. Ein der Arbeit entnommenes Ersatzschaltbild und Modell der Eingangsbeschaltung für die Rauschanalyse sowie die mathematische Formulierung des Gesamttrauschens sind im Anhang in Abbildung B.2. beigefügt. Die für diese Arbeit wichtigsten Ergebnisse der Untersuchung sollen im Folgenden kurz zusammengefasst werden:

- Biaswiderstand: Der Biaswiderstand dominiert über seine thermische Abhängigkeit die Rauschspannung der Gesamtschaltung in einem Frequenzbereich zwischen 10 mHz - 1 Hz. Darüber gibt es keine nennenswerte Abhängigkeit vom Biaswiderstand mehr. Diese ist für die kapazitiven EMG-Elektroden dieser Arbeit (mit Frequenzen ab 10 Hz) daher nicht von Bedeutung.
- Operationsverstärker: Der Typ des Operationsverstärkers hat mit seinem nicht zugänglichen inneren Aufbau nur einen relevanten Einfluss auf das Niveau des weißen Rauschens bei hohen Frequenzen (ab 1 kHz). Da bei Biosignalen aber vor allem der darunterliegende niederfrequente Bereich interessiert, ist der Einfluss auf den Rauschbeitrag durch verschiedene Operationsverstärker hier nicht relevant.
- Koppelkapazität: Es besteht eine direkte Abhängigkeit des Rauschens von der Größe der Koppelkapazität und damit von der Elektrodengröße: Das Rauschspannungslevel steigt mit kleiner werdenden Koppelkapazität an. Diese Abhängigkeit ist in Abbildung 4.3. zu sehen. Die Größe der Elektrode muss daher so gewählt werden, dass das benötigte SNR erreicht werden kann.

Das im Frequenzbereich von 1 Hz bis 1 kHz auftretende Rauschen wird durch $\frac{1}{f}$ -Rauschen dominiert, dessen Ursache Oehler in statistischen Fluktuationen durch die Besonderheit des Aufbaus (sehr kleine Kapazität bei gleichzeitig parallelem sehr hochohmigem Widerstand) sieht.

Die spektrale Rauschspannung in Abhängigkeit von der Koppelkapazität zeigt Abbildung 4.3.

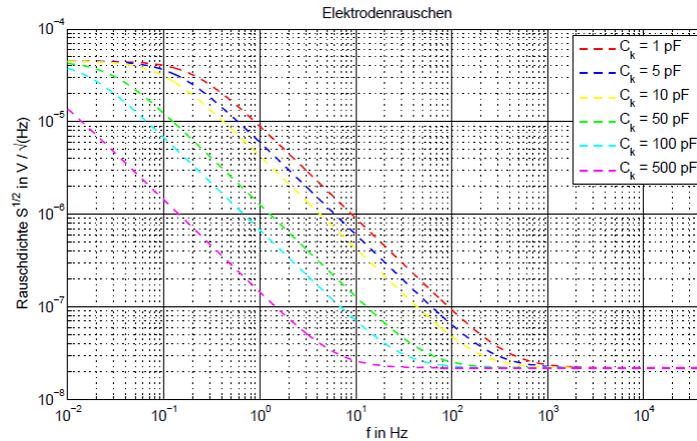


Abbildung 4.3.: Spektrale Rauschspannung in Abhängigkeit von der Koppelkapazität [36]

4.2. Entwicklung einer bipolaren kapazitiven EMG-Elektrode

Es wurden über mehrere Versionen hinweg zwei verschiedene Typen kapazitiver Sensorelemente entwickelt, von denen der erste Typ die Hauptentwicklung und der zweite Typ eine Weiterentwicklung des ersten mit einem Lösungsansatz zum Umgang mit Bewegungsartefakten darstellt. Abbildung 4.4. zeigt ein fertiges Sensorelement des ersten Typs.



Abbildung 4.4.: Entwickeltes kapazitives Sensorelement

4.2.1. Konzept

Zur Entwicklung der kapazitiven Sensorelemente wurde unter Zuhilfenahme der bis hier dargestellten wissenschaftlichen Vorarbeiten ein Konzept erstellt, das in Abbildung 4.5. dargestellt ist. Es stellt gleichzeitig auch eine erste Zusammenfassung der in den folgenden Abschnitten detailliert beschriebenen Elemente dar.

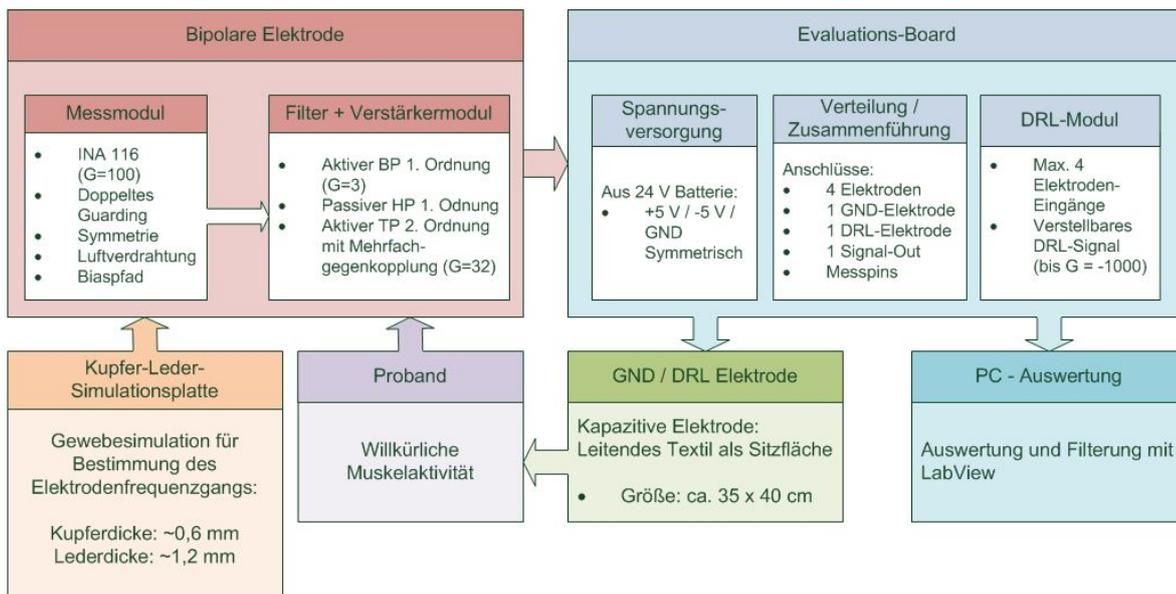


Abbildung 4.5.: Konzept zur Entwicklungsarbeit

Erkennbar sind für die Entwicklung und Evaluierung neben den Sensorelementen selbst weitere Elemente vorgesehen:

- Ein Evaluationsboard, das den Anschluss verschiedener Elektroden sowie Spannungsquellen vorsieht und hiermit die Verknüpfung und Versorgung aller Elemente übernimmt. Weiterhin werden hier die Bezugspotenziale für die Referenzelektrode, also das DRL-Signal und die Systemmasse, erzeugt und bereitgestellt.
- Eine Station zur Signalverarbeitung, die vom Evaluationsboard erhaltene Signale messen, analysieren und in Steuersignale für eine Orthese umwandeln kann. Konkret handelt es sich hierbei um einen PC mit für den Anwendungszweck entwickeltem LabView-Programm.

- Die Referenzelektrode, die als textile Elektrodensitzfläche ausgelegt ist und eine kapazitive Einkopplung des Referenzpotenzials in den Probanden ermöglicht.
- Eine Einrichtung, die durch eine einfache Muskel-/Gewebesimulation zur späteren Evaluierung u. A. des Frequenzgangs der Elektroden beitragen soll.

Sensoren und Elemente werden im Weiteren genauer beschrieben.

4.2.2. Grundsätzlicher Aufbau: Modularer Ansatz

Wie bereits im Konzept erkennbar, wurde ein modularer Ansatz für den Aufbau der Sensorelemente gewählt. Die Elektrode gliedert sich mit drei doppelseitigen Leiterplatten in zwei Module, von denen Modul 1 die kapazitive Messung der Biosignale – und damit den technisch kritischen Teil übernimmt. Modul 2 filtert und verstärkt die von Modul 1 erhaltenen Signale und stellt diese über einen Steckverbinder für die externe Weiterverarbeitung bereit. Die modulare Aufteilung geschah aus mehreren Gründen.

- Die Module sind einzeln im Layout auf den jeweiligen Zweck optimierbar und können beim Troubleshooting und der Evaluation einzeln getestet werden.
- Sie können bei Weiterentwicklungen der Elektrode (siehe auch Abschnitt 4.3) einzeln weiterverwendet werden.
- Die räumliche Aufteilung der Komponenten in einen Mess- und Verarbeitungsbereich ermöglicht eine bessere Abschirmung gegeneinander und minimiert damit Störquellen.

Der modulare Aufbau der Elektrode ist in Abbildung 4.6. zu sehen.

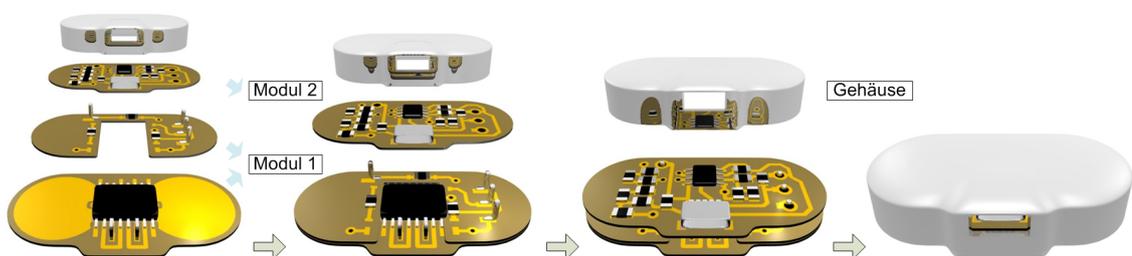


Abbildung 4.6.: Module der bipolaren Elektrode

Modul 1 setzt sich aus einer Leiterplatte mit den Elektrodenflächen, Guardingbahnen und -flächen und einem Hochpräzisionsverstärker sowie einer direkt darauf befestigten zweiten Leiterplatte für die externe Beschaltung des Verstärkers über Luftverdrahtung zusammen. Auf dieser Leiterplatte befinden sich auch Pins, die die Versorgung vom und Signalweiterleitung zum zweiten Modul ermöglichen.

Auf diese Pins wird über Terminals das Modul 2 gesteckt. Es filtert und verstärkt die Signale des ersten Moduls in mehreren Ebenen und gibt diese über ein Kabel an eine externe Messeinrichtung weiter.

Beide Module werden von einem Gehäuse umfasst, dessen Mesh mit dem Open-Source-Programm Blender3D erzeugt und über einen 3D-Plotter gedruckt wurde. Das Kunststoffmaterial ist zur Abschirmung der Elektronik gegen äußere elektromagnetische Störeinflüsse mit einem Silberleitlack beschichtet (Typ Auromal 38, 40% Silber). Abbildung 4.7. zeigt das Gehäuse der Elektrode. Das Datenblatt zum Gehäuse ist in Abbildung B.3. zu finden.



Abbildung 4.7.: Gehäuse der Elektrode: Drahtgittermodell (links), Solid-Modell (mitte), geplottet und mit Silberfarbe bemalt (rechts)

4.2.3. Modul 1: Messmodul

Die in der Wissenschaftsliteratur dokumentierten kapazitiven Elektroden wurden überwiegend für die Anwendung im EEG- und EKG-Bereich ausgelegt. Diese sind meistens monopolar aufgebaut: mit Impedanzwandler und Biaspfad auf der Elektrode und Filtern sowie Differenz- bzw. Nachverstärkung in einem externen Aufbau.

Da im Bereich der EMG-Messung, vor allem bei Prothetik und Orthetik, überwiegend

bipolar differenziell abgeleitet wird, wurde in der Konzeption der Messmodule ein bipolarer Ansatz verfolgt. Dies soll außerdem die Gleichtaktunterdrückung der Elektroden verbessern.

Auch zur Verbesserung des Gleichtaktverhaltens und einer dafür notwendigen möglichst gut übereinstimmenden Größe der Koppelkapazitäten wurde das Layout der Messleiterplatte 100 % symmetrisch ausgelegt.

Als Hochpräzisionsverstärker zur Impedanzwandlung und Vorverstärkung wurde ein INA116 der Firma Burr Brown gewählt. Dieser ist zwar mit etwas mehr als 1 cm^2 Fläche im Vergleich zu anderen Verstärkern sehr groß, bietet dafür aber Guard-Pins neben den zwei Eingängen, einen äußerst geringen Bias-Eingangsstrom, eine sehr große Eingangs-Impedanz und ist in einigen wissenschaftlichen Publikationen bereits erfolgreich für kapazitive Messungen verwendet worden (z.B. [54, 40]). Tabelle 4.3. zeigt die wichtigsten Charakteristika des Operationsverstärkers.

| | | | |
|-------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------|
| Name | Bias-Strom | Eingangsimpedanz | Offsetspannung |
| INA116 | 3 fA | 1000T Ω | 500 μ V |
| Eingangskapazität | U-Rauschen | I-Rauschen | Versorgung |
| 0,2 pF | 28nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ | 0,1fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ | $\pm 15 \text{ V}$ |

Tabelle 4.3.: INA116 Charakteristika

In Abbildung 4.8. sind die Besonderheiten des Layouts der symmetrischen Messplatine zu sehen. Die Elektrodenflächen sind umseitig von Guardflächen bedeckt und messseitig von Guardringen umgeben, um eine optimale Abschirmung zu gewährleisten. Das Messsignal wird über eine Durchkontaktierung zu den Eingängen des Operationsverstärkers geleitet. Die Leiterbahnen hierzu sind mess- sowie umseitig von Guardingbahnen umschlossen.

Die Größe der Elektrodenflächen wurde als Kompromiss zwischen Signalstärke und Sensorgröße mit einem Durchmesser von je 13 mm festgelegt. Der mittlere Elektrodenabstand beträgt 22 mm und erfüllt damit die Empfehlungen der SENIAM-Kommission [8].

Zur Isolation der Elektroden wurde selbstklebende Polyethylen(PE)-Folie mit einer Dicke von ca. 0,2 mm und einem $\epsilon_r \approx 2 - 3$ aufgebracht.

Auf der Oberseite der Messplatine befinden sich der benannte INA116-Verstärker so-

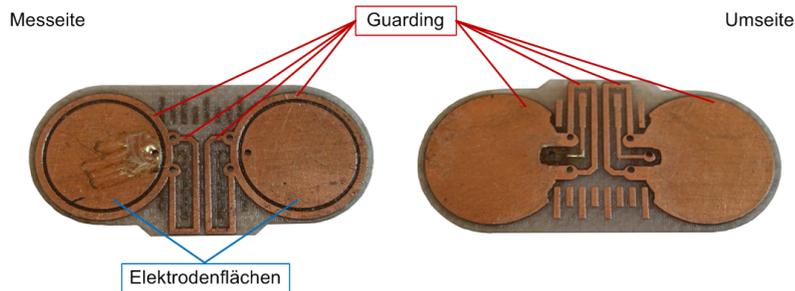


Abbildung 4.8.: Symmetrische Messplatine des Moduls 1: Elektroden- und Guarding

wie ihn einseitig umschließend eine zweite Leiterplatte. Diese besitzt auf der Unterseite eine Massefläche zur weiteren Abschirmung der Guardflächen und ist isoliert zur Messplatine auf dieser aufgeklebt. Auf der Oberseite befinden sich die Anschlusspins zum zweiten Modul und Bausteine zur Spannungsstabilisierung, Verstärkungseinstellung des INA sowie Pads zur Luftverdrahtung des Verstärkers und des Biaspfads. Dieser wird über stehend aufgelötete, von den Guardingbahnen umschlossene SMD-Widerstände zur zweiten Platine hergestellt. Der INA ist mit einem Vorverstärkungsfaktor von $G = 99$ konfiguriert.

Das fertige Messmodul ist in Abbildung 4.9. zu sehen.

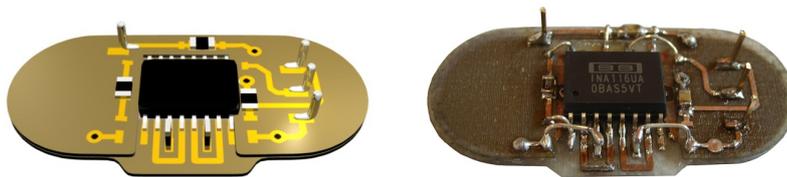


Abbildung 4.9.: Modul 1: Messmodul

Die sich aus Gleichung (3.1) mit den oben angegebenen Parametern ergebende jeweilige Koppelkapazität C_k der Elektroden beträgt jeweils ca. 11 pF. Als Wert für die Biaswiderstände wurde $5\text{ G}\Omega$ gewählt. Damit ergibt sich für den RC-Hochpass aus Gleichung (4.1) eine Grenzfrequenz von ca. 3 Hz. Hierdurch werden niederfrequente Störsignale durch Bewegungen bereits teilweise gedämpft, jedoch noch kein relevanter Teil des EMG-Spektrums abgeschnitten. Die weiteren Filtereigenschaften der Elektrode wurden über

das im Folgenden beschriebene zweite Modul eingestellt.

4.2.4. Modul 2: Signalverarbeitungsmodul

Das Signalverarbeitungsmodul übernimmt die Filterung und Nachverstärkung des Signals. Ziel war ein Bandpassverhalten mit linearem Frequenzgang zwischen 10 Hz und 500 Hz sowie eine Nachverstärkung um einen weiteren Faktor 100. Umgesetzt wird dies über

- einen aktiven Bandpass 1. Ordnung mit den Grenzfrequenzen $f_{ch1} = 9,947Hz$ $f_{ct} = 482Hz$ und $G = 3$ gefolgt von
- einem passiven Hochpass 1. Ordnung mit der Grenzfrequenz $f_{ch2} = 9,64Hz$ gefolgt von
- einem Aktiven Tiefpass 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung mit der Grenzfrequenz $f_{ct2} = 490Hz$ und $G = 32$.

Der aktive Tiefpass 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung wurde für eine Besselcharakteristik konfiguriert, wie sie in [56] berechnet wird.

Für die aktiven Elemente des Filters wurde der Hochpräzisionsverstärker LMC6081 der Firma National Semiconductor in dualer Ausführung (LMC6082) verwendet.

Zur Überprüfung und Optimierung des Frequenzverhaltens wurde die Elektrodenschaltung mit dem Programm LTSpice simuliert. Der INA116 wurde hier mit vier LT1793 über das Datenblatt nachgebildet, für den LMC6081 wurde eine eigene Bibliothek mit den Stammdaten des Herstellers erstellt. Den simulierten und angestrebten Frequenzgang der Gesamtelektrode aus einer AC-Analyse zeigt Abbildung 4.10.

Zum Erreichen dieses Frequenzgangs wurden Hochpräzisionswiderstände mit 0,1 % Abweichung und Hochpräzisionskapazitäten mit 1 % bis max. 5 % eingesetzt.

Das Modul stellt weiterhin eine Steckverbindung bereit, über die die symmetrische Spannungsversorgung der drei Operationsverstärker (LMC6082 und INA116) geschieht, sowie zwei Signale nach extern ausgegeben werden.

4.2. Entwicklung einer bipolaren kapazitiven EMG-Elektrode

- Das erste Signal ist das um den Faktor 99 vorverstärkte aber ungefilterte Signal der Messeinheit. Hiermit und mit den Signalen anderer Elektroden wird auf dem Evaluationsboard das als Referenzpotenzial nutzbare DRL-Signal erzeugt.
- Das zweite Signal ist das insgesamt um den Faktor $9,5 \cdot 10^3 \approx 10^4$ verstärkte und bandpassgefilterte Signal zur Auswertung in einer externen Mess- und Signalverarbeitungseinrichtung. Bei einer Signalstärke auf den Elektrodenflächen von einigen Mikrovolt ergibt sich damit ein Ausgangssignal im Bereich einiger 10 mV bis 100 mV.

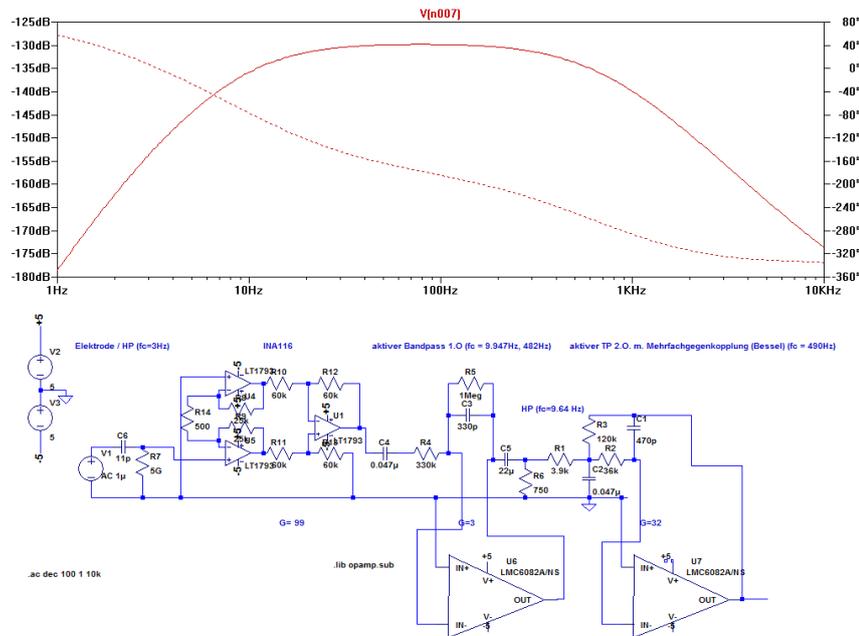


Abbildung 4.10.: Simulierter Frequenzgang der Elektrode

Beim Layout der Leiterplatte wurde die Unterseite als Massefläche auf System-Masse-Potenzial ausgelegt. Durch diese weitere Abschirmung sollen elektromagnetische Wechselwirkungen zwischen Signalverarbeitungs- und Messmodul minimiert werden. Abbildung 4.11. zeigt das fertige Signalverarbeitungsmodul.



Abbildung 4.11.: Modul 2: Signalverarbeitungsmodul

4.2.5. Gesamtelektrode

Aus dem Filterverhalten des 2. Moduls und dem RC-Hochpasseingang ergibt sich für die Gesamtelektrode ein theoretisches Bandpassverhalten 3. Ordnung mit nahezu linearem Frequenzgang zwischen 10 Hz und 500 Hz. Die Gesamtverstärkung des Signals beträgt ca. 9500. Die Ausmaße der Elektrode im Gehäuse betragen an den Maxima 40 x 22 x 9 mm und liegen damit in der Größenordnung konventioneller EMG-Prothesenelektroden wie z. B. der MYOBOCK-Elektrode von Otto-Bock (ohne seitliche Befestigungsplastik 27 x 18 x 9,5 mm).

Die zusammengeführten Module sind in Abbildung 4.12. zu sehen.

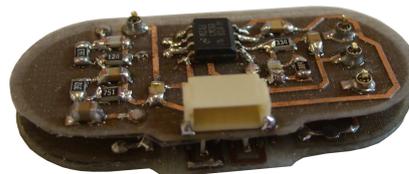


Abbildung 4.12.: Zusammengeführte Module

Das Schaltbild und Layout der kapazitiven Bipolarelektrode v1.1 findet sich in Abbildung B.4. und Abbildung B.5.

Eine Zusammenfassung der Daten inklusive der im nächsten Kapitel gemessenen Charakteristika findet sich auf dem Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v1.1 in Abbildung B.6.

4.3. Weiterentwicklung: EMG-Elektrode v2

Nach Fertigstellung und Evaluation (s. nächstes Kapitel) des ersten Elektrodentyps wurde auf diesem aufbauend ein zweiter Typ entwickelt, der um eine Messsensorik zum Umgang mit Relativbewegungen zwischen Elektrode und Körperoberfläche erweitert ist.

Die am ersten Typ optimierten Mess- und Filtereigenschaften der Elektrode bezüglich des Biosignals werden hierdurch nicht verändert.

4.3.1. Problematik Bewegungsartefakte: Lösungsansätze

Die Problematik der hohen Sensibilität der Messeinrichtung für Bewegungen des Probanden, insbesondere Relativbewegungen zwischen Elektrodenfläche und Haut, führte in Industrie und Forschung bereits zu einigen Lösungsansätzen. Eine Patentrecherche zu dem Themenkomplex ergab fünf Ansätze ([3], [48] bzw. [49], [34] bzw. [33], [61] und [18]), die im Folgenden kurz vorgestellt werden.

- In [3] wird die Tatsache genutzt, dass die effektive Kapazität der Elektrode invers-proportional zum Abstand zwischen Haut und Elektrode ist und die Sensitivität der Kapazität und damit ihre Änderung abnimmt, je größer dieser Abstand ist. Bewegungsartefakte werden hier durch bewusste Vergrößerung des Abstands verringert. Nachteilig hieran ist, dass auch die Signalstärke und damit das Signal-zu-Rausch-Verhältnis sinkt.
- In [48] bzw. [49] wird über einen in die konventionelle (nicht kapazitive) Elektrode integrierten Drucksensor eine Bewegung des Probanden festgestellt und in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die Verwendbarkeit der Lösung hängt dabei stark von der Art und Weise der Elektrodenanbringung ab.
- In [33] bzw. [34] wird ein elektrisches Signal bekannter Frequenz auf den menschlichen Körper gegeben. Durch Bestimmung der Amplitudenänderung des Signals auf der kapazitiven Elektrode bei Bewegungen wird der Abstand zwischen Elektrode und Körperoberfläche abgeschätzt und eine Kompensierung der Bewegungsartefakte im Signal prinzipiell ermöglicht. Nachteilig hieran kann prinzipiell sein, dass in den Probanden Ströme eingepreßt werden müssen.

- [61] verwendet zwei einander nahe Messelektroden mit intendiert unterschiedlicher kapazitiver Kopplung, deren bewegungsmoduliertes Signal von einer Prozesseinheit aufgefasst und nach einer Signalverarbeitung als bewegungskompensiertes Signal ausgegeben wird. Die Signalverarbeitungskomponente der Lösung macht eine Prozesseinheit notwendig.
- In [18] werden Bewegungsartefakte über eine Bewegungs-Mess-Einheit, bestehend aus der Kombination eines 3-Achsen Beschleunigungssensors, einem EMG-Sensor so wie einem zweiachsigen Neigungssensor bestimmt. Nachteilig ist hier der relativ große hardwaretechnische und damit erhöhte Kosten- und Platzaufwand.

Eigener Lösungsansatz

Für die Lösung des Problems bei der in dieser Arbeit entwickelten kapazitiven Bipolarelektrode wurde ein eigener Ansatz entwickelt und mit dem Ziel verfolgt, den oben beschriebenen Stand der Technik insofern zu verbessern, dass eine kapazitive Sensoreinheit mit einer Anordnung zur Registrierung von Relativbewegungen zwischen Elektrode und Körperoberfläche bereitgestellt wird, die

- minimalen zusätzlichen Hardware-, Kosten- und externen Signalverarbeitungsaufwand erfordert,
- ohne Einprägung eines Signals in den Körper des Probanden auskommt und
- das Signal-zu-Rausch-Verhältnis nicht verschlechtert.

Abbildung 4.13. zeigt schematisch das Konzept dieses Lösungsansatzes.

Die Anordnung zur Registrierung von Relativbewegungen zeichnet sich im Wesentlichen durch einen kapazitiven Abstandssensor bestehend aus einem Kapazitäts-Messelement (CDC), zwei in einer Ebene oder gegenüberliegende Kondensatorplatten (KP), einen metallischen Schirm (OF) unterhalb der Kondensatorplatten und einen modularen, zueinander beweglichen Aufbau des Elektrodensystems aus. Die vom CDC gemessene Kapazität zwischen beiden KP ändert sich bei einer Abstandsänderung zwischen beiden Elektrodenmodulen, welche bei konstantem Anpressdruck ein direkter Indikator für eine Bewegung ist. Die Ausgabe geschieht in Form eines von einem Schwellwert abhängigen

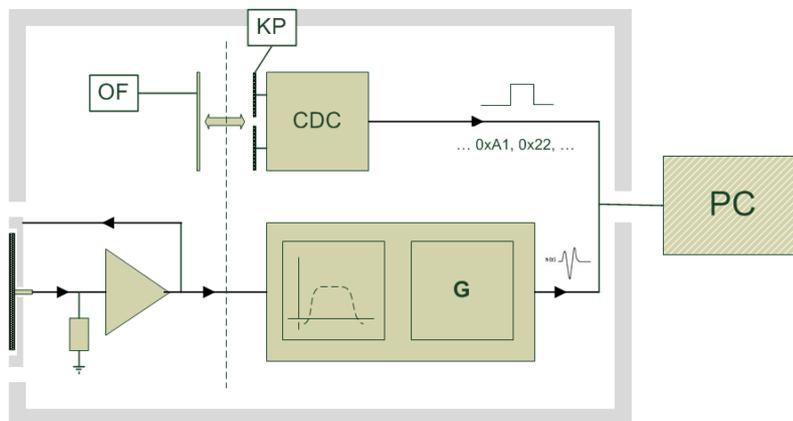


Abbildung 4.13.: Lösungsansatz zum Umgang mit Bewegungsartefakten

logischen (kritische Bewegung: Ja/Nein) oder abstandsantiproportionalen Signals (gewandelte Kapazitätswerte).

Eine externe Signalverarbeitungseinheit empfängt das Messsignal sowie vom CDC erzeugte logische Signale und/oder digital-gewandelte Kapazitätswerte und wertet in einem folgenden Signalverarbeitungsschritt das Messsignal je nach Anwendung in Verbindung mit den Informationen des CDC aus.

So kann z. B. die Auswertung der gemessenen Biosignale von der logischen Ausgabe stattgefundenener Bewegungen unter oder oberhalb eines gewissen Grenzwertes abhängig gemacht werden. Im Falle einer logischen Anzeige durch das Über- oder Unterschreiten des voreingestellten Grenzwertes als Folge einer Abstandsänderung in der Elektrode kann die Auswertung des Messsignals beispielsweise für einen Zeitraum ausgesetzt werden, um Signalverfälschungen in den Messdaten und damit fehlerhafte Steuersignale auszuschließen. Dieser Ansatz wird in der entwickelten Elektrode v2 verfolgt.

Abbildung 4.14. zeigt die Umsetzung im schematischen Querschnitt des kapazitiven Sensorelements.

4.3.2. Modul 2: Signalverarbeitungsmodul

Die technische Umsetzung des Konzepts geschah über die Entwicklung eines neuen Layouts für Modul 2. Bis auf eine Umpositionierung der Kontaktpins von Modul 1 wurde

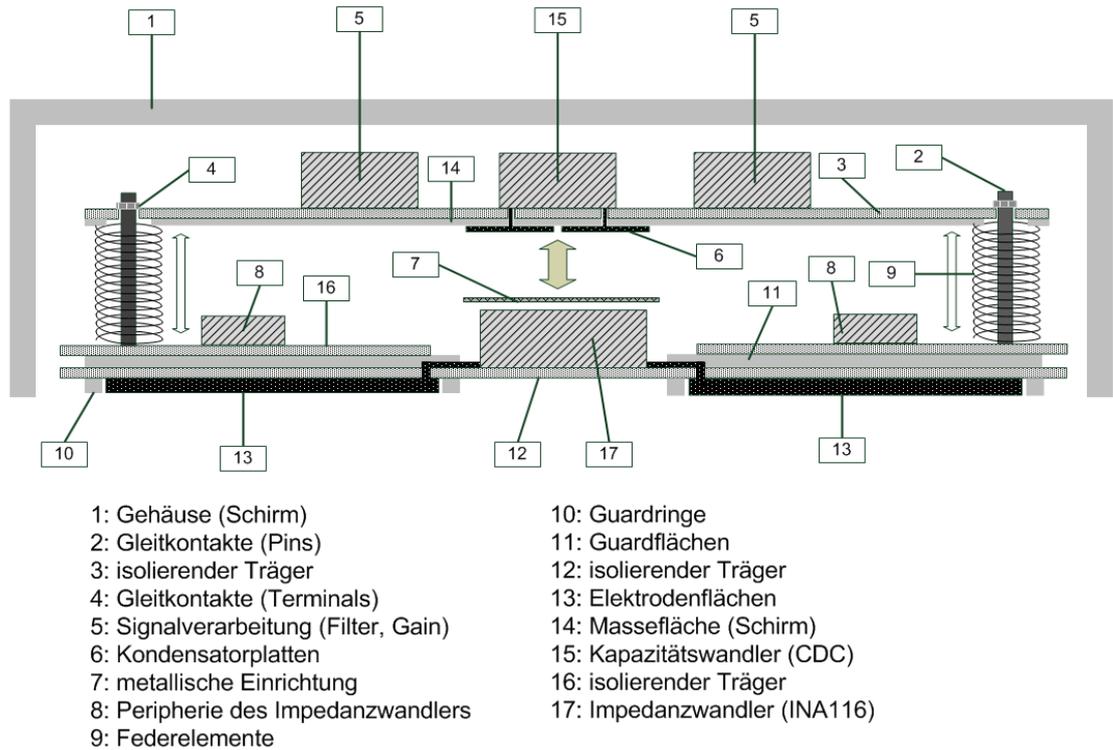


Abbildung 4.14.: Umsetzung des Lösungsansatzes : Querschnittsdarstellung der Elektrode

dieses nicht verändert. Die kapazitive Abstandsmessung zwischen beiden Modulen wurde als zusätzliche Funktionalität angefügt, die Mess- und Filterkonfigurationen zur vorhergehenden Version nicht geändert.

Als Kapazitätsmeselement wurde der AD7156 der Firma Analog Devices gewählt. Dieser äußerst kleine Baustein (in MSOP-8 Bauform) beinhaltet einen Sigma-Delta basierten Kapazitäts-zu-Digitalwandler mit einer Sensitivität von bis zu 3 fF sowie verschiedene Threshold-Filterlogiken und ist über I²C programmier- und auslesbar. Hierüber lassen sich die oben angesprochenen Grenzwerte der Filter konfigurieren und gemessene Kapazitätswerte auslesen. Vorteilhaft ist das Vorhandensein logischer Ausgänge, die (je nach Konfiguration) eine Über- oder Unterschreitung des Grenzwertes und damit eine Kapazitätsänderung anzeigen. Um diesen logischen Ausgang wurde der Steckverbinder des Signalverarbeitungsmoduls v2 erweitert. Die Versorgung der Elektrode geschieht symmetrisch (± 5 V), die des CDC-Bausteins jedoch asymmetrisch mit einer niedrigeren

Spannung (1,8 V bis 3,6 V). Hierzu wurde auf der Leiterplatte eine Zenerdioden-basierte Lösung hinzugefügt.

Die bewegliche Lagerung beider Module zueinander geschieht über zwei geführte Feder-elemente, zur Störminimierung auf Ground-Potenzial, durch die auch eine Rückstellung nach einer Auslenkung sichergestellt wird.

Die Anordnung der Kondensatorplatten für die vom CDC vermessenen Kapazität kann auf zwei Weisen geschehen.

- Nebeneinander auf der Unterseite des Signalverarbeitungsmoduls. Die Änderung des Modulabstands ändert das effektive Dielektrikum und damit den Kapazitätswert.
- Übereinander als Plattenkondensator: eine Platte auf der Unterseite des Signalverarbeitungsmoduls, eine Platte auf der Oberseite des Messmoduls. Die Änderung des Modulabstands ist auch eine Änderung des Plattenabstands und verändert damit den gemessenen Kapazitätswert nach Gleichung (3.1).

Aufgrund der vereinfachten technischen Umsetzung auf nur einer Platine wurde hier die erste Form der Anordnung gewählt. Die Anordnung der Platten als Plattenkondensator ermöglicht aber eine sensiblere Abstands-Kapazitäts-Korrelation und wäre daher eine lohnenswerte Alternative.

Für die Anordnung der Kapazitätsflächen gilt in beiden Fällen die Notwendigkeit einer Abschirmung gegenüber anderen Teilen der Elektronik (insbesondere den Bereichen der Biosignalnachverstärkung des Moduls 2), da durch die Sensitivität des CDC die kapazitiven Einkopplungen durch Fremdsignale wie dem verstärkten EMG-Messsignal der Signalverarbeitungseinheit das Signal der Abstandsänderung dominieren können. Aus diesem Grund wurden die Kondensatorflächen auf einer vierten Leiterplatte angeordnet, deren Rückseite durch eine Metallfläche nach oben vor Störsignalen der Signalverarbeitungseinheit abschirmt. Diese Leiterplatte wurde nun isoliert auf die Unterseite des Signalverarbeitungsmoduls aufgeklebt und mit diesem verbunden.

Abbildung 4.15. zeigt den Aufbau der zweiten Version des Signalverarbeitungsmoduls.

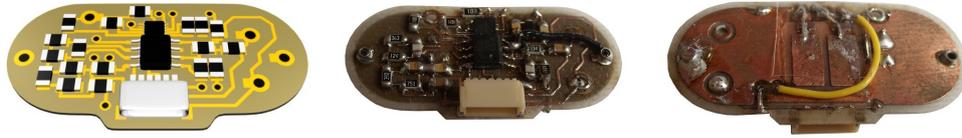


Abbildung 4.15.: Signalverarbeitungsmodul v2 – Mitte: Oberseite; Rechts: Unterseite mit Kondensatorflächen

Abbildung 4.16. zeigt die Gesamtelektrode des zweiten Typs.



Abbildung 4.16.: Zusammengeführte Module der Elektrode v2

Die Sensibilität der Einrichtung für Bewegungsartefakte ist über den Filtermodus und dessen Thresholdhöhe des AD7156 CDC-Bausteins einstellbar. Die Einstellung geschieht durch eine Programmierung des CDC über seine I²C-Schnittstelle.

Da die dazu notwendige Elektronik und Leitungen den räumlichen Rahmen der Elektrodenleiterplatten gesprengt hätten und nach einer Evaluationsphase auch gar nicht mehr sinnvoll gewesen wären, wurde ein vorhandenes AD7156-Evaluationsboard (EVAL-AD7156 der Firma Analog Devices) modifiziert, über das mit der mitgelieferten Software eine Einstellung der Registerinträge des AD7156 vorgenommen wurde. Ein Nachteil muss hierbei jedoch angemerkt werden: Aufgrund der Kleinheit und der Auslegung des CDC-Bausteins auf reflow-Lötverfahren ist das Löten und Entlöten per Hand zwecks einer Umprogrammierung überdurchschnittlich aufwändig.

Das Schaltbild und Layout der kapazitiven Bipolarelektrode v2.2 findet sich im Anhang in Abbildung B.7. und Abbildung B.8.

Eine Zusammenfassung der Daten der Elektrode findet sich auf dem Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v2.2 im Anhang in Abbildung B.9.

4.4. Evaluations-Board

Zum Test der Elektroden, für spätere Messungen und Evaluationen sowie für die Bereitstellung der Referenzpotenziale der Bezugselektrode wurde über mehrere Versionen zu den Elektroden ein Evaluationsboard entwickelt, dessen abschließende Version in diesem Abschnitt beschrieben wird.

4.4.1. Aufbau und Funktion

Das Evaluationsboard dient als Schnittstelle aller Komponenten. Hierzu werden

- 2 Anschlüsse für den Elektrodentyp v1,
- 2 Anschlüsse für den Elektrodentyp v2,
- je ein Anschluss für die Referenzelektrode auf GND oder DRL Potenzial,
- ein Messanschluss mit den Signalen aller Elektroden sowie Bezugspotenzial,
- ein Anschluss für eine 24 V Gleichspannungsquelle und
- Messpins an allen relevanten Punkten des Boards

bereitgestellt. Das Evaluationsboard ist in Abbildung 4.17. zu sehen.

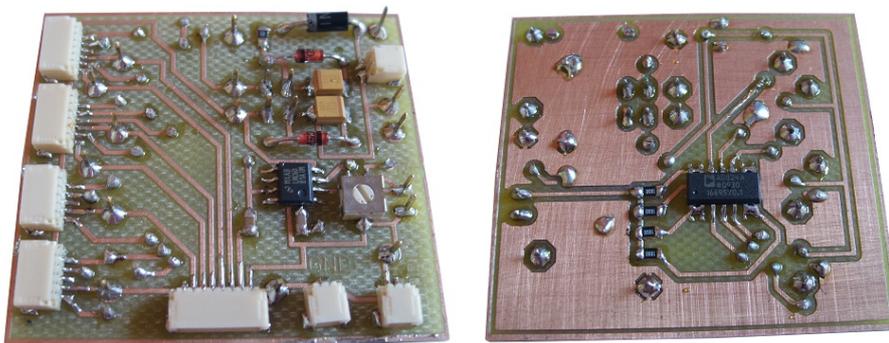


Abbildung 4.17.: Evaluationsboard. Links: Oberseite, rechts: Unterseite

Neben der Funktion als Schnittstelle wird auf dem Evaluationsboard das DRL-Signal und eine symmetrische Spannung zur Elektrodenversorgung erzeugt.

DRL-Signal

Die Driven-Right-Leg-Schaltung wurde von Winter und Webster [59] zur Reduzierung von Gleichtaktstörungen entwickelt und wird bevorzugt im EKG-Bereich genutzt. Da die Referenzelektrode in diesen Anwendungen früher stets am rechten Bein befestigt wurde, kam es zum Namensteil „right-leg“.

Gleichtaktsignale stellen bei Messungen in der Biomedizintechnik ein großes Problem dar, da sie wesentlich stärker sein können als das zu messende Biosignal. Die Idee der DRL-Schaltung ist es, störende Gleichtaktsignale im Körper, wie zum Beispiel das 50 Hz-Brummen deutscher Netzleitungen, invertiert auf den Körper rückzukoppeln und damit im Körper auszulöschen. Ein „grounding“ des Patienten ist dann nicht mehr notwendig, stattdessen ist der Proband mit dem Ausgang der Schaltung verbunden.

Zur Erzeugung des Signals U_a werden die impedanzgewandelten Eingangssignale verschiedener Elektroden U_1 bis U_4 vor der Differenzverstärkung auf einen invertierenden Addierer gegeben, der neben der Summierung und Invertierung der in diesem Fall bis zu vier Signale eine Verstärkung vornimmt. Das Signal U_a ist also gegeben durch

$$- U_a = \frac{R_N}{R_1} \cdot U_1 + \frac{R_N}{R_2} \cdot U_2 + \frac{R_N}{R_3} \cdot U_3 + \frac{R_N}{R_4} \cdot U_4, \quad (4.2)$$

wobei R_1 bis R_4 die Vorwiderstände der Eingangssignale und R_N der Widerstand des Verstärkers im Rückkopplungszweig sind. Da die Signale alle gleich gewichtet werden sollen, ist $R = R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ und damit das DRL Signal

$$U_{DRL} = -\frac{R_N}{R} \cdot (U_1 + U_2 + U_3 + U_4). \quad (4.3)$$

Das Prinzip der DRL-Schaltung nach Webster zeigt Abbildung 4.18.

Beim Dimensionieren der Größen des Verstärkers muss darauf geachtet werden, dass eine Rückkopplung wie sie bei der DRL-Schaltung über den Körper geschieht mit dem Risiko

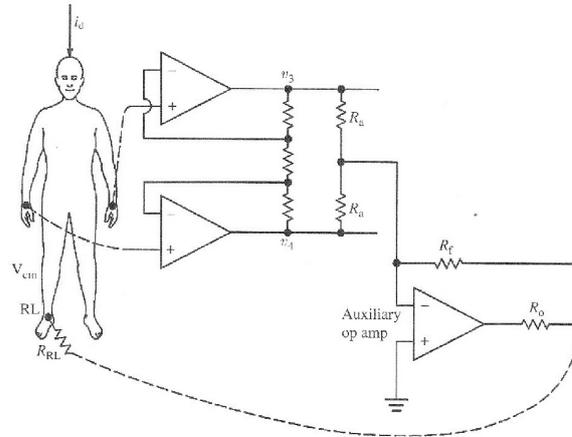


Abbildung 4.18.: DRL-Schaltung nach Webster [58]

der Instabilität behaftet ist. Für die experimentelle Bestimmung der größtmöglichen stabilen Verstärkung des DRL-Signals wurde der Gain des invertierenden Addierers durch ein Potentiometer variabel gemacht. Der größte einstellbare Gain des DRL-Systems auf dem Evaluationsboard beträgt $G = -1000$.

Trotz der Tatsache, dass die auf dem Board ankommenden DRL-Signale bereits durch das Messmodul impedanzgewandelt sind, müssen sie vor der Zusammenführung am invertierenden Addierer jeweils noch einmal durch einen Spannungsfolger laufen, um Rückwirkungen der am Addierer aufeinander geführten Elektrodensignale auf die jeweiligen Signalverarbeitungsmodule der Elektroden zu verhindern. Dies geschieht durch einen AD824A mit vier integrierten Operationsverstärkern (siehe Unterseite des Evaluationsboards Abbildung 4.17).

Spannungsversorgung

Zur unkomplizierten Versorgung der Elektroden wurde auf dem Evaluationsboard eine „schnelle“ Lösung basierend auf Zener-Dioden für die Umwandlung einer 24 V Gleichspannungsquelle in eine symmetrische ± 5 V Gleichspannungsquelle mit einem 0 V Massepotenzial umgesetzt.

Wenngleich die Lösung mit Zener-Dioden insofern unschön ist, weil sie zu einem elektrodennlastunabhängigen, konstanten Stromverbrauch führt, stellte sie für die Testzwecke

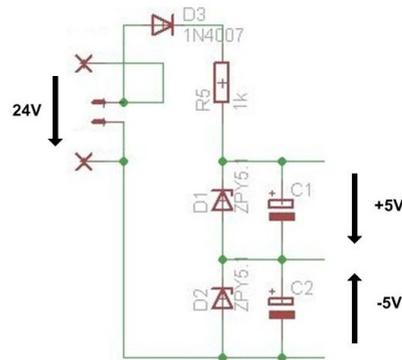


Abbildung 4.19.: Symmetrische Spannungsversorgung

eine spannungsstabile und kostengünstige Alternative zu für den Zweck preis- und größenüberdimensionierten DC-Wandlern dar. Die Quelle ist auf max. 13 mA ausgelegt, was bei dem niedrigen Verbrauch der Elektroden (siehe Abschnitt 5.4) ausreichend ist. Einschränkend muss jedoch hinzugefügt werden, dass diese Form der Spannungsversorgung nur mit den Elektroden des Typs v1 verträglich ist, da die beim Typ v2 interne weitere Spannungserzeugung von 1,8 V für den CDC ebenfalls auf einer Zenerdiode basiert und diese in Parallelschaltung zur Lösung auf dem Evaluationsboard über den entstehenden Spannungsteiler zu einem Spannungseinbruch führt. Da die spätere Versorgung der Elektroden durch professionelle Spannungsquellen (z. B. DC-Wandler) aber vorausgesetzt wird, war dies für Tests der v2 Elektroden keine Einschränkung: Zur direkten symmetrischen Versorgung des Evaluationsboards, z. B. über ein Labornetzteil, sind durch Jumper von der Zenerlösung trennbare Anschlusspins vorhanden.

5. Messungen und Evaluierung

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse von Messungen und Evaluationen mit den entwickelten Sensorelementen präsentiert. Zuerst wird das dazu entwickelte LabView-Programm vorgestellt. Danach folgen die Charakterisierung des Frequenzverhaltens der Elemente, eine EMG-Verleichsmessung zwischen kapazitiven und konduktiven Elektroden, eine Untersuchung des vom Referenzpotenzial abhängigen Signal-zu Rausch-Verhältnisses der Elektroden sowie die Untersuchung einiger grundsätzlicher Kenndaten wie dem Stromverbrauch. Abschließend werden die Versuche einer ersten Anwendung der Elemente beim OrthoJacket beschrieben.

5.1. Signalverarbeitungs- und Messumgebung: LabView-VI

Zur Auswertung des mit den kapazitiven Elektroden gemessenen Elektromyogramms wurde ein LabView-VI erzeugt, das eine Verarbeitung des Signals und eine Beurteilung und Nutzbarmachung als Steuersignal und Schnittstelle zum Orthojacket ermöglicht. Das Blockdiagramm des LabView-Vi ist in Abbildung B.12., das Frontpanel in Abbildung B.13. zu sehen.

5.1.1. Aufbau

Es werden über eine LabView-Karte am Evaluationsboard im RSE-Modus (GND als Bezugspotenzial) zwei Elektrodensignale mit einer Abtastrate von 2400 Hz gemessen. Dies entspricht bei einer höchsten im Signal angenommenen Frequenz von 600 Hz einem

zweifachen Oversampling.

Die folgende Weiterverarbeitung lässt sich grob in drei Blöcke unterteilen:

1. digitale Filterung des Signals,
2. Signalanalyse: Erzeugung eines Kraftproportionalen Wertes,
3. logische Verknüpfung und Thresholds

Da die Daten in Blöcken zu je 50 Werten an das VI übergeben werden, werden in einem ersten Schritt über einen Kollektor wieder Arrays mit 2400 Einträgen erzeugt. Die gemessenen Signale werden über Graphen angezeigt und den Filterblöcken zugeführt.

Die Filterblöcke bestehen aus:

- einem Hochpass 2. Ordnung mit der Grenzfrequenz $f_{hp} = 10$ Hz,
- einer Bandsperre 4. Ordnung zur Filterung von dem Signal überlagertem 50Hz-Brummen mit den Grenzfrequenzen $f_u = 49,5$ Hz und $f_o = 50,5$ Hz und
- einem Tiefpass 6. Ordnung mit der Grenzfrequenz $f_{tp} = 500$ Hz.

Das so gefilterte Signal und sein FFT-Leistungsspektrum werden graphisch dargestellt, das Signal nach einer Glättung durch einen Medianfilter an die Einheit zur Signalanalyse weitergeleitet.

Die Signalanalyse zur Erzeugung eines kraftproportionalen Signals geschieht über die Berechnung der Stichprobenmittelwerte und -varianzen nach Gleichung (3.3) und (3.4). Da das zur Berechnung genutzte Array über den Kollektor am VI-Eingang laufend um 50 Werte aktualisiert wird, beträgt die Update-Frequenz der berechneten Varianz 48 Hz. Der Verlauf der letzten 200 Werte der Varianz wird in einem weiteren Graphen angezeigt. Zur Nutzbarmachung des kraftproportionalen Signals als Steuersignal für eine Orthese werden die aktuellen Varianzen im dritten Block weiterverarbeitet; dies geschieht über logische Verknüpfungen und Thresholds.

Zur Erzeugung von Steuersignalen für die Orthese wurde folgender Ansatz entwickelt:

Aus je 5 und 20 der aktuellsten Werte der Signalvarianzen werden über Mittelwertbildner die Mittelwerte berechnet und über einen Threshold logisch verknüpft.

Im Folgenden sei der Mittelwert der fünf aktuellsten Werte der Varianz als Momentanvarianz V_{m5} , der Mittelwert der 20 aktuellsten Werte als Mittelvarianz V_{m20} bezeichnet. Die Momentanvarianz ist als Indikator für die momentane Muskelkontraktion zu verstehen, die Mittelvarianz als Indikator für das durchschnittliche Signal der kürzlich verstrichenen Zeit.

Sobald die Momentanvarianz größer wird als die Mittelvarianz multipliziert mit einem benutzerdefinierten Threshold größer als 1 (aus den Versuchen ergab sich ein Threshold T_{rsh} von vorzugsweise 1,05 bis 1,1), wird ein logisches High an den Ausgang des VI gesendet, das als Steuersignal verwendet werden kann. Ein möglicher Pseudocode hierfür ist:

$$\text{True If}(V_{m5} \geq V_{m20} \cdot T_{rsh}) \quad (5.1)$$

Abbildung 5.1. soll dies noch einmal verdeutlichen.

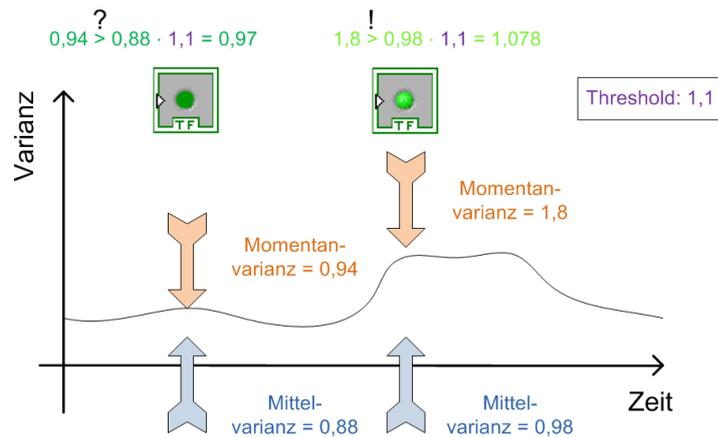


Abbildung 5.1.: Erzeugung eines Steuersignals durch Thresholds

Der Kern des Ansatzes ist also die Verwendung von zwei über das Thresholdlevel verknüpften gleitenden Mittelwerten, deren Annäherung an den aktuellen Signalwert unterschiedlich schnell geschieht. Durch diese adaptive Verarbeitung der Signale lassen sich unabhängig von personen- und setupspezifischer Signalstärke und Rauschlevel willkürliche Muskelkontraktionen zur Steuerung klar erkennen:

- Findet eine Weile keine Muskelaktivität statt, stellt die Mittelvarianz den Rauschpegel dar, bei dessen Überschreiten durch eine willkürliche Muskelkontraktion und

damit einer Erhöhung der Signalstärke ein Steuersignal ausgelöst wird.

- Findet über eine längere Zeit oder fand in der kürzeren Vergangenheit bis zum jetzigen Zeitpunkt eine konstante Muskelaktivität statt, kann durch Erhöhung der Muskelkontraktion ebenfalls bzw. erneut ein Steuersignal ausgelöst werden.

Bei der Verwendung von zwei Elektroden im Kopf-/Halsbereich können so zwei Steuersignale erzeugt werden, die vom VI neben einer zusätzlichen NOR-Verknüpfung (für Ruhe) ausgegeben werden können.

5.2. Frequenzverhalten

Zur Untersuchung und Optimierung des Frequenzverhaltens der kapazitiven Elektroden wurden die Module einzeln und als Gesamtelektrode untersucht. Ziel war ein Verhalten wie das der simulierten Konfiguration in Abschnitt 4.2.4.: Bandpassverhalten 3. Ordnung im Bereich 10 Hz bis 500 Hz mit möglichst linearem Frequenzgang im Passbereich. Die Tests führten zur Anpassung einiger Bauteilwerte und damit abschließend zu einem zufriedenstellenden Verhalten.

5.2.1. Messaufbau/Methoden

Zur Messung der Frequenzgänge wurden mit einem Signalgenerator Sinussignale zwischen 1 Hz und 10 kHz mit einer konstanten Amplitude erzeugt und auf zwei verschiedene Arten auf die Module bzw. die Gesamtelektrode gegeben:

- **Direkt:** Zum Test des Signalverarbeitungsmoduls wurde das Signal über eine galvanische Verbindung direkt auf den Signaleingang des Moduls gelegt.
- **Kapazitiv:** Da das Messmodul der Elektrode sein Signal kapazitiv auffasst, wurde hierzu eine einfache Haut-Muskel-Simulationseinrichtung entworfen, auf die das Messmodul bzw. die Gesamtelektrode mit definiertem Abstand zur Signalführung aufgelegt wurde.

Diese Einrichtung ist in Abbildung 5.2. zu sehen und besteht im Wesentlichen aus einer Kupferplatte mit einer Größe von 42 cm^2 und einer Dicke von $0,6\text{ mm}$, auf die einseitig Leder mit einer Dicke von $1,2\text{ mm}$ zur Simulation der Tiefpasseigenschaften organischen Gewebes (siehe Abschn. 2.2.2) aufgebracht wurde. Die Eigenschaften des Leders sind schon aufgrund der fehlenden Feuchtigkeit und in ihr gelöster Ionen wie sie in lebendigem Gewebe vorhanden sind nicht optimal, stellen aber für den Laborversuch eine annehmbare Alternative dar.

An einer Seite der Kupferplatte wird über Pins das Sinussignal (floating) aufgeprägt. Zur Vermessung der Messmodul-/Elektrodencharakteristik ohne die TP-Eigenschaften des Leders wurde die Messung auch auf der Rückseite der Platte direkt auf Kupfer ausgeführt.



Abbildung 5.2.: Einfache Haut-Muskel-Simulationseinrichtung

Da die Sensitivität der Elektroden aufgrund der geringen Amplituden des Biosignals im Mikrovolt-Bereich sehr hoch ist, muss das Eingangssignal bei der Untersuchung des Frequenzverhaltens ausreichend klein sein um eine Übersteuerung zu vermeiden. Eine Amplitude des auf die Kupferplatte gegebenen Signals im niedrigen Millivolt-Bereich führte bei der oben beschriebenen Konfiguration zu brauchbaren Ergebnissen.

Der Frequenzbereich von 1 Hz bis 10 kHz wurde in 88 Schritten derart durchgestimmt, dass die Frequenzabstände jedes Schrittes mit steigender Frequenz zunehmen, wie Tabelle 5.1. veranschaulicht.

Die Frequenzamplituden im gemessenen und teilweise verrauschten Ausgangssignal der Module wurden über eine Fast-Fourier-Transformation mit Hamming-Fenster bestimmt.

| Frequenzbereich [Hz] | Schrittweite [Hz] |
|--|-------------------|
| 1 – 10 | 1 |
| 10 – 100 | 5 |
| 100 – 600 | 10 |
| 600 – 1000 | 100 |
| folgende Schritte: 1500, 2000, 2500, 3000, 5000, 10000 Hz | |

Tabelle 5.1.: Frequenzschritte

Tabelle 5.2. zeigt weitere Parameter der Messungen zu den im Folgenden präsentierten Ergebnissen.

| | Signalquelle | Abstand [cm] | Versorgung [V] | Auflagekraft | Amplitude Sig.Gen. [mVrms] |
|------------------------------|--------------|-----------------|-------------------|--------------|----------------------------------|
| Messmodul | Kupferplatte | 4 | $\pm 5, 125$ | Eigengewicht | 5,87 – 10,3 |
| | Leder | 4 | $\pm 5, 125$ | Eigengewicht | 6,55 – 10,3 |
| Filtermodul | direkt | – | $\pm 5, 125$ | – | 7,0 |
| Gesamt- elektrode | Kupferplatte | 4 | $\pm 5, 125$ | Eigengewicht | 3,98 – 5,2 |

Tabelle 5.2.: Parameter zur Messung des Frequenzverhaltens

Der Abstand d kennzeichnet hier den Abstand zwischen Zuführung des am Signalgenerator erzeugten Signals an der Kupferplatte und dem Mittelpunkt der Elektrode.

Das Frequenzverhalten der Module wird an denen des Typs v1 dargestellt, ist jedoch aufgrund der unveränderten Konfiguration der Messkette mit dem des Typs v2 identisch.

5.2.2. Ergebnisse der Einzelmodule

Die Vermessung des Messmoduls bestätigte den theoretischen Hochpasscharakter der Konfiguration mit einer Grenzfrequenz von ungefähr 10 Hz.

Im direkten Vergleich der beiden Frequenzgangmessungen auf der Leder- und Kupferseite fällt das Tiefpassverhalten der Lederschicht auf, das zur Gewebesimulation erwartet

worden war. Die beiden gemessenen Frequenzgänge zeigt Abbildung 5.3., wobei die Messung auf Kupfer das Frequenzverhalten der Elektrode alleine, die Messung auf Leder das Frequenzverhalten in Verbindung mit Haut charakterisieren soll.

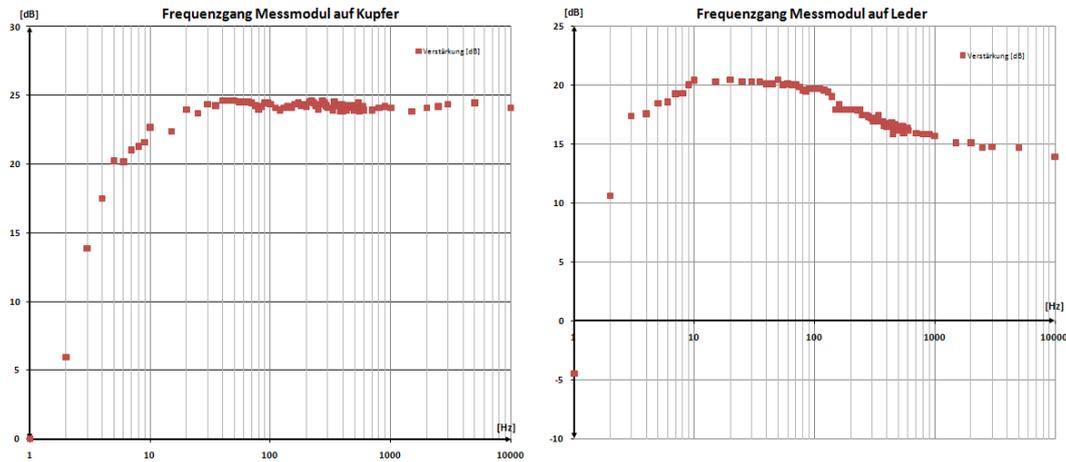


Abbildung 5.3.: Frequenzverhalten des Messmoduls gemessen auf Kupfer (links) und Gewebesimulator (rechts)

Die Vermessung des Signalverarbeitungsmoduls zeigte nach einer Nachkonfiguration eines Kapazitätswertes das in der Simulation angestrebte Bandpassverhalten (Abbildung 5.4).

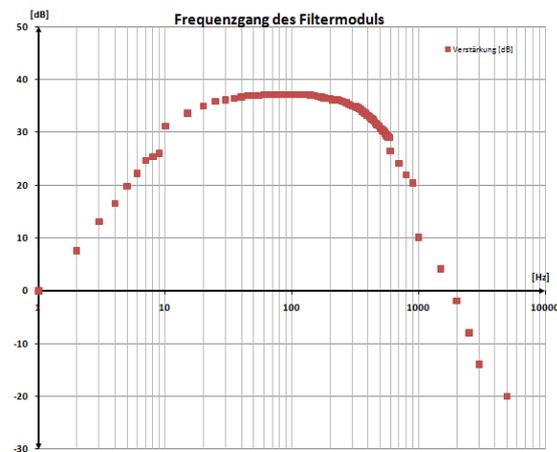


Abbildung 5.4.: Frequenzverhalten des Signalverarbeitungsmoduls

5.2.3. Ergebnisse Elektrodensystem

Das Gesamtverhalten der beiden zusammengeführten Module und damit das Verhalten des kapazitiven Elektrodensystems ist dem angestrebten simulierten Verhalten ähnlich und in Abbildung 5.5. zu sehen.

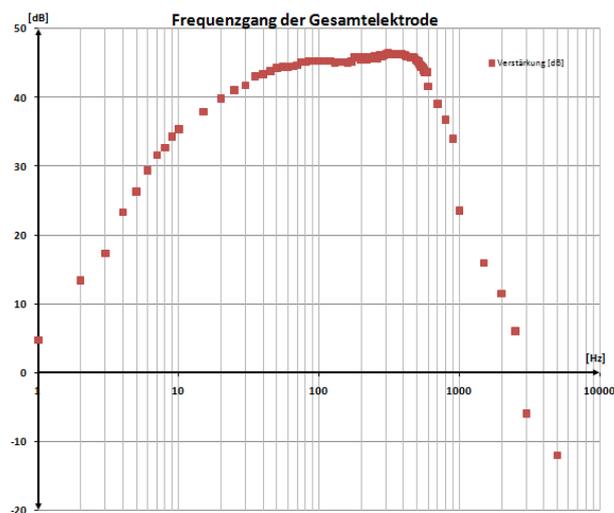


Abbildung 5.5.: Frequenzverhalten des Elektrodensystems

Das Übertragungsverhalten ist im Bereich von ca. 30 Hz bis 500 Hz nahezu linear und zeigt unterhalb von 30 Hz eine Dämpfung von ungefähr 30 dB/Dekade, wie sie der Filterordnung entsprechend angenommen wurde. Interessanterweise ist die Dämpfung des Tiefpassanteils des Filters mit ca. 40 dB oberhalb von 500 Hz etwas stärker als erwartet. Dies liegt nicht am Tiefpassverhalten des Gewebesimulators, da zur Charakterisierung des Gesamtverhaltens auf der Kupferseite gemessen wurde.

5.3. EMG-Vergleichsmessung

Zur Überprüfung der Vergleichbarkeit zwischen EMG-Signalen aus kapazitiver und konduktiver Messung wurden unter gleichen Bedingungen am *M. biceps brachii* Vergleichsmessungen durchgeführt und die Beträge der EMG-Signale, ihre Varianzen sowie ihr

FFT-Spektrum untersucht. Abbildung 5.6. zeigt solche Elektromyogramme, bei denen der linke Bizeps je viermal eine Sekunde lang maximal kontrahiert wurde. Als Referenz wurde für beide Messungen ein galvanisches Massearmbändchen verwendet. Zum besseren Vergleich wurden die Signale auf ein Maximum von 5V normiert.

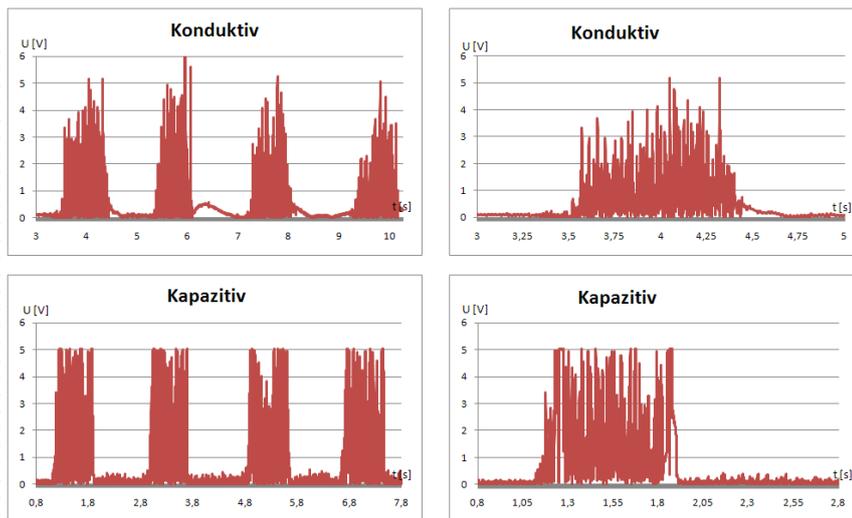


Abbildung 5.6.: Vergleich kapazitives und konduktives EMG, kapazitiv mit den entwickelten Sensorelementen, konduktiv mit Klebeelektroden gemessen. Links: Kontraktionsfolge, rechts: Einzelkontraktion

Abbildung 5.7 zeigt die Varianzen der Signale nach einer Glättung der Messwerte durch einen Medianfilter der Breite 5 und einer Stichprobengröße von je 50 Messwerten.

Wie in Abbildung 5.6. ersichtlich, ist die Empfindlichkeit der kapazitiven Elektroden so hoch, dass es bei Messung auf Haut und einem starken EMG-Signal zum Erreichen der oberen Messverstärkerspannung (hier typischerweise 5V) kommen kann. Dies wurde beim Design der Sensorelemente durch die Auslegung auf eine niedrige kapazitive Kopplung zugunsten einer besseren Verwendbarkeit in Kauf genommen und kann durch Heruntersetzen der Gesamtverstärkung des Signalverarbeitungsmoduls oder durch Betreiben der Elektroden mit einer höheren Betriebsspannung (Elektrode v1.1 mit maximal 15 V) abgewendet werden.

Die Messungen zeigten, dass ein kapazitiv gemessenes EMG mit konduktiv gemessenem EMG vergleichbar ist. Die Spektren der beiden Vergleichsmessungen ähnelten sich stark,

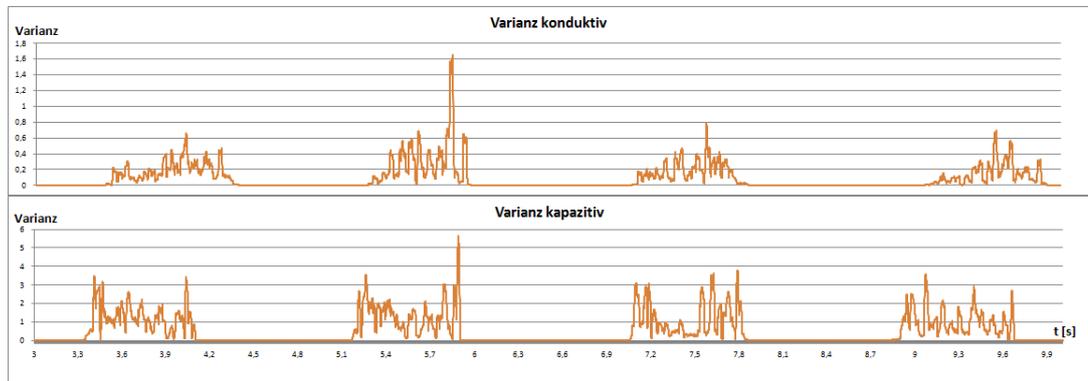


Abbildung 5.7.: Signalvarianzen des gemessenen kapazitiven (unten) und konduktiven (oben) EMGs im Vergleich

mit den aus dem vorherigen Abschnitt ersichtlichen Ausnahmen: Im kapazitiv gemessenen EMG sind aufgrund der Bandpasseigenschaften der Sensorelemente alle Frequenzen unterhalb 10 Hz und oberhalb 500 Hz deutlich gedämpft. Die Dämpfung über 500 Hz konnte allerdings aufgrund der in diesem Frequenzbereich natürlicherweise nur niedrigen spektralen Anteile des EMGs nur erahnt werden.

Abbildung 5.8 zeigt die Momentaufnahme des FFT-Leistungsspektrums eines kapazitiven EMGs während kurz anhaltender Kontraktion.

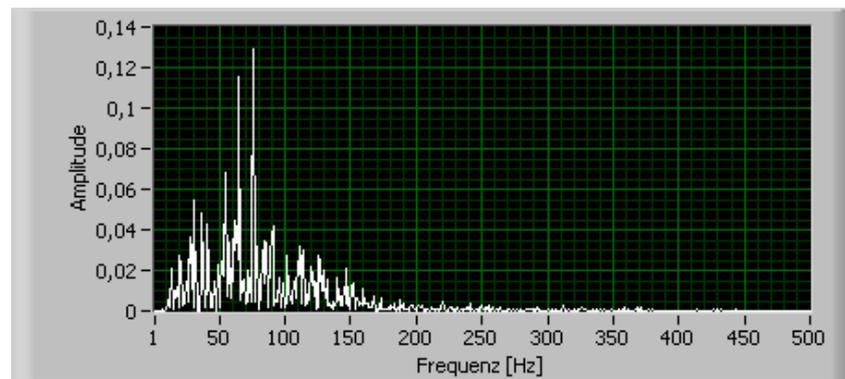


Abbildung 5.8.: FFT-Leistungsspektrum des kapazitiven EMGs bei der Kontraktion: Typische Verteilung der Hauptsignalenergie um ca. 80Hz

Über die Auswertung des kapazitiv gemessenen EMGs durch Glättung und Bildung der Signalvarianz lassen sich, wie beim konduktiven EMG auch, typische kraftproportionale

Signale erzeugen, wie Abbildung 5.9 beispielhaft verdeutlicht.

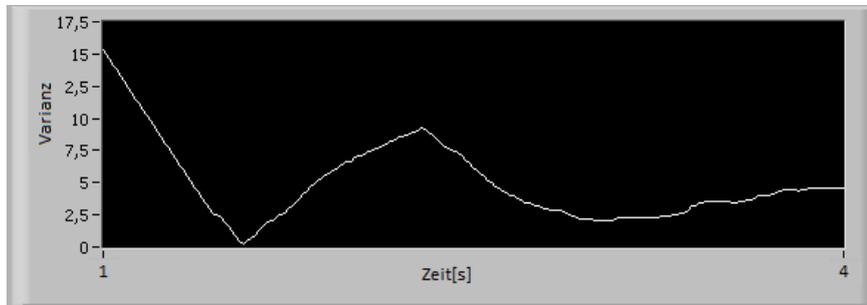


Abbildung 5.9.: Kraftproportionales Signal aus kapazitivem EMG: Relaxation nach starker Kontraktion bei $t = 1s$ und darauf folgende langsame Kontraktion bis $t \approx 2,3$ mit anschließender Teilrelaxation.

Erwartungsgemäß ist das Grundrauschen der kapazitiven Elektroden wie in Abbildung 5.6 erkennbar etwas höher als das der konduktiven Elektroden. Die Stärke des Rauschens ist jedoch stark vom verwendeten Referenzpotenzial abhängig, wie im nächsten Abschnitt genauer gezeigt wird.

5.4. Rauschverhalten und Signalqualität

Zur Einschätzbarkeit der von den Elektroden bereitgestellten Signalqualität und damit auch Vergleichbarkeit zu anderen (konventionellen) Elektroden wurde in verschiedenen Konfigurationen mit einer Probandengruppe von vier Personen das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der kapazitiven Elemente gemessen. Weiterhin wurden unter demselben Messprotokoll Vergleichsmessungen mit konventionellen passiven Klebeelektroden angestellt.

5.4.1. Messaufbau / Methoden

Zur Messung des SNR wurden die Varianzen des gemessenen EMG-Signals jeweils bei Ruhe und bei einer für eine Vergleichbarkeit genau definierten Muskeltätigkeit als Indikatoren für die Signalleistungen genutzt. Alle Messungen wurden in Abhängigkeit der in

Abschnitt 4.1.3 erarbeiteten Referenzpotenziale wiederholt um auch hier einen Vergleich anstellen zu können. Weiterhin wurden alle kapazitiven Messungen je einmal ohne und einmal mit dazwischenliegender Stoffschicht ausgeführt.

Das Protokoll zur EMG-Messung

Gemessen wurden die EMG-Signale bei jedem Probanden am *M. biceps brachii* des linken Arms.

Zur Bestimmung der Rauschleistung wurde die mittlere Signalvarianz über 20 Sekunden bei locker ausgestrecktem, unbelastetem Arm gemessen.

Zur Bestimmung der Signalleistung wurde das Maximum der Signalvarianz aus allen gleitenden Mittelwerten von je 20 Messpunkten bei der kompletten Belastung gewählt: Der Proband sollte hierzu eine zeitlich definierte Beugung des Arms von gestreckt (0°) nach angewinkelt (135°) und zurück mit einem Gewicht von 2720 g in der Hand ausführen. Die Periodendauer (Beugung, Streckung) betrug 2 Sekunden und wurde über lautes Mitzählen des Versuchsleiters („eins“ – Beugung – „und“ – Streckung – „zwei“ – Beugung – „und“ – Streckung...) sichergestellt. Es wurden je Messung 10 Perioden ausgeführt.

Die Versuchsgruppe bestand aus vier männlichen Personen im Alter zwischen 20 und 30 Jahren mit unterschiedlich stark ausgeprägter Muskulatur.

Zur Messung mit den kapazitiven Sensorelementen wurden diese über ein dehnbares Textilbündchen über dem Bizeps am Platz gehalten. Bei der Messung durch Stoff wurde eine 0,3 mm dicke Baumwollstoffschicht zwischen Elektrode und Haut angeordnet. Abbildung 5.10. zeigt die Anbringung der kapazitiven Elektroden.



Abbildung 5.10.: Anbringung der kapazitiven Elektroden am Bizeps

Die Messung mit passiven Klebeelektroden geschah unter denselben Voraussetzungen und demselben Versuchsprotokoll, wobei das Signal differenziell über einen kommerziellen EMG-Verstärker gemessen und durch das Programm Labchart 6 aufgezeichnet wurde. Die Klebeelektroden hatten einen Durchmesser von 24 mm und wurden an derselben Stelle des Bizeps wie die kapazitiven Elektroden mit einem mittleren Abstand von 30 mm angebracht.

Als textile Referenzelektroden-Sitzfläche für Masse- und DRL-Bezug der kapazitiven Elektroden wurde ein 36 cm x 40 cm großes Stück leitfähigen Schaumstoffs mit einem Oberflächenwiderstand von $\frac{260k\Omega}{10cm}$ verwendet. Die gemessene Impedanz zwischen Textilelektrodenoberfläche und Haut des Probanden liegt im Bereich mehrerer Megaohm.

Die Erzeugung des DRL-Signals geschah mit einer Potentiometereinstellung von 70 k Ω und damit einem Gain von $G = -700$. Für die Messung bei direktem Massekontakt wurde für die kapazitiven Elektroden die Handfläche auf ein auf Massepotenzial liegendes ca. 25 cm² großes Kupferblech gelegt, für die passiven Klebeelektroden hingegen ein Massearmbändchen angezogen.

5.4.2. Ergebnisse kapazitives Elektrodensystem

Die gemittelten Ergebnisse der SNR-Messungen aller Probanden durch die kapazitiven Elektroden auf Haut zeigt Tabelle 5.3. Die gemittelten Ergebnisse der SNR-Messungen der kapazitiven Elektroden durch Baumwollstoff sind in Tabelle 5.4. aufgeführt.

| Bezugspotenzial | Durchschnittliches SNR | Standardabweichung |
|-----------------------|------------------------|--------------------|
| System-Masse (Textil) | 35,2 dB | 8,9 dB |
| DRL (Textil) | 36,7 dB | 4,3 dB |
| Direkter Massekontakt | 50,7 dB | 4,9 dB |
| Kein Bezugspotenzial | 12,6 dB | 9,7 dB |

Tabelle 5.3.: SNR der kapazitiven Elektroden in Abhängigkeit verschiedener Referenzpotenziale bei Messung auf Haut

Auffällig bei den vorbereitenden Messungen war, dass die Stärke des Grundrauschens von der Sitzzeit des Probanden auf der kapazitiven Textil-Referenzelektrode abhängig ist und mit der Zeit abnimmt, wodurch das SNR steigt. Dies liegt höchstwahrscheinlich

| Bezugspotenzial | Durchschnittliches SNR | Standardabweichung |
|-----------------------|------------------------|--------------------|
| System-Masse (Textil) | 13,8 dB | 8,4 dB |
| DRL (Textil) | 26,6 dB | 7,7 dB |
| Direkter Massekontakt | 42,6 dB | 5,9 dB |
| Kein Bezugspotenzial | - | - |

Tabelle 5.4.: SNR der kapazitiven Elektroden in Abhängigkeit verschiedener Referenzpotenziale bei Messung durch 0,3 mm Baumwollstoff

an der durch Schweißsekretion steigenden Feuchtigkeit zwischen Proband und Elektrode und damit einhergehenden steigenden Leitfähigkeit des Materials und Zwischenraums (Kleidung). Um diesen Einfluss aus den Messungen weitestgehend auszuschließen, wurden die obigen Messungen direkt nach Platznehmen des Probanden durchgeführt und auf maximal 2 Minuten Sitzdauer beschränkt.

Außerdem zeigte sich, dass das SNR auch bei bereits vorhandenem Kontakt zwischen Elektrode und Haut vom Anpressdruck der Elektrode abhängig ist. Die aus dem festen Bündchendurchmesser zur Elektrodenbefestigung und den unterschiedlichen Armdurchmessern der Probanden resultierenden unterschiedlichen Anpressdrücke wurden nicht korrigiert und werden deshalb hier der Vollständigkeit halber genannt.

5.4.3. Ergebnisse passiver leitender Elektroden

Die für die Vergleichbarkeit der kapazitiven Elektroden mit passiven Klebeelektroden unter denselben Bedingungen angestellten Messungen führen auf das in Tabelle 5.5 dargestellte Ergebnis.

| Bezugspotenzial | Durchschnittliches SNR | Standardabweichung |
|---------------------------------|------------------------|--------------------|
| Direkter Massekontakt (Armband) | 50,2 dB | 15,9 dB |

Tabelle 5.5.: SNR der passiven Klebeelektroden

Die Ergebnisse zeigen, dass die SNR der kapazitiven Elektroden je nach Referenz mit dem SNR der konventionellen Vergleichselektrode vergleichbar sein können (bei galvanischer Massereferenz mit ca. 50 dB sogar gleich groß). Eine ausführlichere Diskussion der Ergebnisse wird in Abschnitt 6 durchgeführt.

5.5. Verbrauch und Versorgung

Zur weiteren Charakterisierung der Sensorelektronik wurde der Stromverbrauch der kapazitiven Elektroden bei konstanter symmetrischer Spannungsversorgung und unterschiedlichen Rahmenbedingungen gemessen. Tabelle 5.6. zeigt die Ergebnisse.

| Elektrode v1.1 | | Strom +5 V rail | Strom -5 V rail |
|----------------|----------------|-----------------|-----------------|
| | typisch | 2.6 mA | 2.6 mA |
| | maximal | 5.1 mA | 5 mA |
| | damit Leistung | | |
| | typisch | 26 mW | |
| | maximal | 51 mW | |
| Elektrode v2.2 | | Strom +5 V rail | Strom -5 V rail |
| | typ. | 2.9 mA | 2.6 mA |
| | max. | 6 mA | 6 mA |
| | damit Leistung | | |
| | typ. | 27.5 mW | |
| | max. | 60 mW | |

Tabelle 5.6.: Strom- und Leistungsverbrauch der Sensorelemente

Die Maximalwerte der Ströme kamen bei Vollaussteuerung der Verstärker dann zustande, wenn ein schlechter/ungleichmäßiger oder gar kein Kontakt zur Körperoberfläche bestand oder kein Referenzpotenzial bereitgestellt wurde, und damit das 50 Hz-Brummen im Signal überwog.

5.6. Sensitivität der Elektrode v2

Die Funktion des im Typ 2 der kapazitiven Sensorelemente umgesetzten Abstandssensors wurde beim Aufbau über mehrere Phasen hinweg getestet und bestätigt.

Aufgrund der aufwändigen Programmierung des Bausteins extern der Elektrode wurde die optimale Sensitivität jedoch nur eingeschränkt evaluiert. Es lassen sich jedoch folgende Ergebnisse bzw. Empfehlungen aussprechen:

- Als Threshold Mode des Bausteins ist der „Adaptive Mode“ zu wählen (zur Wahl stehen Adaptive, Fixed, Negative, Positive, In- und Out-Window Threshold – Erklärungen siehe Datenblatt des AD7156). Dieser ergab die zuverlässigste Indikation von Relativbewegungen und ist werksseitig voreingestellt.
- Mit der Konfiguration der vom CDC vermessenen Kondensatorplatten in einer Ebene (nebeneinander) führt die Werkseinstellung des Bausteins erst bei starken Relativbewegungen (Abstandsänderungen von ≥ 2 mm) zu einer logischen Anzeige. In diesem Fall muss der Threshold des adaptiven Filters deutlich verringert werden.
- Die Konfiguration der Kondensatorplatten übereinander als Plattenkondensator legt eine höhere Sensitivität nahe, bei der die Werkseinstellungen des CDC auch für kleine Bewegungen ausreichen könnten, was eine Programmierung unnötig machen würde. Sollte die entwickelte Lösung der Bewegungsartefakterkennung für weitere Arbeiten in Betracht gezogen werden, wird eine Untersuchung dieser Konfiguration empfohlen.

5.7. Anwendung am OrthoJacket

Um einen ersten Eindruck von der Anwendbarkeit der Sensorelemente in einem Orthesensystem, speziell im Kopf- und Halsbereich bei dem Orthesensystem OrthoJacket, zu erlangen, wurden zwei Befestigungskonzepte entwickelt und getestet. Die Rahmenbedingungen, die diese erfüllen sollten, waren

- die Fixierung zweier Sensorelemente über dem in Abschnitt 2.3.2 erarbeiteten und als optimal bewerteten Muskelus Sternocleidomastoideus (links- und rechtsseitig),
- die Möglichkeit einer schnellen und unkomplizierten Befestigung und Entfernung der Elektroden
- und die Anbringung sollte zumindest im Grundsatz bequem sein und nicht von vorneherein als störend empfunden werden

Die Signale der so befestigten Elektroden wurden über das Evaluationsboard mit dem in Abschnitt 5.1 beschriebenen LabView-VI ausgewertet und dessen logische Steuersignale an ein weiteres VI zur Steuerung der Orthese weitergeleitet.

5.7.1. Befestigungssysteme

Konzept 1: Bügelbefestigung

Das erste Befestigungskonzept basiert auf der Idee, die beiden Sensorelemente über einen gebogenen federartigen und den Hals hinten umschließenden Bügel an den gewünschten Stellen über dem M. Sternocleidomastoideus ähnlich einem Bügelkopfhörer zu fixieren. Um die Elektrodengehäuse an einem Bügel fixieren zu können, wurde eine weitere Version entwickelt, die an der Oberseite eine Steckbefestigungsmöglichkeit aufweist, wie in Abbildung 5.11. zu sehen ist.



Abbildung 5.11.: Zweite Version des Elektrodengehäuses zur Anbringung: Drahtgittermodell (links), Solidmodell (Mitte), geplottet (rechts)

Abbildung 5.12. zeigt die fertige Bügel-Befestigungseinrichtung, Abbildung 5.13. die Einrichtung in der Anwendung.



Abbildung 5.12.: Befestigungskonzept 1: Bügelbefestigung



Abbildung 5.13.: Befestigungskonzept 1: Anwendung

Konzept 2: Flexible „Halskrause“

Das zweite Befestigungskonzept besteht aus einer dehnbaren textilen Halskrause (einem umfunktionierten Stirnband), an der zwei aus Silikon gegossene flexible Passformen befestigt sind, in die die Sensorelemente gesteckt werden. Die Anordnung soll eine rutschsichere und gleichzeitig flexible Fixierung der Elektroden über dem M. Sternocleidomastoideus ermöglichen.

Abbildung 5.14. zeigt die aus Silikon gegossenen Passformen mit Elektrode, Abbildung 5.15. die Halskrause mit den beiden Elektroden in den Silikonformen und Abbildung 5.16. die Halskrause in der Anwendung.



Abbildung 5.14.: Befestigungskonzept 2: Silikonfassung



Abbildung 5.15.: Befestigungskonzept 2: Halskrause mit Elektroden



Abbildung 5.16.: Befestigungskonzept 2: Halskrause in der Anwendung

5.7.2. Erste Eindrücke

Für die Steuerung der Orthese wurden die drei logischen Steuersignale des entwickelten LabView-VIs von einem von Bastian Schmitz (KIT) entwickelten VI zur Orthesensteuerung ausgewertet. Die Auswertung geschieht in diesem VI in der Form, dass die durch EMG erzeugten logischen Steuersignale ab einer Länge von einer Sekunde

1. zur Aktivierung des gewählten Aktors (Elektrode 1) oder
2. zum Wechsel des Betriebsmodus bzw. dem Durchschalten der vorhandenen Aktoren – Schultergelenk 1 oder 2, Ellenbogen – (Elektrode 2)

verwendet werden. Das aus beiden Signalen erzeugte logische NOR Signal wird bei logischem high als Ruhesignal gedeutet.

Die Steuerung des Orthesensystems durch EMG-Messung im Halsbereich über die Verwendung der **Bügelbefestigung** verlief nicht befriedigend.

Obwohl die Anordnung auch bei Kopfbewegungen stabil am Hals befestigt blieb und sich einigermaßen flexibel mitbewegte sowie der Kontakt der Elektrodenflächen zur Haut durchgängig sichergestellt war, führten die Bewegungen schnell zu einem seitlichen Verschieben der Elektroden weg von der optimalen Position über dem M. Sternocleidomastoideus. Mehrere aufeinanderfolgende Steuersignale konnten daher nicht zuverlässig erzeugt werden.

In einem anschließenden Versuch konnte aber gezeigt werden, dass das Orthesensystem mit den kapazitiven Sensorelementen, sofern eine akkurate Befestigung vorausgesetzt wird, prinzipiell steuerbar ist. Eine zuverlässige Steuerung der Orthese durch zwei Sen-

soren konnte beispielsweise bei einer Befestigung durch Textilbündchen am Bizeps des linken und rechten Arms erreicht werden.

Aufgrund der nicht zufriedenstellenden Ergebnisse des ersten Konzepts wurde die **flexible „Halskrause“** entwickelt und getestet.

Über die Verwendung der Halskrause gelang eine um einiges zuverlässigere Erzeugung von Steuersignalen. Die in Silikon eingefassten Sensorelemente unter dem Textil blieben auch bei wiederholten Halsbewegungen sicher an ihrem Platz. Die Halskrause wurde darüber hinaus als wesentlich bequemer als die Bügelbefestigung wahrgenommen, wenngleich der Anpressdruck im vorderen Hals-/Kehlkopfbereich durch ein starres Element in zukünftigen Lösungen verringert werden sollte, um einen wirklich angenehmen Tragecomfort zu ermöglichen.

Die Bewegungen zur Erzeugung von Steuersignalen, also eine Kombination aus Kopffrotation und Ventralflexion, je nach Sensor nach links oder nach rechts, führten bei diesem Konzept nicht zu nennenswerten Bewegungsartefakten im Signal. Eine von außen manuell erzeugte Veränderung des Anpressdrucks der Elemente durch Andrücken mit dem Finger führte jedoch zu deutlichen Signalausschlägen.

In einem weiteren Versuch, bei dem ein Sensorelement von außen an der Halskrause befestigt wurde, konnten erfolgreich Steuersignale erzeugt, also EMG des M. Sternocleidomastoideus durch das flexible Textil (Dicke ca. 5 mm) gemessen werden. Dies unterstützt die in der Wissenschaftsliteratur oft benannte prinzipielle Möglichkeit der Textilintegrierbarkeit solcher kapazitiver Sensoren.

6. Ergebnisse und Diskussion

Es wurden zwei Typen bipolarer kapazitiver EMG-Elektroden entwickelt, mit denen an *M. biceps brachii* und *M. Sternocleidomastoideus* erfolgreich Muskelpotenziale auf Haut und durch Baumwollstoff gemessen und Steuersignale für eine Orthese erzeugt werden konnten.

Eine Untersuchung des Frequenzgangs der Elektroden zeigte eine weitestgehende Übereinstimmung mit dem gewünschten simulierten Frequenzgang und ein Bandpassverhalten mit nahezu linearer Verstärkung im Bereich zwischen 30 Hz und 500 Hz. Der Vergleich des realen Gesamtgains mit dem theoretischen Gain der Elektrode von $G = 9500$ (79,56 dB) geschah aufgrund der unbekanntenen Größe des an den Messelektroden kapazitiv eingekoppelten Potentials indirekt über die Vermessung der Einzelgains der Verstärker. Die Einzelgains der Verstärker lagen mit 37 dB (LMC6082 gesamt) und 39 dB (INA116) sehr nahe an den theoretisch erwarteten Werten.

Die Untersuchung der Signal-zu-Rauschverhältnisse in Abhängigkeit des Referenzpotentials zeigen, dass mit den kapazitiven Elektroden bei Hautkontakt auch ohne galvanisches Grounding des Probanden sehr gute Signalstärken erreicht werden. Das SNR nimmt bei Messung durch Stoff erwartungsgemäß ab, ist aber im Falle eines DRL-Referenzpotentials oder direktem Massekontakt immer noch sehr gut.

Überraschend war ein durchschnittliches SNR von immer noch 12,6 dB bei kapazitiver Messung völlig ohne Bezugselektrode. Spätestens beim Hinzufügen von Stoff zwischen Elektrode und Haut überwog das Rauschen jedoch so sehr, dass kein Signal mehr festgestellt werden konnte.

Im Falle einer Messung auf Haut übertrifft das SNR der Konfiguration mit DRL-Referenz das der Konfiguration mit Masse-Referenz nur marginal, bei einer solchen Anwendung bringt die Erzeugung einer DRL-Referenz also keinen Vorteil. Dies unterscheidet sich bei

der Messung durch Stoff, bei der das SNR mit DRL-Referenz um ca. 13 dB über dem mit Masse-Referenz liegt.

Das beste SNR von 50,7 dB konnte auf Haut mit galvanischer Masse-Referenz erreicht werden und ist überraschenderweise genauso groß wie das der konventionellen Vergleichselektroden. Dies legt die Vermutung nahe, dass die Signalqualität kapazitiver Elektroden nicht generell schlechter als die konduktiver Elektroden sein muss – sondern sehr stark vom verwendeten Referenzpotenzial abhängt.

Die teilweise recht hohe Standardabweichung der Probandenmesswerte untereinander wird primär der unterschiedlichen Muskelmasse der Versuchspersonen zugerechnet (Probanden mit optisch mehr Muskelmasse zeigten in allen Messungen erwartungsgemäß eine höhere Signalstärke). Da die Untersuchungen nur mit einer eingeschränkten Personengruppe (vier männliche Personen im Alter zwischen 20 und 30 Jahren) durchgeführt wurden, besitzen die Ergebnisse zu den Signalqualitäten auch nur in diesem Bereich Aussagekraft und lassen noch keine Übertragung auf die Anwendung mit tetraplegisch querschnittgelähmten Patienten zu.

Der Leistungsverbrauch der Elektroden wurde zu typischerweise 26 mW (Elektrode v1) und typischerweise 27.5 mA (Elektrode v2) gemessen und macht diese damit für längeren Batteriebetrieb geeignet.

Bei den Messungen mit den entwickelten Elektroden kam es erstaunlich selten durch Bewegungen zu Signalstörungen, die überwiegend schwach ausgeprägt waren. Dies steht etwas im Kontrast zu der in der Wissenschaftsliteratur oft benannten und auch theoretisch leicht einsehbaren Schwäche kapazitiver Sensoren durch die Abhängigkeit der Koppelkapazität vom Messabstand.

Eine Erklärung kann die durch den bipolaren symmetrischen Aufbau gewährleistete gute Gleichtaktunterdrückung der Elektroden sein, die bei gleichmäßigen Auswirkungen einer Bewegung auf beide Koppelkapazitäten zu keiner oder einer nur geringen Auswirkung auf das Messsignal führt. Versuche, bei denen über einem liegenden Sensorelement der Abstand eines Gegenstands gleichmäßig über beiden Elektrodenflächen verändert wurde, stützen diese These, da sich das Ausgangssignal des Sensors hierdurch nur schwach änderte. Trotz allem sind Einflüsse des Anpressdruckes der Elektrode auf das SNR deutlich erkennbar und scheinen stärker ausgeprägt als bei konventionellen Elektroden.

Die Entwicklung und Tests der Elektrode v2 zum Umgang mit Bewegungsartefakten zeigten die prinzipielle Machbarkeit und Funktionalität des Konzeptes. Eine umfangreiche Evaluierung der optimalen Thresholds des adaptiven Filters der Kapazitätswandlereinheit fand nicht statt. Die Sensitivität der Abstandsmessung muss daher für jeden Anwendungsfall einzeln gewählt werden und es sind zu diesem Zeitpunkt keine allgemeingültigen Aussagen zu ihrer optimalen Wahl möglich.

Eine Evaluierung der Sensorelemente am Hals zur Erzeugung von Steuersignalen für die Orthese OrthoJacket zeigte neben der prinzipiellen Machbarkeit die Wichtigkeit eines optimalen Anbringungskonzeptes für die Anwendung.

Das erste getestete Befestigungskonzept (Bügelbefestigung) erlaubte keine zuverlässige Fixierung der Elemente und wird daher in dieser Form nicht empfohlen.

Das zweite Konzept (flexible Halskrause) ermöglichte eine flexible und doch zuverlässige Fixierung der Elemente und in einigen Versuchen die zuverlässige Erzeugung von Steuersignalen für die Orthese. Eine Weiterentwicklung dieses Konzeptes, eventuell mit einer Integration der Elemente in das Textil der Halskrause, könnte aussichtsreich sein.

Die Messung von EMG-Signalen des M. Sternocleidomastoideus über die kapazitiven Sensorelemente wurde unabhängig von der Anbringung mehrmals erfolgreich durchgeführt und zeigt daher die generelle Funktionsfähigkeit der Elemente im Anwendungsreich auf.

Bei der Arbeit mit den kapazitiven Sensorelementen fiel auf, dass erfolgreiche Messungen stark von Umgebungsbedingungen und Konfigurationen abhängen. Bei guter Konfiguration konnten sehr überzeugende Messungen ausgeführt werden. Schlechte Konfigurationen hingegen führten teilweise zu noch nicht völlig nachvollziehbarem Elektrodenverhalten, z. B. einem zeitweisen Aussetzen des Messsignals. Gute Konfigurationen zeichneten sich hier am stärksten durch die Qualität der verwendeten Referenzpotenziale und der Anbringung aus. Schlechte Einflüsse, die z. B. zum kurzen Aussetzen des EMG-Signals führen, werden u. A. in statischen Ladungseinflüssen des Körpers vermutet, die auf der Elektrodenfläche nur in einer durch die RC-Zeitkonstante des Messglieds vorgegebenen Geschwindigkeit abgebaut werden können.

7. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden bipolare kapazitive Sensorelemente zur galvanisch getrennten Ableitung von Elektromyogrammen für die Orthesensteuerung entwickelt und getestet.

Die Ergebnisse der Tests zeigen, dass die kapazitive Messung von EMG mit den entwickelten Sensoren je nach Wahl des Referenzpotenzials in unterschiedlicher Qualität und auch durch Textil möglich ist und das gemessene Signal nach einer Signalverarbeitung als Steuersignal zur Orthesensteuerung verwendet werden kann.

Ein Vergleich der im Rahmen dieser Arbeit unter denselben Bedingungen gemessenen Signal-zu-Rausch-Verhältnisse kapazitiver Elektroden und konventioneller konduktiver Klebeelektroden zeigt auch, dass die Signalqualität beider Elektrodentypen bei galvanischer Massereferenz ähnlich gut sein kann.

Für den Umgang mit Bewegungsartefakten als prinzipielle Schwachstelle kapazitiver Elektroden wurde ein Lösungsansatz basierend auf einer kapazitiven Abstandsmessung entwickelt und aufgebaut. Die Empfindlichkeit der bipolaren kapazitiven Sensorelemente für Bewegungen von Probanden fiel jedoch unabhängig von dieser Lösung bei angemessener Fixierung grundsätzlich niedriger aus als erwartet.

Die Tests zweier Konzepte für die Fixierung der Sensorelemente im Halsbereich zur Orthesensteuerung offenbarten die primäre Notwendigkeit einer optimalen Elektrodenanbringung, wie sie auch für konduktive nichtklebende EMG-Elektroden gebraucht würde. Ein funktionsfähiger Ansatz könnte hier eine textile flexible Halskrause sein. Mit diesem konnten Steuersignale durch kapazitive Messung am Muskelus Sternocleidomastoideus für die Orthese erzeugt werden.

A. Literaturverzeichnis

- [1] A. Aleksandrowicz, M. Walter, and S. Leonhardt, "Ein kabelfreies, kapazitiv gekoppeltes EKG-Messsystem," Biomed Tech, vol. 52, pp. 185–192, 2007.
- [2] L. Baxter, Capacitive Sensors: Design and Applications. IEEE Press, New York, 1997.
- [3] R. Brun Del Re, I. Batkin, and W. Young, "Electric Field Sensor - US000006807438B1," 2001.
- [4] C. Brösamle and M. K.W., "Zukunftstherapien bei Rückenmarksverletzungen," Spektrum der Wissenschaft, vol. 2, pp. 26–35, 2000.
- [5] M. Czaplik, B. Eilebrecht, A. Ntoubas, M. Walter, P. Schauerte, S. Leonhardt, and R. Rossaint, "Clinical proof of practicability for an ecg device without any conductive contact," Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, vol. 55:5, pp. 291–300, 2010.
- [6] L. Gourmelon and G. Langereis, "Contactless sensors for surface electromyography," in Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2514 –2517, 30 2006-sept. 3 2006.
- [7] D. Graupe, J. Magnussen, and A. Beex, "A microprocessor system for multi-functional control of upper-limb prostheses via myoelectric signal identification," Automatic Control, IEEE Transactions on, vol. 23, pp. 538 – 544, aug 1978.
- [8] H. Hermes, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, and G. Rau, "European recommendations for surface electromyography: Results of the seniam project," in Roessingh Research and Development, 1999.
- [9] S. Jacobsen, S. Meek, and R. Fullmer, "An adaptive myoelectric filter," 6th Annual Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society, New York: IEEE, vol. 6, p. 592, 1984.
- [10] U. Kiencke and R. Eger, Messtechnik 7.Auflage. Springer-Verlag, 2008.

- [11] K. Kim, Y. Lim, and K. Park, “Common mode noise cancellation for electrically non-contact eeg measurement system on a chair,” Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, vol. 27, pp. 5881–5883, 2005.
- [12] K. Kim, L. YK, and P. KS, “The electrically non-contacting eeg measurement on the toilet seat using the capacitively coupled insulated electrodes,” Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA, vol. 27, pp. 2375–2378, 2005.
- [13] P. Kitzenmaier, Entwicklung verbesserter Verfahren für die Ableitung und Verarbeitung myoelektrischer Signale zur Steuerung von Rehabilitationshilfen. PhD thesis, TU Berlin, 1995.
- [14] W. Ko, M. Neuman, R. Wolfson, and E. Yon, “Insulated active electrode,” Proc. Int. Conf. IEEE Solid-State-Circuits, pp. 195–198, 1971.
- [15] P. Konrad, EMG-Fibel - Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Velamed Medizintechnik GmbH, 2005.
- [16] C. Lagow, K. Sladek, and P. Richardson, “Anodic insulated tantalum oxide electrocardiograph electrodes,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-18, pp. 162–164, 1971.
- [17] G. Langereis, M. Ouwerkerk, and F. Pasveer, “Unobtrusive sensing of psychophysiological parameters,” in Probing Experience: From Assessment of User Emotions and Behaviour to Development of Products (Philips Research Book Series), pp. 163–193, Springer, 2008.
- [18] J. Lee, Y. J. Woo, Y. J. Jeon, and Y. J. Lee, “Motion artifacts detection system for a pulse diagnosis machine and a detection method thereof - KR102010027375,” 2010.
- [19] S. M. Lee, K. K. Kim, and P. K. Suk, “Wavelet approach to artifact noise removal from capacitive coupled electrocardiograph,” in Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 2944–2947, aug. 2008.
- [20] Y. Lim, K. Kim, and K. Park, “Eeg measurement in the bathtub using the insulated electrodes,” Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA, vol. 26, pp. 2383–2385, 2004.

- [21] Y. G. Lim, K. K. Kim, and S. Park, "Ecg measurement on a chair without conductive contact," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 53, pp. 956–959, may 2006.
- [22] L. Lindström, "On the frequency spectrum of emg signals," in Technical Report - Research Laboratory of Medical Electronics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 1970.
- [23] T. Linz, L. Gourmelon, and G. Langereis, "Contactless emg sensors embroidered onto textile," Fraunhofer IZM, Berlin, Germany, Fraunhofer IZM, Berlin, Germany, March 2007.
- [24] A. Lopez and P. C. Richardson, "Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. BME-16, p. 99, jan. 1969.
- [25] C. de Luca, "Myoelectrical manifestation of localised muscular fatigue in humans," CRC Critical Reviews in Biomed. Eng., vol. 11, Issue 4, pp. 251–279, 1984.
- [26] C. D. Luca, "Physiology and mathematics of myoelectric signals," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. BME-26, pp. 313–325, june 1979.
- [27] F. Láhoda, A. Ross, and W. Issel, EMG-Fibel: Ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie. Barth, Frankfurt (Main), 1973.
- [28] T. Maruyama, M. Makikawa, N. Shiozawa, and Y. Fujiwara, "Ecg measurement using capacitive coupling electrodes for man-machine emotional communication," in Complex Medical Engineering, 2007. CME 2007. IEEE/ICME International Conference on, pp. 378–383, may 2007.
- [29] R. Matthies, "Entwicklung eines rollstuhlbasierten Muskelunterstützungssystems für Patienten mit partiellem oder vollständigem Ausfall der Oberarmmotorik." September 2010.
- [30] S. Meek and S. Fetherston, "Comparison of signal-to-noise ratio of myoelectric filters for prosthesis control," Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 29 No.4, pp. 9–20, 1992.
- [31] Merletti and Parker, Electromyography, Physiology, Engineering and Noninvasive Applications. No. ISB 0-471-67580-6, Willey Interscience, 2004.
- [32] K. Meyer-Waarden, Einführung in die biologische und medizinische Meßtechnik, vol. 475. Uni-Taschenbücher UTB. Schattauer, Stuttgart, New York, 1975.

- [33] K.-R. Müller, B. Blankertz, and G. Curio, “Sensorsystem und Verfahren zur kapazitiven Messung elektromagnetischer Signale biologischen Ursprungs - W02006066566,” 2006.
- [34] K.-R. Müller, B. Blankertz, P. D. Gabriel, and P. Meinhard, “Sensorsystem und Verfahren zur kapazitiven Messung elektromagnetischer Signale biologischen Ursprungs - DE102004063249,” 2004.
- [35] M. Müller-Riederer, “Entwicklung und Evaluierung von EMG-Elektroden für ein modulares, portables Diagnose- und Therapiesystem,” Master’s thesis, Universität Stuttgart, 2009.
- [36] M. Oehler, Kapazitive Elektroden zur Messung bioelektrischer Signale. PhD thesis, Universität Braunschweig (TU), 2009.
- [37] E. Park and S. Meek, “Adaptive filtering of the electromyographic signal for prosthetic control and force estimation,” Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 42, pp. 1048–1052, oct. 1995.
- [38] A. Potter and L. Menke, “Capacitive type of biomedical electrode,” Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. BME-17, pp. 350–351, oct. 1970.
- [39] H. Prance, P. Watson, R. Prance, C. Harland, S. Beardsmore-Rust, and A. Aydin, “High spatial resolution dry-electrode surface emg acquisition system,” Assistive Technology Research Series - Assistive Technology From Adapted Equipment To Inclusive Environments: AAATE, vol. 25, pp. 109–113, 2009.
- [40] R. Prance, A. Debray, T. Clark, H. Prance, M. Nock, C. Harland, and A. Clippingdale, “An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning,” Measurement Science and Technology, vol. 11, pp. 291–297, 2000.
- [41] R. Putz and R. Pabst, Sobotta - Anatomie des Menschen, Der komplette Atlas in einem Band, vol. 22. Elsevier Urban & Fischer, München - Jena, 2007.
- [42] D. Reiche, Roche Lexikon Medizin, 5. Auflage. Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München, 2005.
- [43] M. Reischl, Ein Verfahren zum automatischen Entwurf von Mensch-Maschine Schnittstellen am Beispiel myoelektrischer Handprothesen. PhD thesis, Universität Karlsruhe (TH), 2006.
- [44] P. Richardson, F. Coombs, and R. Adams, “Some new electrode techniques for long term physiologic monitoring,” Aerosp. Med., vol. 39, pp. 745–750, 1968.

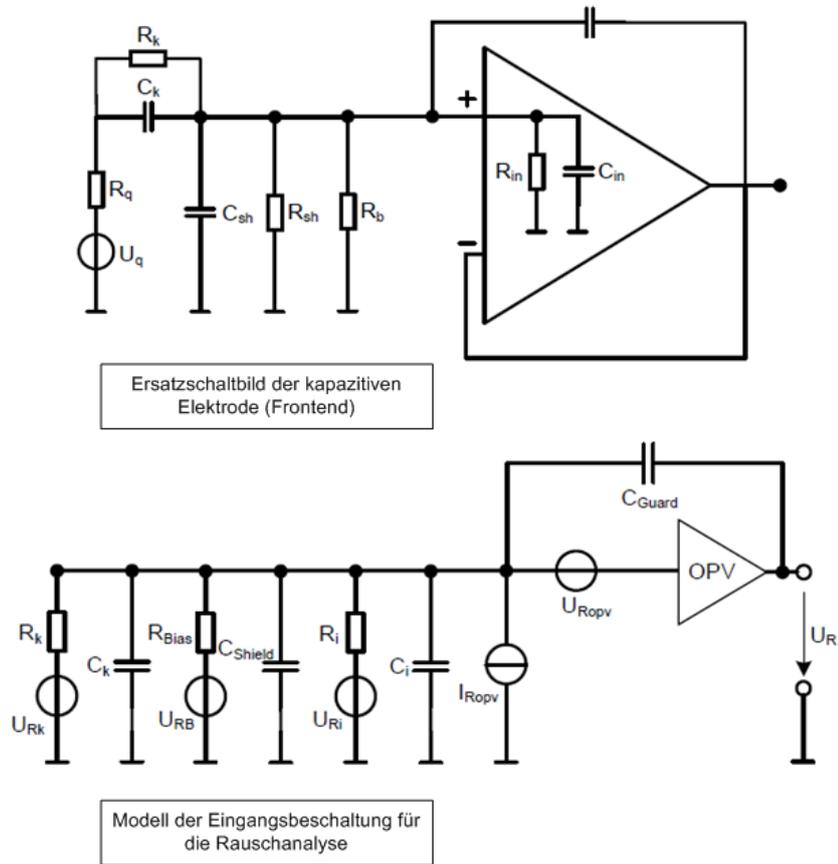
- [45] J. R. Ronald and J. E. Kingston, “Myoelektrische Prothesen für Kinder mit Ellbogen-Exartikulationsamputationen,” Orthopädie-Technik, vol. 11, pp. 918–924, 1997.
- [46] R. Rupp, Die motorische Rehabilitation von Querschnittsgelähmten mittels Elektrostimulation - ein integratives Konzept für die Kontrolle von Therapie und funktioneller Restitution. PhD thesis, Universität Fredericiana Karlsruhe, 2008.
- [47] O. Schill, R. Wiegand, B. Schmitz, R. Matthies, U. Eck, C. Pylatiuk, M. Reischl, S. Schulz, and R. Rupp, “Orthojacket: An active fes-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity,” Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, vol. 56, no. 1, pp. 35–44, 2011.
- [48] R. Schmidt, O. Such, and C. Reichinger, “A wearable device for bioelectrical interaction with motion artifact correction means - EP000001575424,” 2010.
- [49] R. Schmidt, O. Such, and C. Reichinger, “Wearable device for bioelectrical interaction with motion artifact correction means - US020060149146,” 2006.
- [50] B. Schmitz, R. Wiegand, C. Pylatiuk, R. Rupp, and S. Schulz, “Erste Erfahrungen mit dem OrthoJacket,” Orthopädie-Technik, vol. 04/11, pp. 256–261, 2011.
- [51] A. Searle and L. Kirkup, “A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric electrodes,” Physio. Meas., vol. 21, pp. 271–283, 2000.
- [52] S. Silbernagl and A. Despopoulos, Taschenatlas Physiologie. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 2007.
- [53] J. Steinmann, “Entwicklung aktiver EMG-Elektroden zur Biosignalanalyse.” KIT, September 2009.
- [54] T. Sullivan, S. Deiss, and G. Cauwenberghs, “A low-noise, non-contact eeg/ecg sensor,” in Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE, pp. 154 –157, nov. 2007.
- [55] L. Sörnmo and P. Laguna, Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier, 2005.
- [56] U. Tietze, C. Schenk, and E. Gamm, Halbleiter-Schaltungstechnik. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010.
- [57] A. Ueno, Y. Uchikawa, and M. Noshiro, “A capacitive sensor system for measuring laplacian electromyogram through cloth: A pilot study,” in Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 5731 –5734, aug. 2007.

- [58] J. G. Webster, Medical Instrumentation. New York: John Wiley & Sons, 3 ed., 1998.
- [59] B. B. Winter and J. G. Webster, "Driven-right-leg circuit design," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-30 No 1, pp. 62 –66, jan. 1983.
- [60] R. Wolfson and M. Neuman, "Miniature si-sio2 insulated electrodes based on semiconductor technology," Proc. 22nd ACEMB (Chicago), 1969.
- [61] B. Yin, M. Meftah, and T. Ikkink, "Compensation of motion artifacts in capacitive measurement of electrophysiological signals - WO002010023615," 2010.

B. Anhang

| Typ | Bias-Strom | Eingangsimpedanz | Offsetspannung | Eingangs-C | Rauschen U | Rauschen I | Versorgung |
|---------|------------|------------------|----------------|------------|----------------------------------|------------------------------------|------------|
| LMC6081 | 10 fA | > 10 TΩ | 150 μV | n.a. | $22 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,2 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±5 V |
| LMC6001 | 10 fA | > 1 TΩ | < 350 μV | n.a. | $22 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,13 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±5 V |
| OPA124 | 1 pA | 10 TΩ | 100 μV | 1 pF | $6 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,5 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±15 V |
| OPA129 | 30 fA | 10 TΩ | 500 μV | 1 pF | $15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,1 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±15 V |
| LT1464 | 400 fA | 1 TΩ | 400 μV | 3 pF | $24 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,4 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±15 V |
| AD8666 | 200 fA | n.a. | 700 μV | n.a. | $10 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | n.a. | ±8 V |
| INA116 | 3 fA | 1000 TΩ | 500 μV | 0,2 pF | $28 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ | $0,1 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ | ±15 V |

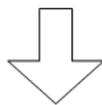
Abbildung B.1.: Operationsverstärker für die Verwendung als Impedanzwandler [36]



$$U_{Rsum} = \frac{1}{1 + j\omega R_{sum} C_{sum}} \sqrt{4 k_b T R_{sum} \Delta f}$$

$$U_{Ropv} = U_{Ropv}$$

$$U_{Iopv} = \frac{R_{bias} \parallel R_k \parallel R_i}{1 + j\omega (R_{bias} \parallel R_k \parallel R_i) C_{sum}} I_{opv}$$



$$U_{nout} = \sqrt{U_{Rsum}^2 + U_{Ropv}^2 + U_{Iopv}^2}$$

Abbildung B.2.: Rauschmodell kapazitiver Elektroden, aus [36]

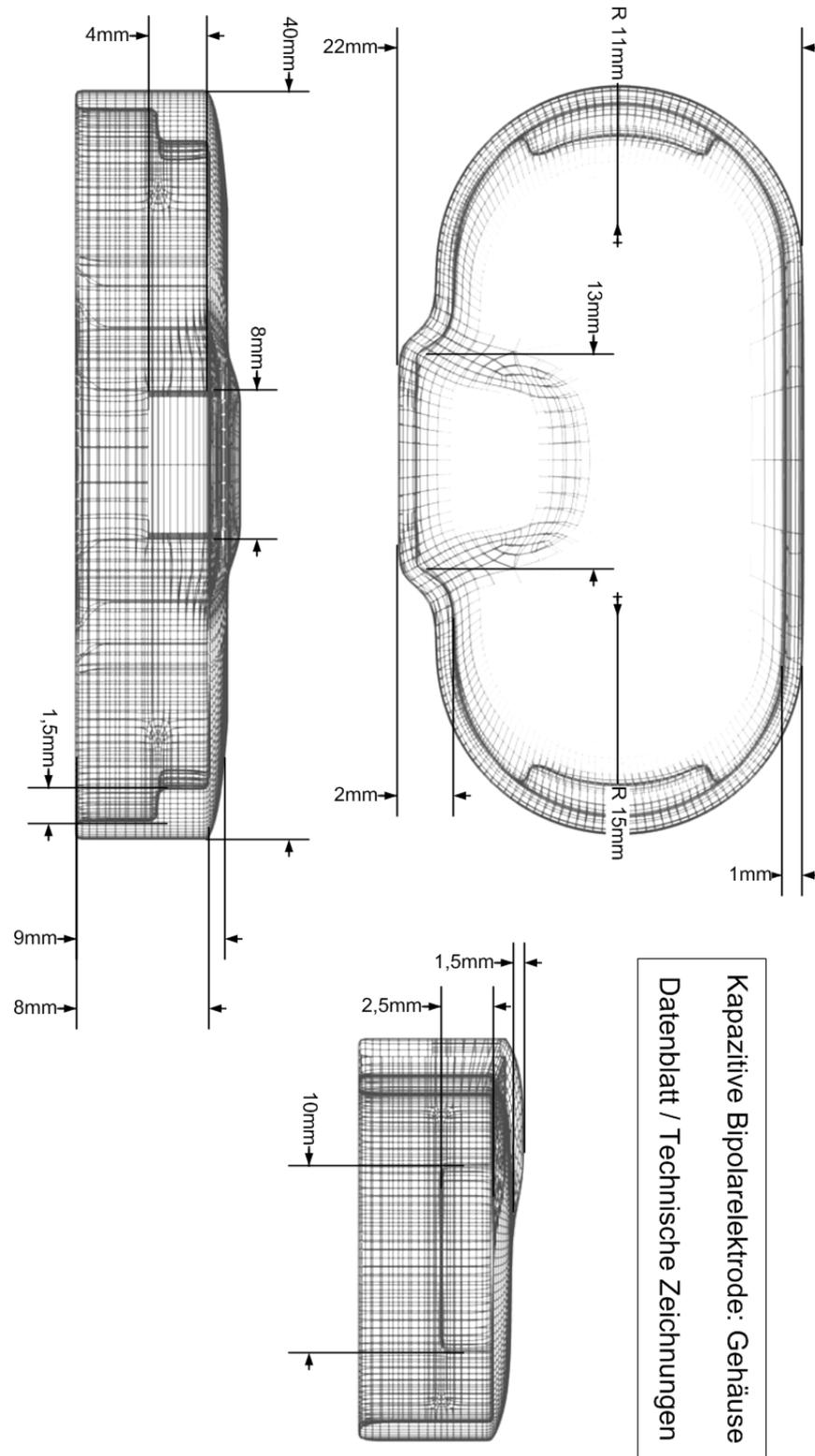


Abbildung B.3.: Datenblatt Elektrodengehäuse

Internes Dokument
des Instituts für Angewandte Informatik
(IAI)

Abbildung B.4.: kapazitive Bipolarelektrode v1.1 Schaltbild

Internes Dokument
des Instituts für Angewandte Informatik
(IAI)

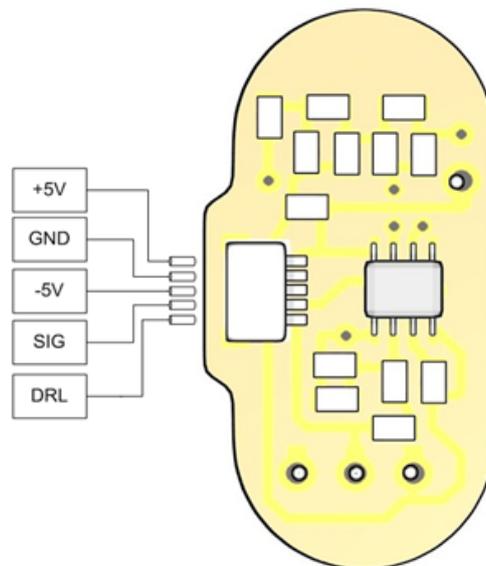
Abbildung B.5.: kapazitive Bipolarelektrode v1.1 Layout

KAPAZITIVE BIPOLARELEKTRODE v1.1 - DATENBLATT

| | Typ. | Range | Max |
|----------------------|----------------------|---------------------------|--------------------|
| Versorgungsspannung: | $\pm 5V$ | $+4,5V \leq V^+ \leq 15V$ | $\pm 15V$ |
| Fließender Strom: | $\pm 2,6 \text{ mA}$ | | $\pm 5 \text{ mA}$ |
| Leistung: | 26 mW | | 51 mW |

| | |
|-------------------------|------------------------------------|
| Gain | 9504 |
| Bandpasscharakteristik: | $30\text{Hz} < f < 500 \text{ Hz}$ |

| | |
|------------------------------|----------------|
| Max. Außenmaße: | 40 x 22 x 9 mm |
| Durchmesser Elektroden: | 13 mm |
| Mittlerer Abstand Elektroden | 22 mm |
| Isolatormaterial | PE |
| Isolatordielektrizitätszahl: | 2-3 |
| Platinenmaterial: | FR4 |



Partlist

| | |
|-----|---------------|
| C1 | 330pF |
| C13 | 330pF |
| C10 | 0.047 μ F |
| C12 | 0.047 μ F |
| C11 | 22 μ F |
| C14 | 10nF |
| C15 | 10nF |
| C16 | 10nF |
| C17 | 10nF |
| R1 | 5G Ohm |
| R2 | 5G Ohm |
| R4 | 330k Ohm |
| R5 | 1M Ohm |
| R6 | 750 Ohm |
| R7 | 3.9k Ohm |
| R8 | 36k Ohm |
| R9 | 120k Ohm |
| R10 | 510 Ohm |
| IC1 | INA116 |
| IC2 | LMC6082 |
| X1 | SM05-SRSS-TB |

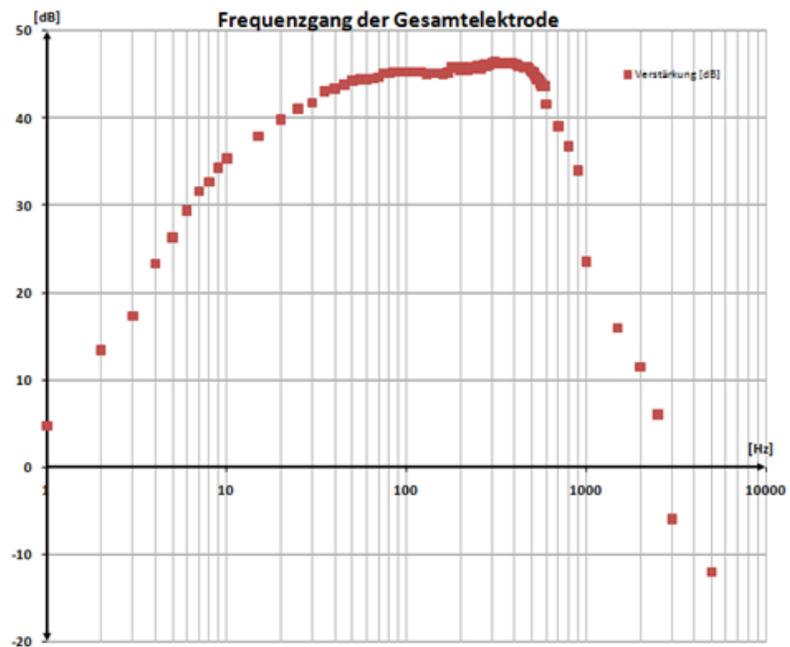


Abbildung B.6.: Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v1.1

Internes Dokument
des Instituts für Angewandte Informatik
(IAI)

Abbildung B.7.: kapazitive Bipolarelektrode v2.2 Schaltbild

Internes Dokument
des Instituts für Angewandte Informatik
(IAI)

Abbildung B.8.: kapazitive Bipolarelektrode v2.2 Layout

KAPAZITIVE BIPOLARELEKTRODE v2.2 - DATENBLATT

| | Typ. | Range | Max |
|----------------------|----------------------|--------------------------|--------------------|
| Versorgungsspannung: | $\pm 5V$ | $+4,5V \leq V^+ \leq 6V$ | $\pm 6V$ |
| Fließender Strom: | $\pm 2,8 \text{ mA}$ | | $\pm 6 \text{ mA}$ |
| Leistung: | 27,5 mW | | 60 mW |

| | |
|-------------------------|-------------------|
| Gain | 9504 |
| Bandpasscharakteristik: | 30Hz < f < 500 Hz |

| | |
|------------------------------|----------------|
| Max. Außenmaße: | 40 x 22 x 9 mm |
| Durchmesser Elektroden: | 13 mm |
| Mittlerer Abstand Elektroden | 22 mm |
| Isolatormaterial | PE |
| Isolatordielektrizitätszahl: | 2-3 |
| Platinenmaterial: | FR4 |

Partlist

| | |
|-----|---------------|
| C1 | 330pF |
| C13 | 330pF |
| C10 | 0.047µF |
| C12 | 0.047µF |
| C11 | 22µF |
| C2 | 10nF |
| C14 | 10nF |
| C15 | 10nF |
| C16 | 10nF |
| C17 | 10nF |
| R1 | 5G Ohm |
| R2 | 5G Ohm |
| R3 | 10k Ohm |
| R4 | 330k Ohm |
| R5 | 1M Ohm |
| R6 | 750 Ohm |
| R7 | 3.9k Ohm |
| R8 | 36k Ohm |
| R9 | 120k Ohm |
| R10 | 510 Ohm |
| R11 | 1K Ohm |
| R12 | 1k Ohm |
| IC1 | INA116 |
| IC2 | LMC6082 |
| IC3 | AD7156 |
| Z1 | Zener 3,0V |
| X1 | SM06B-SRSS-TB |

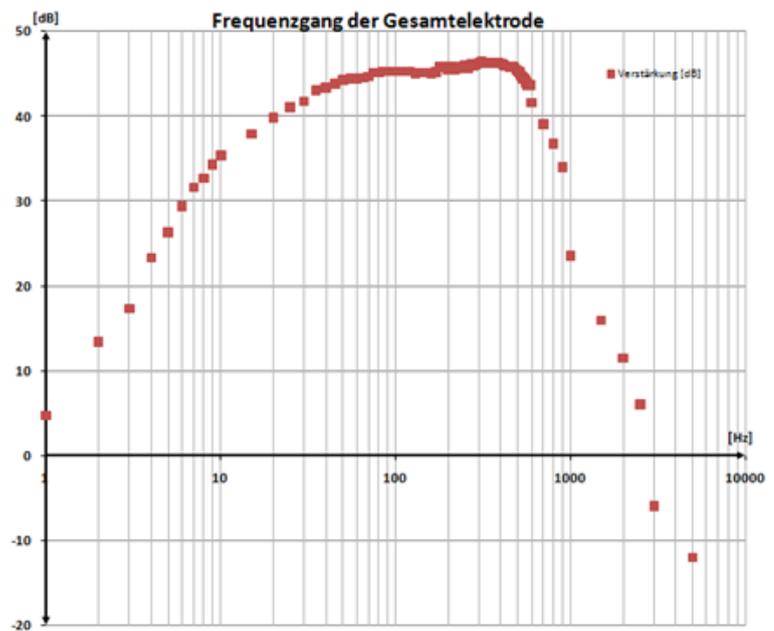
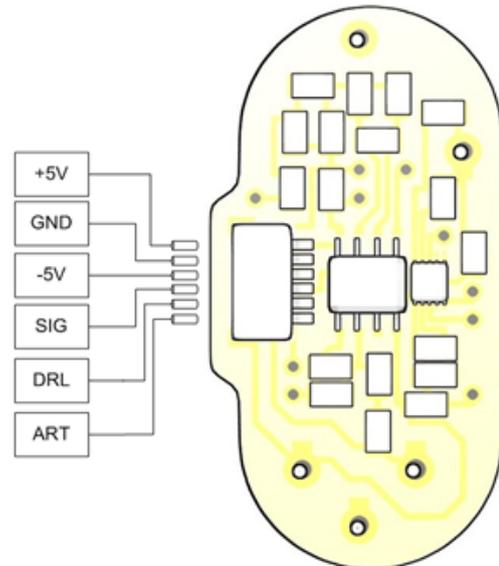


Abbildung B.9.: Datenblatt der kapazitiven Bipolarelektrode v2.2

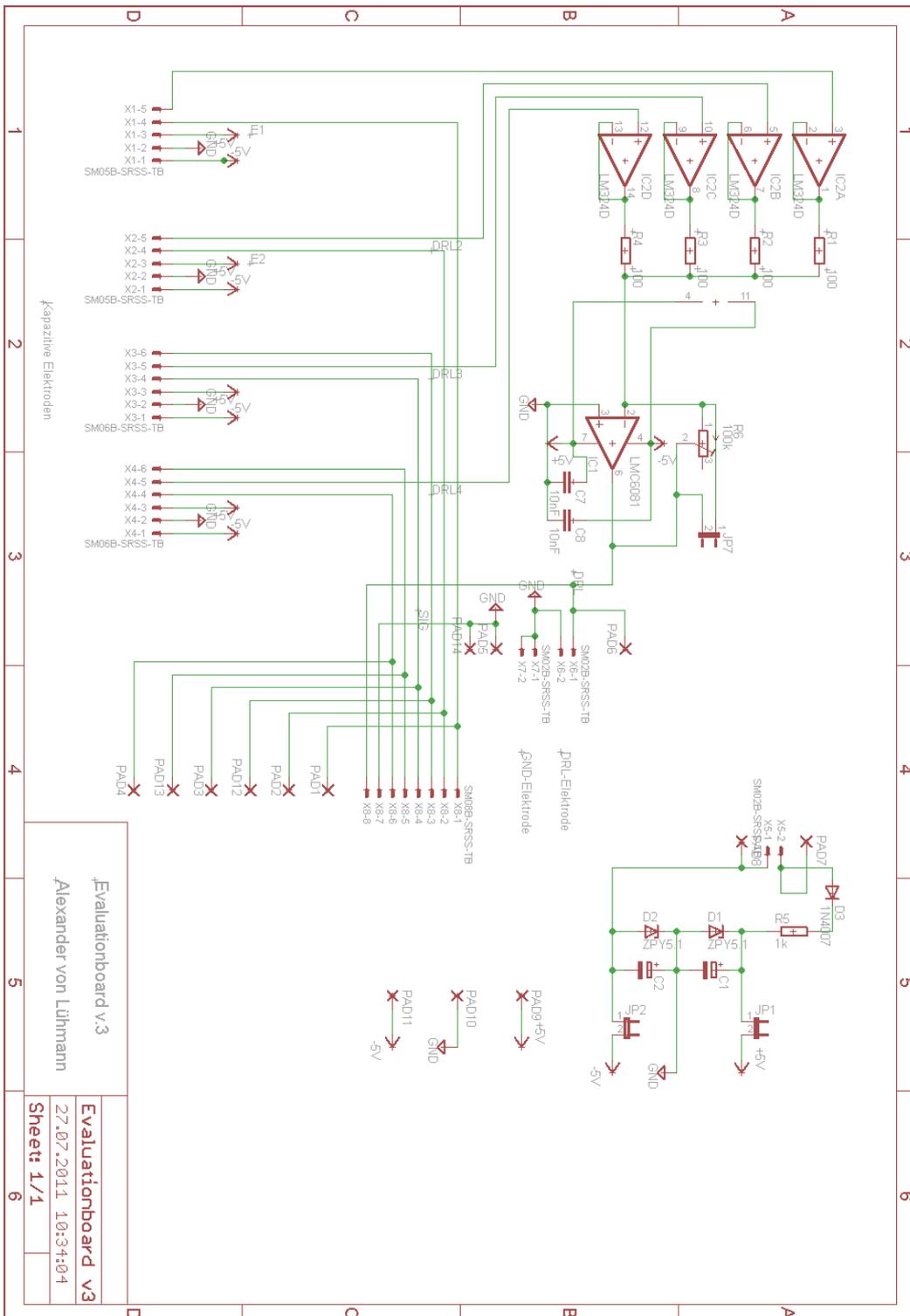


Abbildung B.10.: Evaluationsboard v3 Schaltbild

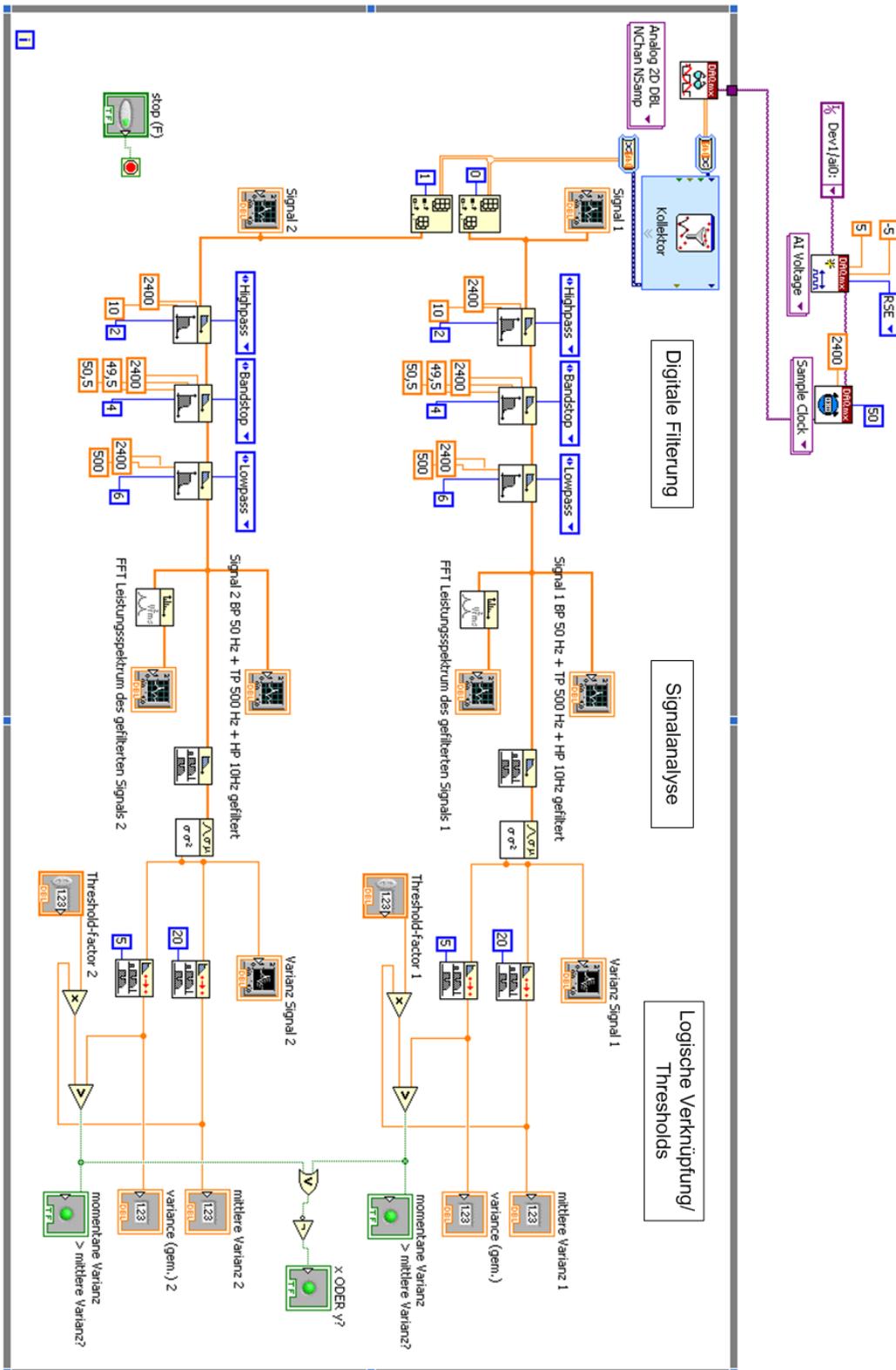


Abbildung B.12.: LabView-VI-Blockdiagramm

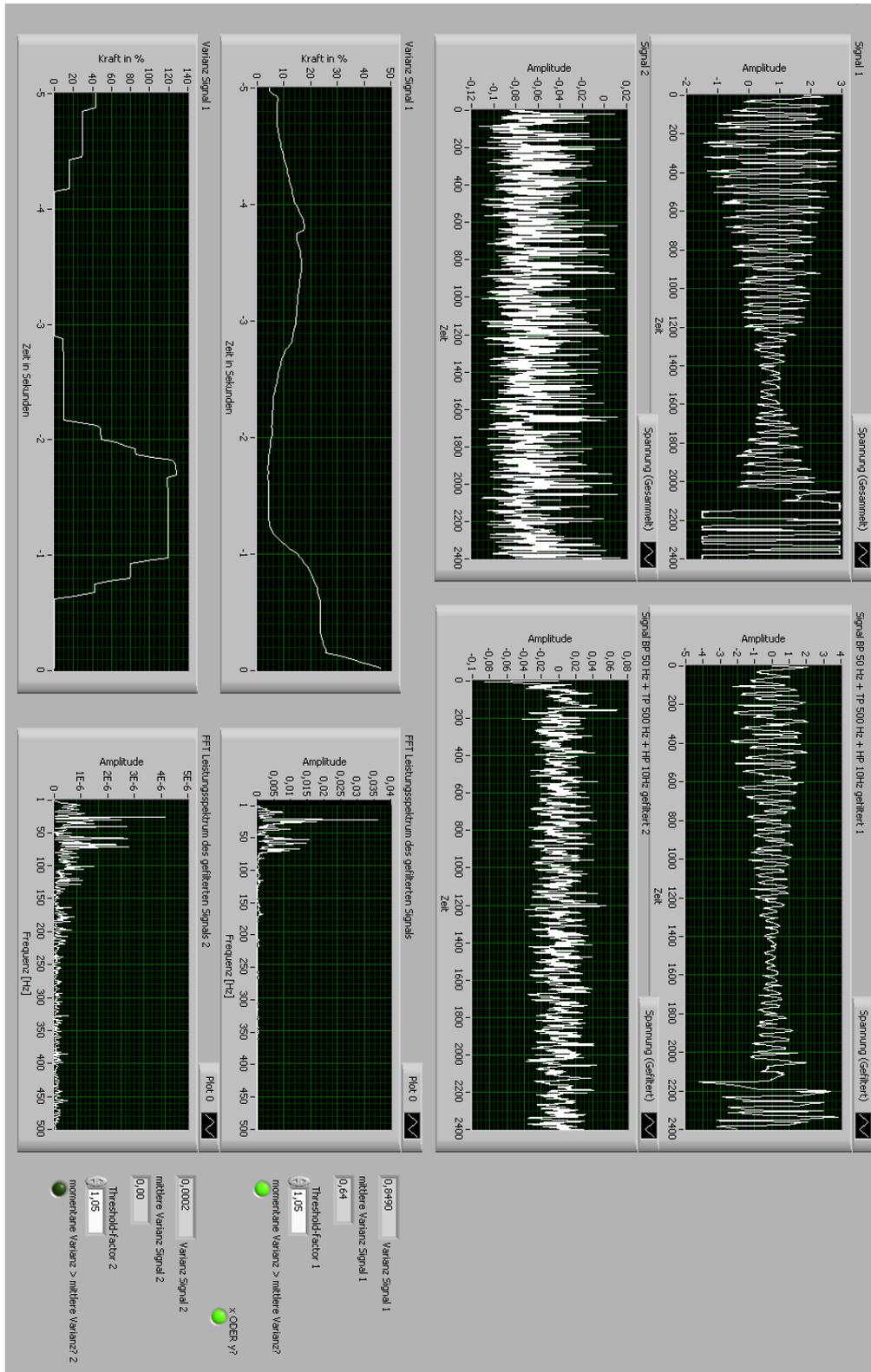


Abbildung B.13.: LabView-VI-Frontpanel