

Institut für Visualisierung und Interaktive Systeme

Universität Stuttgart
Universitätsstraße 38
D-70569 Stuttgart

Bachelorarbeit

**Nutzer-zentrierte
Kommunikation von
EMG-Signalen für
Biofeedbackanwendungen im
Alltag**

Désirée Brunner

Studiengang: Softwaretechnik

Prüfer/in: Prof. Dr. Albrecht Schmidt

Betreuer/in: Prof. Dr. Stefan Schneegaß,
M. Sc. Romina Kettner

Beginn am: 20. April 2017

Beendet am: 20. Oktober 2017

CR-Nummer: H.5.2

Kurzfassung

Der Trend zur Selbstvermessung treibt das Angebot an Apps, Wearables und *Smart Clothes* voran. Biologische Signale, wie die Muskelaktivität, können somit von dem Benutzer selbst gemessen und analysiert werden. Mit Hilfe von Biofeedbackanwendungen wird dieser auf physiologische Veränderungen aufmerksam gemacht. Dieses Feedback ermöglicht die Prävention von Erkrankungen oder anderer negativer Effekte, beispielsweise durch die Veränderung der Körperhaltung. Immer mehr Erwachsene leiden unter Rückenschmerzen und üben häufiger sitzende Tätigkeiten aus. Gleichzeitig steigen die mentalen Anforderungen in der Arbeitswelt. Die Zusammenhänge zwischen Muskelschmerzen und kognitiver Belastung wurden noch nicht eindeutig bewiesen.

Mit Blick auf diese Problematik muss dieses Verhältnis genauer erforscht werden, damit die Erkenntnisse zur Verbesserung von Biofeedbackanwendungen oder zur Prävention beitragen. Zu diesem Zweck wurde ein prototypisch entwickeltes System für den oberen Rücken in einer Benutzerstudie angewandt. Die Studienteilnehmer bekamen vier unterschiedlich schwierige mentale Aufgaben gestellt.

Anhand statistischer Mittel wurden die Messdaten evaluiert. Gezeigt werden konnte, dass es einzelne Unterschiede zwischen kognitiver Belastung und Muskelaktivität gibt. Die Ergebnisse sind jedoch nur teilweise und nicht für alle Messvergleiche eindeutig, wonach es weiterer Forschungen in diesem Bereich bedarf.

Abstract

Today's increasing demand to monitor your vitals by using apps, wearables and smart clothes is showing remarkable growth. These biofeedback applications allow the user to independently measure and analyze biological signals, such as muscle activities, and draw attention to physiological changes. Using this method could lead to a corrective change of the body posture and allow for medical prevention of diseases or other negative impacts. Increasingly adults are suffering from back pain which is often caused by sedentary work. Simultaneously employees experience higher mental demands within their workplace. Presently, there is limited evidence that proves the correlation between muscle pain and cognitive stress.

In light of these concerns, the improvement of biofeedback applications or general prevention requires further research to obtain new findings.

For this purpose, a prototypical developed system for the upper back was applied to test subject participants and monitored while subjects perform four mental tasks of varying difficulty.

The measured data was evaluated based on statistical means and demonstrated that differences were present between cognitive stress and muscle activity. Further research is needed in this field as it appears that the results of the measurement comparison are only provide partial clarity.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	9
1. Einleitung	11
1.1. Motivation	11
1.2. Aufgabenstellung	12
1.3. Gliederung	13
2. Grundlagen	15
2.1. Elektromyographie	15
2.2. Muskelverspannung	18
2.3. Biologische Signale	20
2.4. Kognition	22
3. Verwandte Arbeiten	25
3.1. EMG-Anwendungen	25
3.2. Biofeedbackanwendungen	26
3.3. Kognitive Belastung und EMG	29
4. Konzept	33
5. System	35
5.1. Aufbau des Prototyps	35
5.2. Hardware & Software	35
6. Studie	39
6.1. Studienaufbau	39
6.2. Studienablauf	39
7. Ergebnisse der Studie	45
7.1. Limitationen	45
7.2. Deskriptive Ergebnisse	46
7.3. Interferenzstatistische Ergebnisse	49

8. Zusammenfassung und Ausblick	57
8.1. Reflexion der Vorgehensweise	57
8.2. Beantwortung der Forschungsfragen	59
8.3. Kritische Betrachtung & Ausblick	59
A. Anhang	61
A.1. Einverständniserklärung	62
A.2. Unterschriftenliste	63
A.3. Einsilbige Wörter	64
A.4. N-Back Zahlenreihen	65
A.5. NASA-TLX	67
Literaturverzeichnis	69

Abbildungsverzeichnis

2.1.	Der Aufbau einer Muskelfaser in Myofibrille und Sarkomere.	16
2.2.	Das Aktionspotential einer Muskelzelle.	17
2.3.	Eine Übersicht von EMG-Signal-Verarbeitung-Methoden.	18
2.4.	Das simulierte Verhältnis zwischen EMG-Amplitude und Kraft.	19
2.5.	Kognition wird davon beeinflusst, wie die Umwelt wahrgenommen, darüber nachgedacht und verstanden wird.	23
3.1.	Der <i>BioSleeve</i> verwendet einen Stoff mit EMG-Elektroden, der am oberen Unterarm angebracht werden kann und eine eigene Messeinheit (IMU) eingebaut hat.[AWS+13]	25
3.2.	Ein Wearable, das positive Gesichtsausdrücke lesen kann.[Ann14]	29
3.3.	Greifübungen einer myoelektrischen Hand mit taktilem Feedback.	30
4.1.	Platzierung der Oberflächen-Elektroden am Oberkörper in dorsaler Ansicht. .	34
5.1.	Die Platzierung des Prototyps auf dem oberen Trapezius.	36
5.2.	In dieser Arbeit wurde folgende Hardware eingesetzt	37
5.3.	Die vier Hauptfragmente in der App.	37
6.1.	Studienaufbau.	42
6.2.	Aufbau der Aufgabe Seifenblasen beobachten.	43
6.3.	Durchführung des Mental Arithmetic Tests.	44
7.1.	Unterschiedliche Oberflächen-Elektrodenarten.	46
7.2.	RMS-Werte und die prozentuale Muskelaktivität.	47
7.3.	TKEO-Werte und die Anzahl der aktiven EMG-Bursts.	47
7.4.	Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der Aufgabe Musik hören. . . .	50
7.5.	Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der Aufgabe Seifenblasen beobachten.	51
7.6.	Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der <i>N-Back</i> -Aufgabe.	51
7.7.	Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei dem MAT.	52

Tabellenverzeichnis

2.1.	Übersicht über Technologien zum Messen von Biosignalen.	21
3.1.	Übersicht einiger Apps aus dem <i>Google Play Store</i> im Bezug auf Gesundheit und Fitness.	28
7.1.	Antworten auf die Frage nach dem Schwierigkeitsgrad und die Fragen des online NASA-TLX.	48
7.2.	Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.	53
7.3.	Ergebnisse des Post-Hoc-Tests mittels Tukey's Honestly Significant Difference.	54
7.4.	Ergebnisse der abhängigen Zweistichproben t-Tests.	55

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse.
App	Anwendungssoftware.
ci	Konfidenzintervall.
COP	Zentrum des Drucks.
CSV	Dateiformat mit Komma-separierten Werten.
df	Freiheitsgrad.
EDA	Elektrodermale Aktivität.
EEG	Elektroenzephalographie.
EKG	Elektrokardiographie.
EMG	Elektromyographie.
F	F-Verteilung.
fEMG	Gesichts-Elektromyographie.
GSR	Galvanischer Hautleitwiderstand.
H₀	Null-Hypothese.
HSD	Honestly Significant Difference.
MAT	Mental Arithmetic Test.
MCI	Mensch-Computer-Interaktion.
MD	Mittlere Differenz.
MS	Mittlere quadratische Abweichung.
MVC	Maximum Voluntary Contraction.
PPG	Photoplethysmographie.
Pr	Wahrscheinlichkeit.
RMS	Quadratisches Mittel.
SD	Standardabweichung.
sEMG	Oberflächen-Elektromyographie.

SS Summe der Quadrate.

t t-Verteilung.

TKEO Teager-Kaiser Energy Operator.

TLX Task Load Index.

1. Einleitung

1.1. Motivation

Heutzutage leidet fast jeder dritte Erwachsene in Deutschland unter unspezifischen Rückenschmerzen [Sta17c]. Eine mögliche Ursache ist, dass über die Hälfte der Erwerbstätigen eine sitzende Tätigkeit ausüben [Sta17a] und es zunehmend mehr Computerarbeitsplätze in Deutschland gibt [Sta17b]. Eine Studie von Gupta et al. (2015) weist die Verbindung von unteren Rückenschmerzen und Sitzdauer nach [GCH+15]. Es wird deutlich, dass die Muskel-Skelett-Erkrankung den zweitgrößten Anteil an Arbeitsfehltagen, hinter den Infektionen der oberen Atemwege, ausmacht. Krankenkassen und Unternehmen reagieren seit einigen Jahren auf diese Entwicklung mit Präventionsmaßnahmen wie zum Beispiel Rücken-Fit-Programme [Kra16].

Ein Ansatz zur Prävention dieser Erkrankung ist die Verwendung von technischen oder elektronischen Methoden, mit welchen die biologischen Veränderungen messbar gemacht werden können, den sogenannten Biofeedbackanwendungen. Neben der herkömmlichen Diagnostik, wie Anamnese und Magnetresonanztomografie [Ras12], zeigt sich ein Trend in Richtung Selbstwahrnehmung und Biofeedback [Pau15]. Mithilfe dieser Anwendungen können körpereigene biologische Signale, wie Herzschlag, Körpertemperatur oder Muskelaktivität, dazu genutzt werden, den Benutzer auf derartige Veränderungen hinzuweisen und gegebenenfalls entsprechende Maßnahmen vorzuschlagen.[SCF+16]

Diese zunehmenden Gesundheitsleistungen und ein generell gestiegenes Interesse an der Gesunderhaltung und Lebensführung begünstigen mehr Verantwortung gegenüber der eigenen Gesundheit. In Zeiten der Digitalisierung hat sich auch der Gesundheitsbereich dort hingehend weiterentwickelt, so dass das Angebot und die Nutzung von medizinischer Versorgung mit elektrischen Geräten (eHealth) gestiegen ist.[Ger16]

Die technischen Umsetzungsmöglichkeiten von Biofeedback reichen von Mehrkanalgeräten bis hin zu Anwendungssoftwares für Smartphones. Der Trend zur Selbstvermessung mittels Apps, Wearables und Smart Clothes ermöglicht das self-tracking. Dies wird auch anhand der Anzahl gesundheitsbezogener Apps deutlich, welche sich im Jahr 2014 auf rund 380.000 für Android und iOS. In einer Studie der Techniker Krankenkasse (2015) wurde belegt, dass Probanden mit Gesundheitsapps rund 1.000 Schritte mehr pro Tag gehen. Die Nutzung dieser Apps führt zu einem Kreislauf, indem das Bewusstsein für Biosignale gesetzt wird, die Statusabfrage und Bewertung der Gesundheitsparameter ein Feedback gibt, welches einen Belohnungseffekt zur Folge hat. Dies führt zu einem positiven Gefühl der Selbstkontrolle und Selbstbestimmtheit.

1. Einleitung

Benutzer dieser Apps erhoffen sich eine Prävention, sowie Krankheitsbewältigung und die Chance, die eigene Entscheidungsfähigkeit zu verbessern.[LBBK15] Die Gesundheitsapps bieten eine Möglichkeit der digitalen Gesundheitsaufklärung [Kra15].

Die Frage danach, ob und warum muskuläre Verspannungen bei geringer oder nicht-vorhandener körperlichen Aktivität auftreten, ist für den wissenschaftlichen Diskurs von großem Interesse. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse können zu einer Verbesserung der Biofeedbackanwendungen und Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen führen.

Schlechte Ergonomie und Stress gelten als anerkannte Ursachen für Nackenschmerzen. Isoliert betrachtet, erklären diese Gründe jedoch nicht, wie eine geringfügige Belastung die relativ kräftige Nackenmuskulatur überlastet.[Sch09] In der heutigen Arbeitswelt, die geprägt ist von hohen mentaler Belastungen, ist Zeit- und Leistungsdruck ein gängiges Phänomen. Rund die Hälfte der Arbeitnehmer empfinden dies als eine alltägliche Anforderung.[Wol16]

Daher behandelt die vorliegende Bachelorarbeit die Frage, ob kognitive Belastungen Auswirkungen auf die Muskelaktivität haben.

1.2. Aufgabenstellung

Aus der bisherigen Darstellung ergeben sich hinsichtlich der zu betrachtenden Thematik folgende Forschungsfragen:

- I. Wie verändert sich Muskelanspannung während mentaler Aufgaben mit unterschiedlichem Schwierigkeitsgrad?
- II. Führt erhöhte kognitive Belastung zu einer signifikanten Veränderung in der Muskelanspannung?

Zur Beantwortung der aufgestellten Forschungsfragen wird folgende methodische Vorgehensweise gewählt:

Allen vorangestellt erfolgt eine Literaturrecherche zur Analyse des jetzigen Forschungsstandes. Die ursprüngliche Überlegung der App-Entwicklung wurde letztlich verworfen, aufgrund von mangelnden zugrundeliegenden Forschungen im Bereich der kognitiven Belastung und der Verbindung zur Muskelaktivität. Aus diesem Grund wird die Durchführung einer Benutzerstudie dazu verwendet, um die Zusammenhänge zu analysieren. Die Studienteilnehmer sollen unterschiedlich schwere mentale Aufgaben ausführen, während am oberen Rücken ihre Muskelaktivität gemessen wird. Genauer erfolgt die Messung am oberen Trapezius, da dieser Muskel bei sitzenden Tätigkeiten mit der Entstehung von Schmerzen in Verbindung gebracht wird [Sch09]. Erwartet werden signifikante Unterschiede zwischen den Aufgaben mit niedriger und derer mit hoher kognitiver Belastung. Herausforderungen sind die Platzierung der Oberflächenelektroden durch Lokalisierung des richtigen Muskels, unterschiedliche Bedingungen für die Messung der Muskelaktivität aufgrund von variierender körperlichen Konstitution der Teilnehmer und die drahtlose Übertragung der Daten.

1.3. Gliederung

Die Bachelorarbeit ist in folgender Weise gegliedert:

Kapitel 2 – Grundlagen beschreibt die Grundlagen dieser Arbeit. Ein Exkurs über die Entstehung der Elektromyographie und ihre Verwendung als Analysemittel erfolgt. Des Weiteren wird die Frage danach, was biologische Signale und Muskelverspannung sind, beantwortet.

Kapitel 3 – Verwandte Arbeiten gibt einen Einblick in Bereiche der Biofeedbackanwendungen und die Auswirkung von kognitiver Belastung auf die Muskelaktivität.

Kapitel 4 – Konzept umfasst die Vorgehensweise für diese Bachelorarbeit.

Kapitel 5 – System wird das prototypisch entwickelte System und die Aspekte, welche bei diesem Entwurf berücksichtigt wurden, vorgestellt.

Kapitel 6 – Studie enthält einen Überblick über den Studienaufbau- und ablauf.

Kapitel 7 – Ergebnisse der Studie werden präsentiert und mit statistischen Methoden analysiert.

Kapitel 8 – Zusammenfassung und Ausblick fasst die Ergebnisse der Arbeit zusammen und stellt Anknüpfungspunkte für zukünftige Arbeiten vor.

Im Folgenden werden nun zunächst die theoretischen Grundlagen betrachtet, die zum Verständnis und zur Durchführung der geplanten methodischen Vorgehensweise notwendig sind.

2. Grundlagen

2.1. Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) ist eine Technik, die myoelektrische Signale aufzeichnet. EMG findet insbesondere Anwendung in der allgemeinen angewandten Forschung, beispielsweise in der Medizin, Rehabilitation, Ergonomie und Sportwissenschaft.[Kon11] Darüber hinaus findet sie Nutzen in der Mensch-Computer-Interaktion als Interaktionsmodalität für den Anwender [Sch16]. Mithilfe dieser Technik können quantitativ und objektiv Muskelfunktionen erfasst werden [Kon11].

Die ersten Forschungen bezüglich der Elektromyographie fanden bereits im Jahr 1791 statt. Galvani entdeckte bei seiner Forschung an toten Fröschen, dass mittels Elektrizität Muskeln kontrahieren. Im Jahr 1849 führte Emil du Bois-Reymond die erste EMG-Messung auf der Haut durch.[Joh15] Gasser und Erlanger forschten ab 1922 mehr als 10 Jahre lang an dem Thema Aktionspotential eines Nervenimpulses [Jos37].

Basierend auf dieser Forschung, entstand das Wissen, dass Nerven-, Muskel- und manche endokrine Zellen elektrische Potentiale freilassen, wenn sie getriggert werden. Bei einer Muskelkontraktion verkürzt sich das Sarkomer und somit die Myofibrillen (Abbildung 2.1), welche auf der funktionellen Ebene die Grundeinheit des Muskels darstellen. Dieser Vorgang transformiert chemische Energie aus Adenosintriphosphat in mechanische.[Küh14]

Physiologische Veränderungen generieren in der Muskelfasermembran myoelektrische Signale. Erregbare Zellen befinden sich während des Ruhepotentials in einem intra- und extrazellulären Ionenungleichgewicht. Bei Aktivierung dieser Zellen wird eine Transmittersubstanz in der motorischen Endplatte ausgeschüttet. Es entsteht ein Endplattenpotential an der Muskelfasermembran. Bei der Depolarisation strömen Natrium-Ionen in den Zellinnenraum. Dies hat einen kompensatorischen Ionenrückstrom zur Folge, der den Vorgang sofort rückgängig macht. Der Depolarisations-Repolarisationsablauf einer Muskelzelle erzeugt, wie in Abbildung 2.2 zusehen ist, ein Aktionspotential von -70 bis $+40$ Millivolt. Dieser Impuls bewirkt die Ausschüttung von Calcium-Ionen in den intrazellulären Raum. Durch den Anstieg der Calciumkonzentration kommt es zur Muskelkontraktion. Elektroden dienen als Schnittstelle für die Übertragung dieser elektrischen Impulse.[Kon11]

Elektroden übermitteln die Potentiale aller innerhalb einer motorischen Einheit erregten Muskelfasern an das EMG-Gerät. Elektromyographische Signale unterliegen unterschiedlichen Einflussfaktoren. Die größte Variable ist die Leitfähigkeit des menschlichen Gewebes.

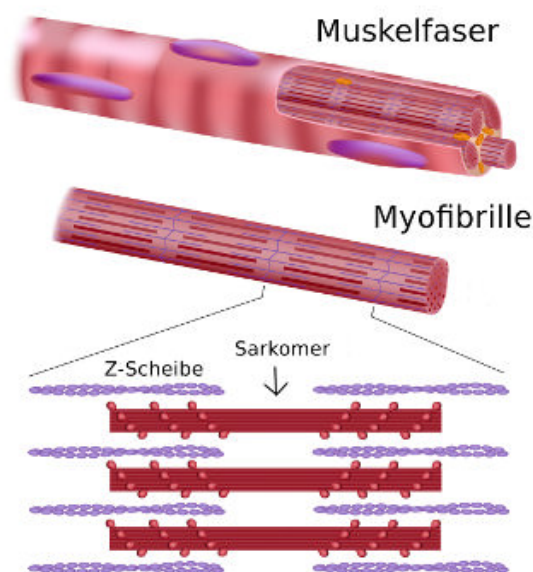


Abbildung 2.1.: Ein Skelettmuskel besteht aus Muskelfaserbündeln. Jede Muskelfaser enthält zahlreiche Myofibrillen. Diese sind geordnete fadenartige Strukturen aus hintereinander liegenden Sarkomeren.[Küh14]

<https://www.gymondo.de/magazin/wp-content/uploads/muskulatur-sarkomere-z-Scheiben.jpg> (Zugriff: 02.10.17)

Diese ist abhängig von dem subkutanen Fettgewebe, der Temperatur und physiologischen Gewebeänderungen. Des Weiteren erzeugen benachbarte Muskeln einen sogenannten „Cross Talk“. Hierbei können Signale sich gegenseitig überlagern, wenn Muskeln eng zueinander orientiert sind. In den meisten Anwendungen werden nicht-invasive Oberflächenelektroden, aufgrund ihrer simplen Handhabung, verwendet. Nichtverstärkte EMG-Signale betragen auf der Haut zwischen einigen Mikrovolt bis drei Millivolt. Bei einer EMG-Messung ist daher die Positionierung der Elektroden von besonderer Bedeutung für die Qualität des Signals. Für die Signalverbesserung gibt es verschiedene Methoden.[Chr15]

Das quadratische Mittel, in Englisch *Root Mean Square (RMS)*, ist ein mathematischer Glättungsalgorithmus, der die mittlere Leistung eines Signals widerspiegelt [Zho16]. Der *Teager-Kaiser Energy Operator (TKEO)* dient dazu die Genauigkeit der Dauer des aktiven EMG-Signals zu erhöhen. Somit können Amplituden- oder Frequenzmodulationen verfolgt werden. Ein EMG-Signal wird als aktiv erkannt, wenn es einen Grenzwert überschreitet. Meistens wird dazu die Frequenz bei keiner Aktivität, dem Rauschen, verwendet.[SSDH10] Es folgen die Formeln zur Berechnung des RMS x_{RMS} [Lip02] und des diskreten TKEO Ψ_d [SSDH10].

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} (x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)}$$

$$\Psi_d[x(n)] = x_n^2 - x_{n+1}x_{n-1}$$

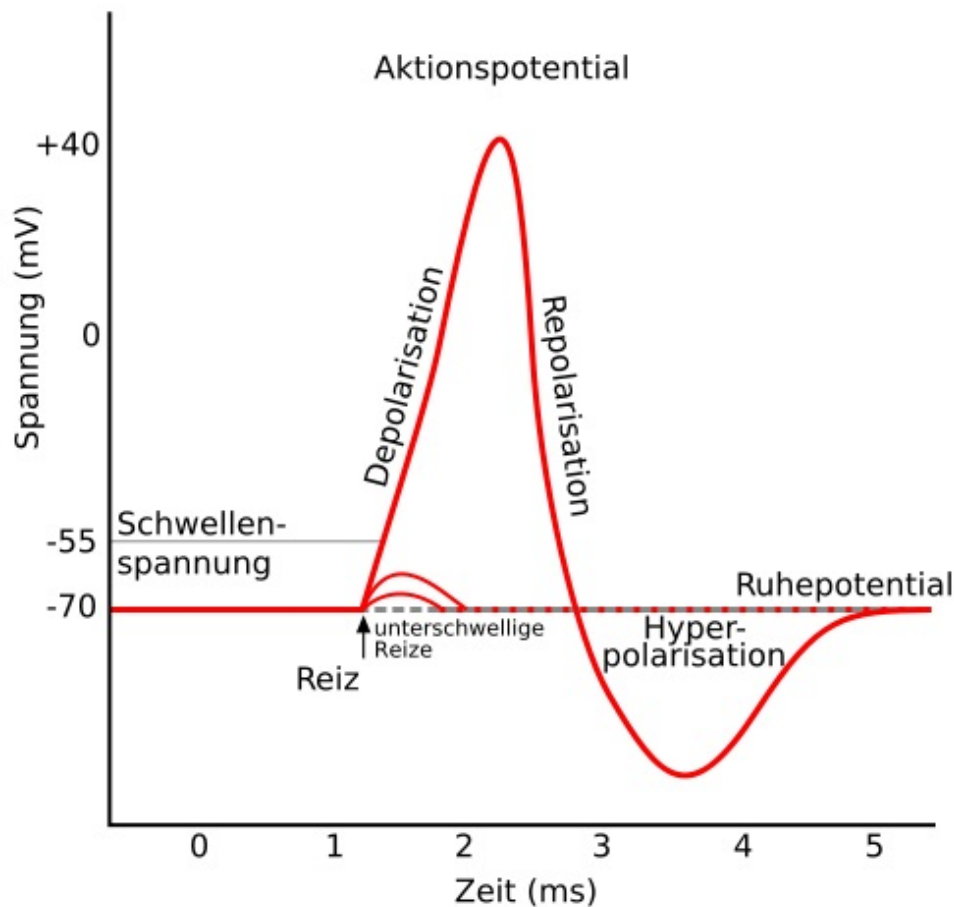


Abbildung 2.2.: Der Depolarisations-Repolarisationsablauf einer Muskelzelle erzeugt das Aktionspotential von -70 bis $+40$ Millivolt.

https://pharmakologie.files.wordpress.com/2009/03/491px-aktionspotential_svg.png (Zugriff: 02.10.2017)

Die Filterung von EMG-Signalen dient dazu Rauschen zu vermindern und Artefakte zu unterdrücken. Ein Beispiel solcher Filterungsmöglichkeiten ist in Abbildung 2.3 dargestellt. Die Erhöhung der unteren Grenzfrequenz (Hochpassfilter) vermindert Bewegungsartefakte durch eine Potentialverkürzung. Die Erniedrigung der oberen Grenzfrequenz (Tiefpassfilter) schwächt hohe Frequenzen ab und die Anstiegssteilheit des Potentials wird vermindert. Ein gleichgerichtetes Signal transformiert alle negativen Werte in positive. Bei dem Glättungsalgorithmus wird eine lineare Hülle erzeugt und Extrema entfernt. Schlussendlich wurde das quadratische Mittel angewandt.[Chr15]

Eine Herausforderung bei der EMG-Analyse ist es, standardisierte Amplitudenwerte zu erhalten, da die Messbedingungen zwischen Probanden, Ableitorten oder von der Tagesform abhängig sind. *Maximum Voluntary Contraction (MVC)*, in Deutsch maximale freiwillige Kontraktion, ist eine Methode zum Standardisieren der Werte. Vor dem Einleiten der eigentlichen Messung

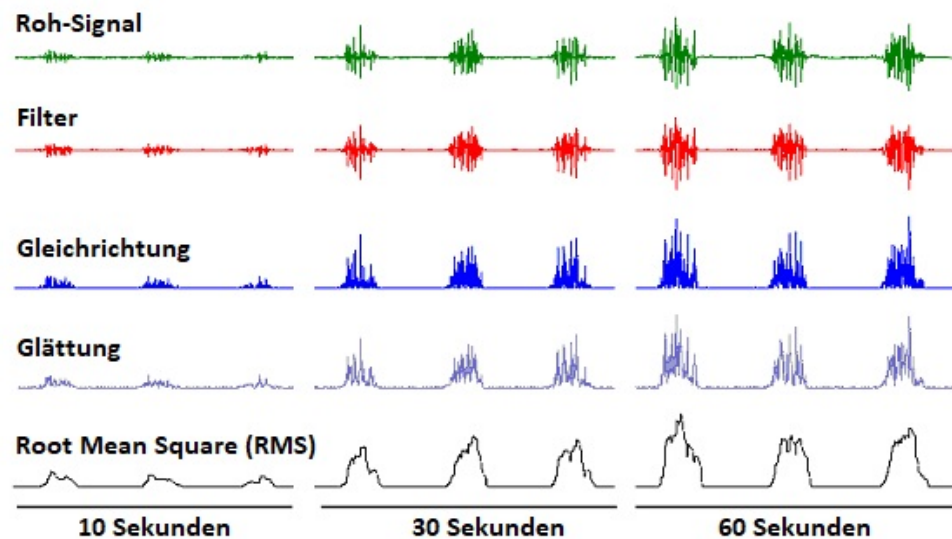


Abbildung 2.3.: Eine Übersicht von EMG-Signal-Verarbeitung-Methoden. Rot: Filterung der unerwünschten Frequenzen. Dunkelblau: Transformation aller negativen Werte zu positiven. Hellblau: Bildung einer linearen Hülle. Schwarz: Anwendung des quadratischen Mittels.

<https://www.intechopen.com/source/html/40117/media/image2.png> (Zugriff: 02.10.2017)

wird eine Maximalkontraktion des gemessenen Muskels durchgeführt. MVC-normalisierte EMG-Werte geben Aufschluss darüber wie hoch das Anstrengungsniveau eines Muskels ist und erlaubt einen quantitativen Vergleich der Muskelaktivität.[Chr15]

2.2. Muskelverspannung

Muskeln erzeugen freiwillig oder durch Einflüsse von außen Kraft. Mechanische Manifestationen von Muskelermüdung sind definiert als trainingsinduzierte Verringerung der Maximalkraft. Diese können zum einen Veränderungen im Muskelantrieb durch das Zentralnervensystem, also der zentralen Müdigkeit, zugeschrieben werden. Zum anderen der peripheren Müdigkeit aufgrund von Veränderungen der Fähigkeit Muskelkraft zu erzeugen. Myoelektrische Manifestationen von Muskelermüdung sind definiert als Veränderungen von Eigenschaften in der Oberflächen-Elektromyographie (sEMG) während anhaltender Muskelaktivität. Muskelermüdung ist die Unfähigkeit eine benötigte Kraft aufrechtzuerhalten oder Veränderungen, die spezifische Eigenschaften des sEMG untergehen. Muskelkraft ist zentral reguliert durch das Variieren der Anzahl von aktiven motorischen Einheiten und ihrer Entladungsraten. Während Müdigkeit sich entwickelt, nimmt die Dauer des intrazellulären Aktionspotentials zu und ihre Amplitude ab. In Abbildung 2.4 ist das simulierte Verhältnis zwischen EMG-Amplitude

und Kraft über unterschiedliche Simulationsparadigmen dargestellt. Die gestrichelten Linien indizieren die Grenzen dieses Verhältnisses bei verschiedenen Müdigkeitsgraden.[Rob16a]

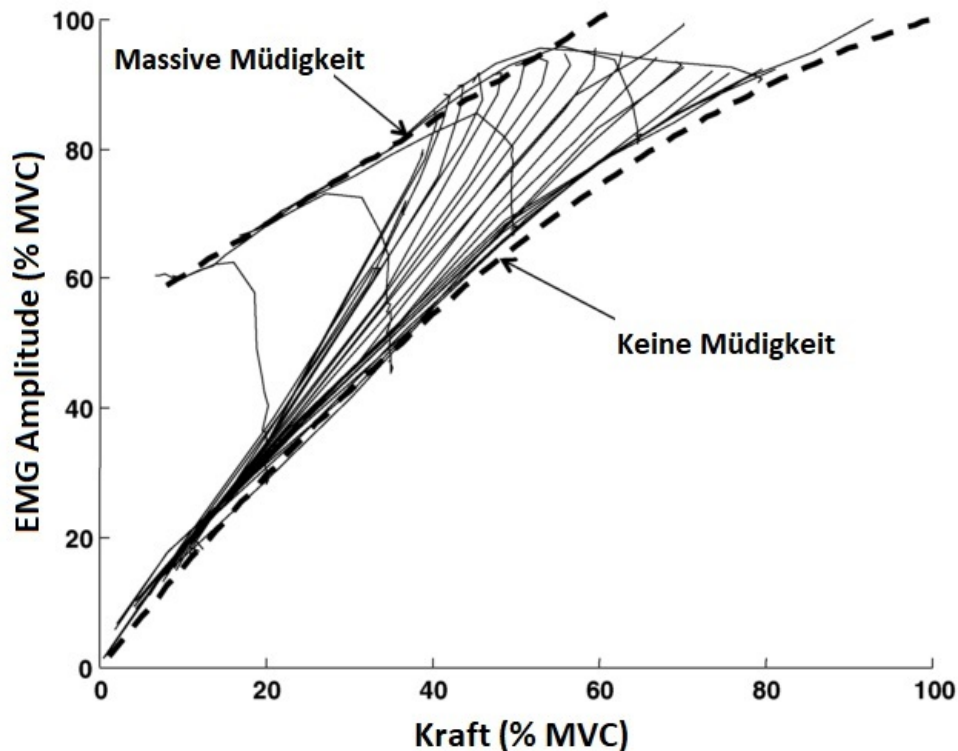


Abbildung 2.4.: Das simulierte Verhältnis zwischen EMG-Amplitude und Kraft. Die gestrichelte Linie markiert die Grenzen bei verschiedenen Levels an Müdigkeit.[Rob16a]

Muskelermüdung ist ein kurzzeitiger Effekt, wenn dieser über längere Zeit anhält, wird er chronisch. Das wiederum führt zu einer neuromuskulären und kapillaren Blutgefäßdysfunktion [WKJ+12].

Kurze Zeitabschnitte mit komplett entspannter Muskulatur sind essentiell um Schulter-Nackenschmerzen zu vermeiden. Schreiben auf einer Tastatur ist seit Jahren ein Thema in ergonomischen oder physiologischen Untersuchungen. Lundervold untersuchte bereits 1951 Muskelaktivität am Trapezium während die Teilnehmer auf einer Schreibmaschine tippten und betonte die Bedeutung von Arbeitszufriedenheit. Hägg et al. (1997) sagen, dass Trapeziusschmerzen auf dem Henneman Rekrutierungsprinzip basieren.[Gör97] Das Hennemansche Prinzip besagt, dass langsame Typ-I Fasern bei geringem Kraftaufwand mit kleinen Motoneuronen rekrutiert werden und bei größerem Kraftaufwand zusätzlich schnelle Typ-II Fasern [Not94]. Langanhaltende, niedrig-stufige, statische Muskelaktivität ist ein Grund für Schulterschmerzen [Gör97]. Der Trapezium ist vor allem ein Haltemuskel und besteht überwiegend aus Typ-I Fasern [Sch09].

2. Grundlagen

Der Trapezius ist anfällig für Schmerzen und Ermüdung. Eine Studie zur Muskelermüdung während isotonischer und isometrischer Kontraktion ergab eine deutliche Verlagerung der mittleren Kraftfrequenz hinzu niedrigen Frequenzen. Das Ergebnis trat auf, wenn der Trapezius der Primärmuskel ist, nicht jedoch als stabilisierender Synergist. Die RMS-Werte zeigen einen deutlichen Anstieg, wenn der Trapezius Halt gibt und eine Abnahme, wenn dieser der primäre Muskel ist. Das Verhalten während der Muskelermüdung gibt Grund zu der Annahme, dass das Muskel-Ermüdungs-Muster in direktem Zusammenhang mit der funktionalen Rolle des einbezogenen Muskels steht.[ZK 96]

In einer SECO-Studie (2010) gaben 68 % der Befragten als häufigste Art von Schmerzen Nackenschmerzen an. Schlechte Ergonomie und Stress sind gültige Ursachen für chronische Verspannungen. Die geringe Beanspruchung durch Computertätigkeit sollte daher die verhältnismäßig kräftige Nackenmuskulatur nicht überlasten. Beschwerden in den oberen Extremitäten und Nacken sind unter anderem auf sich wiederholenden, monotonen Tätigkeiten zurückzuführen. Schnoz (2009) führte eine Studie zur Auswirkung von der Tipp-rate auf Muskelaktivität im Trapezius durch. Er konnte seine Hypothese für hohe Tippgeschwindigkeit bei einem Teil der Studienteilnehmer deutlich nachweisen. Überraschend war das Ergebnis, dass Mausklicks zu Doublets, also zwei schnell aufeinander folgende Bursts einer Muskeleinheit, führen. Diese benötigen einen hohen Kraftaufwand, ermüden den Muskel und können eine Muskelschädigung zur Folge haben. Das Resultat dieser Studie ist ein signifikantes Indiz dafür, dass die Dauerleistungsgrenze des Trapezius, aufgrund dieser dauerhaften Muskelaktivitäten über den ganzen Arbeitstag verteilt, überschritten wird. Dies führt zu degenerativen Prozessen auf zellulärer Ebene und letztlich zu Muskelschmerzen.[Sch09]

Chronische Nackenschmerzen können die Transmitteraktivität der Neuropeptide im Halsrückmark erhöhen. Das führt zu einer Beeinträchtigung des Blutflusses in den lokalen Muskeln. Grund sind die fehlenden vasodilatatorischen Substanzen, die intraaxonal ausgeschieden werden. Eine beeinträchtigte Regulierung der Mikrozirkulation in den lokalen Muskeln sind von zentraler Wichtigkeit für die chronischen Trapeziusschmerzen. Das führt zu nozizeptiven Schmerzen, die objektiv von neuralgischen Schulter-Nacken-Schmerzen unterschieden werden können. Daraus resultieren höhere RMS-EMG-Werte.[Rom99] Schulte et al. (2006) beobachteten, bei acht Individuen mit schmerzhaftem Trapeziusmuskel, eine erhöhte ermüdungsbezogene Rekrutierung von motorischen Einheiten und eine weniger ausgeprägte Verringerung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit im Vergleich zu gesunden Probanden [Rob16a]. Lundberg et al. (1994) zeigten, dass das Muskelpotential des Trapezius stark mit wahrgenommenem Stresslevel und Blutdruckveränderung durch Stress zusammenhängt [Sha16].

2.3. Biologische Signale

In der Forschung im Bereich Mensch-Computer-Interaktion (MCI) werden unter anderem biologische Signale analysiert und untersucht. Mit dem Verständnis, wie elektrische Verbindungen als neue Interaktionsmodalitäten benutzt werden können, ergeben sich Interaktionsmethoden

und Geräte basierend auf Biosignalen. Physiologische Informationen können ebenso als ein Bewertungsmittel dienen. Beispielsweise geben sie Aufschluss über den Gemütszustand des Benutzers. Biosignale sind Signale von lebenden Organismen, die Informationen über die biologischen und physiologischen Strukturen und ihre Dynamik bereitstellen. Nerven- und Muskelsignale gehören nach dieser Definition zu den bioelektrischen Signalen.[Sch16]

Picard veröffentlichte 1995 einen Artikel über *Affective Computing*. Hierbei bilden das Entdecken und Erkennen von Emotionen und ihre Simulation mithilfe von Computern die zwei Hauptzweige. Affektive Zustände sind psychophysiologische Konstrukte, die das Verhalten beeinflussen. Erregung, Wertigkeit und motivierende Intensität sind die drei Konstruktkategorien. Erregung ist direkt mit dem autonomen Nervensystem verbunden. Die Technologie, die in affektiver Datenverarbeitung verwendet wird, nutzt sowohl physiologische und physische Erscheinungen des eigenen affektiven Zustands aus um die momentanen Emotionen zu bestimmen. Die besten Ergebnisse zum Erkennen von Affekten werden mit multiplen Sensoren erzielt.[Sha16] In der Tabelle 2.1 sind die unterschiedlichen Technologien aufgelistet.

Biologische Daten	Technologie
Gehirnaktivität	Elektroenzephalographie (EEG)
Herzaktivität	Elektrokardiographie (EKG)
Hautwiderstand	Galvanischer Hautleitwiderstand (GSR), Elektrodermale Aktivität (EDA)
Blutaktivität	Photoplethysmographie (PPG)
Muskelaktivität	Elektromyographie (EMG)
Gesichtsausdruck	automatische Gesichtsausdruckanalyse
Augenaktivität	Infrarot Eye-Tracking

Tabelle 2.1.: Übersicht über Technologien zum Messen von Biosignalen.[Sha16]

Stress und Frustration sind Affekte, die zusätzlich zu den grundlegenden Emotionen, gemessen werden können [Sha16]. Stressmanagement ist ein großes Gesundheitsproblem. Selye definiert Stress als eine nichtspezifische Reaktion des Körpers auf äußere Stressoren (Fink, 2010). Dieser wird in akut und chronisch unterteilt. Laut der *American Psychological Association* ist akuter Stress das Resultat von Anforderungen und Druck in der jüngeren Vergangenheit als auch der, welcher in naher Zukunft erwartet wird (American Psychological Association, 2017). Chronischer Stress entsteht aufgrund von langanhaltendem Druck und Anforderungen. Psychophysiologischer Stress kann sich in physischen und physiologischen Symptomen äußern, der die Gesundheit beeinflusst, wenn der Stress chronisch wird. Symptome von Stress sind Muskelschmerzen und -anspannungen. Diese lassen sich in Form von Biomarkern und physischen Ausdrücken darstellen und objektiv messen.[Sha16] Wenn eine psychische Belastung Stress auslöst, nennt man sie Stressor [Rot16].

2.4. Kognition

Kognition ist die Fähigkeit verhaltensgesteuerte Situationen und Informationen gedanklich umzugestalten [Mit13] und somit ein Informationsverarbeitungsprozess [FWW13]. Zu den kognitiven Prozessen eines Menschen gehören Gedächtnis, Sprache, Problemlösung, Imagination, induktives und deduktives Schlussfolgern [And13]. Emotionen, wie Angst, Ärger oder Traurigkeit, unterliegen einer kognitiven Kontrolle. In einem relativ neuen Forschungsgebiet, der Emotionsregulation, werden Bereiche der Stresspsychologie, Emotionspsychologie und Klinischer Psychologie verbunden.[Mit13]

Die Architektur der Kognition (Abbildung 2.5) umfasst den Empfang von Informationen, das Speichern für kurzfristigen oder langfristigen Gebrauch und eine Exekutive zum Ausführen von Entscheidungen.[Rob16b] Informationen werden auditorisch als Sequenz oder visuell als Array über die Sinne wahrgenommen. Der Strom aus sensorischen Reizen wird im Ultra-kurzzeitgedächtnis gefiltert und vorverarbeitet, zum Beispiel werden Emotionen hinzugefügt. Die gefilterte Information gelangt in das Arbeitsgedächtnis. Dort können diese bearbeitet und bei Relevanz in das Langzeitgedächtnis kodiert werden. Hier wird das Erlernte gespeichert und zum Abruf bereitgestellt. Die Informationsverarbeitung, die unsere Wahrnehmung prägt, wird von den Sinnen oder dem Langzeitgedächtnis gesteuert. Erstere ist deduktiv also datengesteuert, während letztere induktiv und somit konzeptgesteuert ist. Vergangene Erfahrungen führen zu einer Vereinheitlichung und automatischen Verarbeitung, da die Informationen gemeinsam auftreten und vertraut sind. Diese Abfolge erfolgt schneller als die Wahrnehmungsverarbeitung.[Chr11]

Aufgrund dieser Strukturen unterliegen kognitive Fähigkeiten einiger Limitationen. Unwichtig empfundene Informationen gelangen nicht ins Arbeitsgedächtnis, sondern zerfallen [Rob16b]. Das Kurzzeit- oder Arbeitsgedächtnis ist relativ flüchtig und auf eine geringe Informationsmenge begrenzt. Es ist ein temporärer Speicher, der die Daten bis zu ihrer Verwendung aktiv hält. Erlerntes wird im Langzeitgedächtnis, einem Netz aus Nervenzellen, gespeichert. Je häufiger diese stimuliert werden, desto besser sind die Informationen abrufbar. Ansonsten können die Pfade, die zu den Erinnerungen führen, nicht gefunden werden. Des Weiteren treten Gedächtnislücken als Schutzfunktion vor Reizüberflutungen aus.[Chr11]

Der Begriff „kognitive Belastung“ entstand durch die *Cognitive Load Theory* (Sweller/Chandler, 1991). Der Fokus liegt darauf, wie einfach Daten in dem begrenzten Arbeitsgedächtnis verarbeitet werden können. Es wird zwischen drei Arten von kognitiver Last unterschieden. Die intrinsische Belastung ist eine direkte Folge der Komplexität der durchgeführten Aufgabe und des erlernten Fachwissens. Extrinsische Belastung ist das Ergebnis von überflüssigen Informationen, die nicht direkt zum Lernen beitragen und die Aufmerksamkeit ablenken. Lernbezogene kognitive Belastung entsteht anhand der nötigen Lernprozesse, um die Informationen zu verstehen.[JG 09]

Das nachfolgende Kapitel versucht einen Überblick über Anwendungsszenarien zu geben. Die dabei verwendeten Methoden werden erörtert und in Kontext gesetzt.

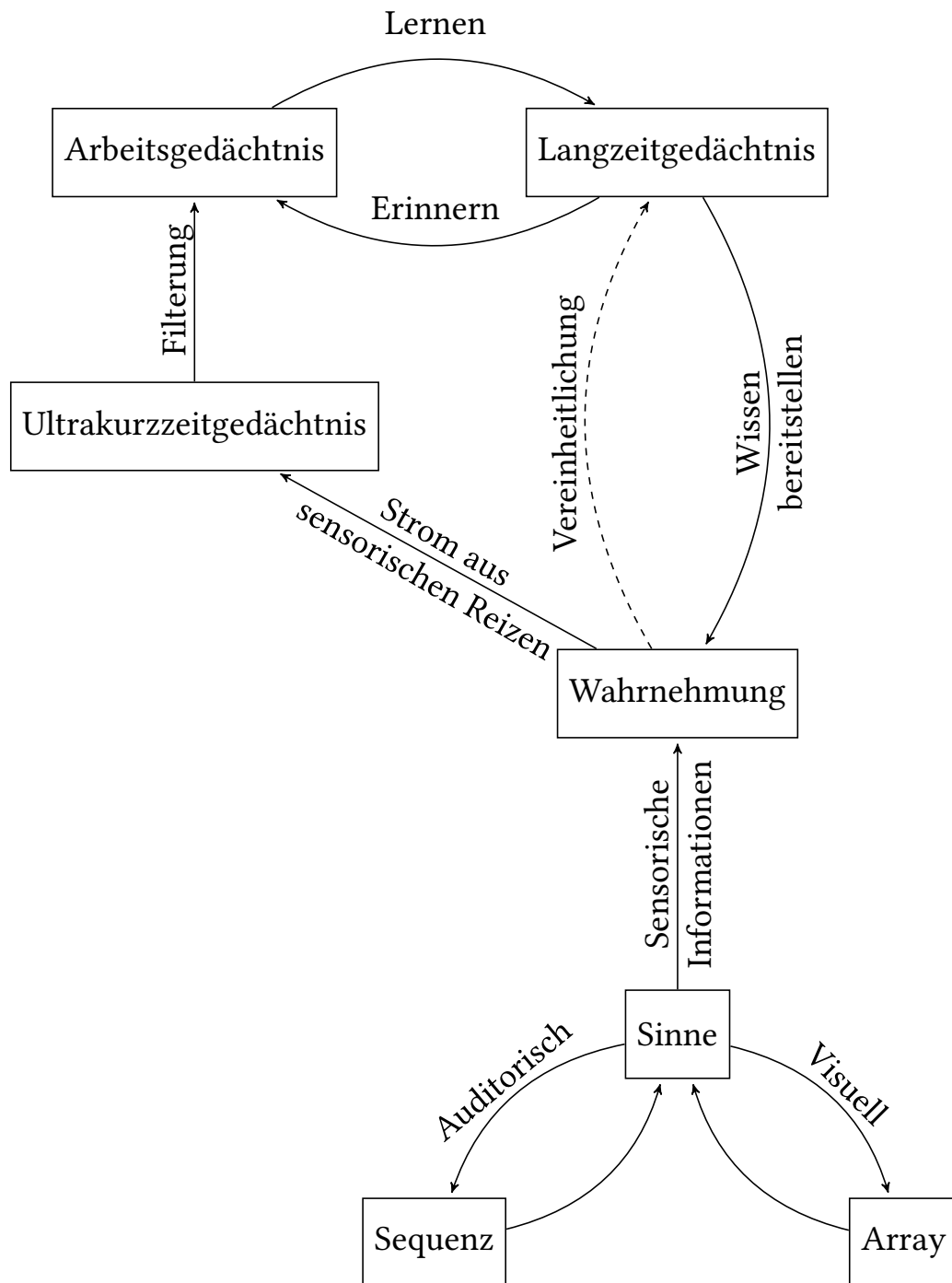


Abbildung 2.5.: Kognition wird davon beeinflusst, wie die Umwelt wahrgenommen, darüber nachgedacht und verstanden wird.

3. Verwandte Arbeiten

3.1. EMG-Anwendungen

EMG-Anwendungen können in drei Bereiche aufgeteilt werden. Erstens, wie viel Zeit ein Muskel bis zur Aktivierung benötigt. Zweitens, die prozentuale Muskelaktivität in Bezug zur maximalen Muskelkraft. Drittens, ab welchem Zeitpunkt der Muskel ermüdet.[Qua07]

Inoue et al. (2017) haben ein Assistenzsystem entworfen, welches älteren Menschen beim Aufstehen unterstützen soll. Zu diesem Zweck erfasst ein Bewegungssensor am unteren Rücken, wenn der Oberkörper nach vorne gebeugt wird, um Schwung aufzubauen. An jedem Bein werden fünf Oberflächen Elektroden befestigt, welche die Muskelkontraktion vorhersagen. Das System zeigt eine Genauigkeit der Bewegungserkennung von 99,5 Prozent.[Tsu17]

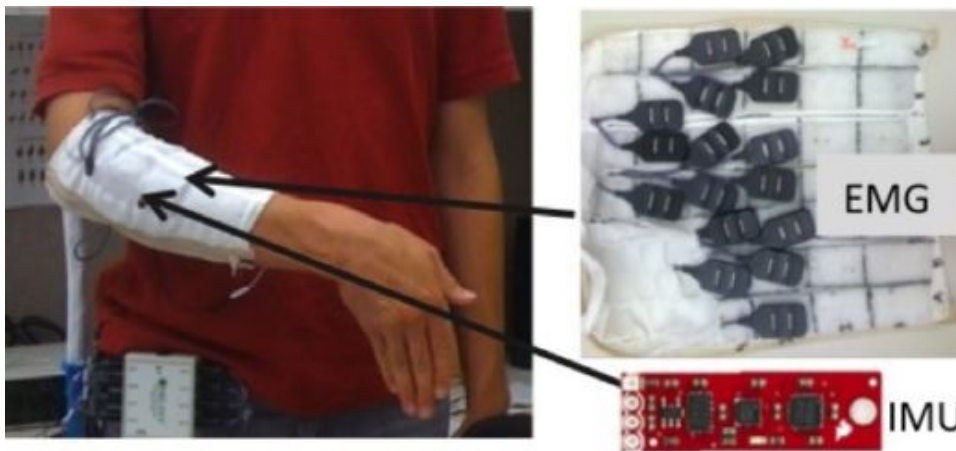


Abbildung 3.1.: Der *BioSleeve* verwendet einen Stoff mit EMG-Elektroden, der am oberen Unterarm angebracht werden kann und eine eigene Messeinheit (IMU) eingebaut hat.[AWS+13]

Der *BioSleeve* (Abbildung 3.1) ist ein sEMG, das trockene Elektroden zur Gesteuererkennung verwendet und somit die Interaktion mit Robotern ermöglicht. Mithilfe des modifizierten Ärmels soll der Tragekomfort erhöht werden. Letztendlich wird das System kabellos und abgeschlossen sein. Somit wird ein hoher Freiheitsgrad erzielt und die Handhabung wird einfacher für den Benutzer.[AWS+13].

3. Verwandte Arbeiten

Das System von Amma et al. (2015) verwendet ebenfalls eine Gestenerkennung, jedoch mithilfe von einem Array aus 192 Elektroden am oberen Unterarm. Dieses kann 27 Gesten mit einer Genauigkeit von 90 Prozent bestimmen. Des Weiteren wurde die Erkennung der Gesten nach dem Verschieben der Elektroden durch *Feature Extraction* verbessert. Handbewegungen sind für die Verwendung von tragbaren Computern besser geeignet und weniger anstrengend als Armbewegungen. Diese EMG-Anwendungen dienen als Interface zur Manipulation von virtuellen Objekten oder zur Kontrolle von *Smart Glasses* oder *Watches*. [AKBS15]

Elektromyographie findet heutzutage viel Anwendung im Bereich der *Rehabilitation robotics*. Die Zahl der Menschen mit amputierten Extremitäten soll sich nach Schätzungen bis zum 2050 Jahr auf 3,6 Millionen verdoppeln. Beinprothesen helfen Amputierten problemlos und symmetrisch zu laufen. Jedoch kostet das Kalibrieren der Prothesen viel Zeit und erfordert die Hilfe eines Experten. Atri et al. (2017) haben eine erfolgreiche Optimierung dieses Prozesses entwickelt. Oberflächenelektroden am Bein berechnen das Gangbild, die Stabilität und die Muskelkraft. [AMM+17]

Rohmer et al. (2015) entwickelten ein Fahrassistenzsystem für smarte, roboterhafte Rollstühle. Eine Tiefenbildkamera erkennt die Kopfhaltung des Benutzers, um einen Laserpunkt, auf dem vor ihm liegenden Weg, zu projizieren. Dieser leuchtet grün, wenn der gewünschte Pfad mit dem Rollstuhl befahrbar ist. Die Validierung der Eingabe erfolgt durch die Kontraktion von Nacken- oder Gesichtsmuskeln. Dieses System erlaubt es Menschen mit hoher Querschnittslähmung einen Rollstuhl selbstständig zu steuern. [RPC+15]

Die Auswirkung von einem akuten, schädlichen Stimulus auf Nackenbewegungen hat Gizzi et al. (2015) in einer Studie untersucht. Die Studienteilnehmer führten multidirektionale Zielbewegungen mit dem Kopf aus, während die Muskelaktivität unter verschiedenen Schmerzzuständen gemessen wurde. Injektionen mit hypertonischer Salzlösung in den Riemenmuskel erzeugten Schmerzen. Menschen mit Nackenschmerzen zeigen einen Verlust von Bewegungsgenauigkeit der Nackenmuskeln. Gleichzeitig kommt es zu einer erhöhten Koaktivierung von Nackenbeuger- und streckermuskeln während funktionaler Aufgaben. Die Studie kam zu dem Ergebnis, dass induzierter Schmerz eine Neuorganisation von motorischer Kontrolle veranlasst ohne jedoch die Bewegungen zu verändern. Dies hat eine temporäre Abnahme der EMG-Amplitude in den schmerzenden Muskeln zur Folge. Zeitgleich kommt es zu erhöhter Muskelaktivität in den synergistischen Muskeln als ausgleichende Maßnahme. [GMPF15]

3.2. Biofeedbackanwendungen

Sangngoen et al. (2012) haben die Muskelaktivität des oberen Trapeziusmuskels während Computerarbeit untersucht. Nackenschmerzen werden oft in dieser Körperpartie festgestellt und können in einem erhöhten EMG über eine längere Zeit gefunden werden. Das Resultat dieser Forschung zeigt, wenn Probanden bewusst mittels Biofeedback auf ihre erhöhte Muskelaktivität aufmerksam gemacht werden, kann diese reduziert werden. Holtermann et al. (2008) fanden

heraus, dass fünf Sitzungen von Biofeedback-Training während einer Computertätigkeit die Aktivität des dominanten Trapezius verringert.[WKJ+12]

Ein Anwendungsgebiet von EMG ist die Physiotherapie. Verweigerung ist in der Therapie ein häufiges Problem und Patienten, welche die Motivation verlieren und ihre Behandlung nicht beenden, erlangen womöglich nie wieder die volle Funktionalität in der verletzten Extremität. Converse et al. (2013) haben eine Therapiemöglichkeit erforscht, bestehend aus einem System, das EMG verwendet um die Muskelbewegungen aufzuzeichnen und diese schnurlos an einen Computer überträgt. Mithilfe einer Software wird zwischen verschiedenen Armbewegungen unterschieden. Ein Videospiel dient als Interface, das auf die Bewegungen des Benutzers reagiert und in Echtzeit ein Biofeedback übermittelt. Die Ergebnisse zeigen, ob die Therapieübung richtig ausgeführt wurde. Das entwickelte System soll die Motivation des Patienten für die Physiotherapie fördern.[HJJ+13] Die Implikationen von positivem Feedback auf kontrollierte Bewegungen sind seit langem bekannt [Art97]. EMG-Biofeedback wird zur Behandlung nach Schlaganfällen verwendet, damit das Gehen wieder erlernt werden kann. Eine aufgabenbezogene Therapie zeigt sich als effektiv um die Kraft im Fußgelenk, die Gehgeschwindigkeit und die Schrittweite bei Patienten mit Hemiparese zu erhöhen.[JRR+10]

Motivation kann mithilfe eines Belohnungsprinzip gesteigert werden und ein Feedback über die erreichte Leistung ist eine Art von Belohnung. Jovanov et al. (2014) haben das „*Smarting*“ System für die Entwicklung eines Algorithmus, für die Echtzeit Klassifizierung von Muskelaktivitäten in verschiedenen Muskeln, verwendet. Diese Methode dient unter anderem dazu EMG-Daten als Bilder darzustellen. Diese repräsentieren physiologisch stochastische Signale und können im Detail analysiert werden, während sowohl die zeitliche, als auch räumliche Verteilung betrachtet werden kann.[Ili14]

Anwendungsgebiete von bio-wahrnehmenden Wearables reichen von medizinischem Monitoring bis hin zu persönliche Informationsanwendungen. In einer Studie von Hassib et al. (2016) wurde das Interesse am Erlangen, Teilen und Erhalten von biologischen Informationen untersucht. Ergebnisse zeigen, dass die Benutzer daran interessiert sind physiologische, emotionale und kognitive Daten durch Modalitäten über die traditionelle Touchscreen Ausgabe hinaus, zu erhalten. Daten über sich selber wollen die Benutzer durch Smartphones (73 Prozent) oder Wearables (43 Prozent) erhalten. Modalitäten sollen visuell oder auditorisch sein. Die befragten Personen möchten besonders in stressigen Situationen Informationen erhalten, um zu wissen wann die Konzentration am höchsten ist.[MSSA16]

Auf dem App-Markt für Smartphones existieren einige Anwendungen, die solche Daten aufzeichnen und analysieren. Die bekanntesten dienen als Fitness-Tracker, wie *Google Fit*, *Samsung Health*, *FitBit* oder *Runtastic*, zu sehen in der Tabelle 3.1. Häufig fungieren diese Apps als Interface für Wearables, die am Handgelenk getragen werden. Darüber hinaus existieren tragbare Computer für andere Körperregionen, wie im Beispiel von *UPRIGHT*, das an der Wirbelsäule angebracht wird, um die Körperhaltung mittels Biofeedback zu verbessern.

¹Google Play Store play.google.com/Store (Zugriff: 08.10.2017)

3. Verwandte Arbeiten

Gruebler et al. (2014) haben ein Wearable, das positive Gesichtsausdrücke lesen kann, entworfen (Abbildung 3.2). Hohe Lebenszufriedenheit und häufig auftretende positive Gefühle können als Wohlbefinden definiert werden. Automatisches, objektives Messen von Wohlbefinden kann bei Patienten, Ärzten und Ingenieuren helfen ihre therapeutischen Aktivitäten oder Geräte zu verbessern. Gesichtsausdrücke sind ein wichtiges Mittel für non-verbale Kommunikation. Die Kameragesichtserkennung ist begrenzt durch das Anbringen einer Kamera, die auf das Gesicht des Benutzers gerichtet ist. Diese benötigt eine gute Auflösung und funktioniert schlecht bei extremen Lichtbedingungen. Das von Gruebler et al. (2014) entworfene Gerät wird durch die Kopfform gehalten. Die Genauigkeit der Klassifikation ist auch über längere Zeit gewährleistet. Das Wearable kann verwendet werden um Geräte direkt zu kontrollieren, beispielsweise eine Gesichtsprothese für Menschen mit Hemiparese um die Rehabilitation zu unterstützen.[Ann14]

Das Erkennen von Gefühlen kann mittels nicht-invasiven Biomarkern oder physiologischen Signalen gemessen werden. Zu diesen gehören Atemfrequenz, EKG, EMG, GSR und Hauttemperatur. Körperhaltung und Gesichtsausdrücke hängen stark von Gefühlen ab. [SMMG15] Gesicht-Elektromyographie (fEMG) hat eine relativ lange Geschichte, da die meisten angewandten Facial Action Coding Systeme mittels Draht-EMG entwickelt wurden. Vorteile sind eine hohe Abtastrate, die Sensibilität um kleinste Gesichtsmuskelaktivitäten zu erkennen und

App Name	Messdaten
Google Fit	Schrittzahl, Geschwindigkeit, aktive Zeit, Distanz, Route, Höhe, Kalorien
Samsung Health	Schrittzahl, Geschwindigkeit, aktive Zeit, Distanz, Kalorien, Gewicht, Puls, Blutdruck, Blutzuckerspiegel, Trinkmenge, Schlaf, Stress, Sauerstoffsättigung
Fitbit	Schrittzahl, Geschwindigkeit, aktive Zeit, Distanz, Kalorien, Puls, Schlaf
Runtastic	Schrittzahl, Geschwindigkeit, aktive Zeit, Distanz, Route, Höhe, Kalorien
iCare Health Monitor	Blutdruck, Puls, Sauerstoffsättigung, Atmung, Sehtest, Hörtest, PPG, Lungenkapazität, Autismus-Spektrum-Test, Schrittzahl
UPRIGHT PRO	Rückenhaltung
StressLocator Pro	Konzentration, Stress, Puls, Sauerstoffsättigung, Atmung, PPG
Elite HRV	Puls, Herzfrequenzvariabilität, Stimmung, Schlaf, aktive Zeit
EMG Biofeedback	EMG
FlexVolt Viewer	EMG, EKG, Herzfrequenzvariabilität

Tabelle 3.1.: Übersicht einiger Apps aus dem *Google Play Store* ¹ im Bezug auf Gesundheit und Fitness.

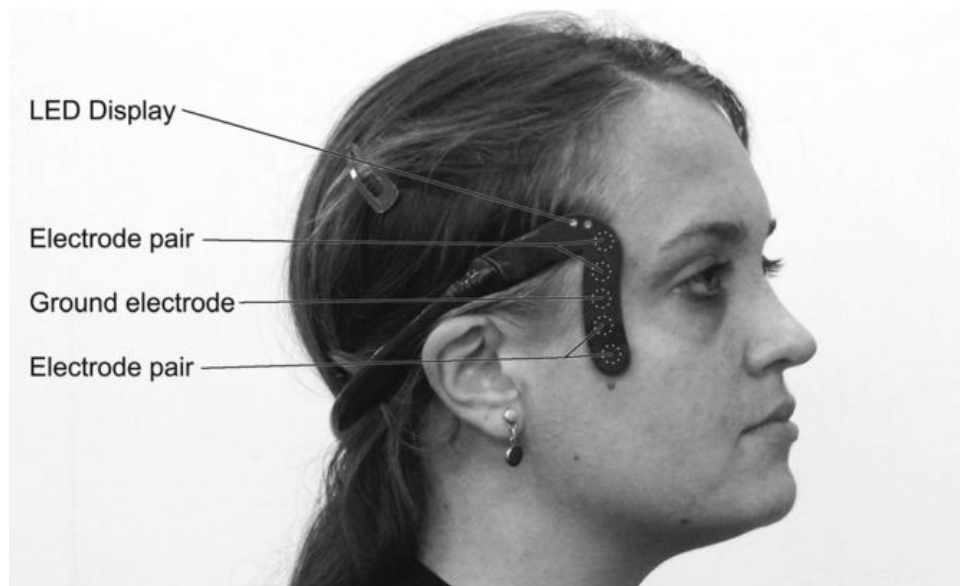


Abbildung 3.2.: Ein Wearable, das positive Gesichtsausdrücke lesen kann.[Ann14]

die Effizienz bei der Datenverarbeitung. Somit ist ein bequemes Testen ohne Kopfhaltung oder Bereichseinschränkungen möglich. Diese Systeme können einfach in tragbare Geräte einzubetten werden.[MWLT15] Gefühlsverarbeitung und Erkennung sind wichtig für eine bessere Qualität der MCI. Ergebnisse zeigen, dass fEMG sensibel für positive und negative Situationen, auditorische Stimuli, Geruchs- und Taststimuli sind.[JSH+11]

Gefühlserkennung dient dem Entwurf von Computersystemen, die nachweisbar mit menschlichen Affekt mitfühlen können. Das System soll die Fähigkeit haben empathisch zu sein. Gesichtsausdrücke sind angeborene und nicht antrainierte Reaktionen auf affektive Zustände. Die Begleiter-Technologie ist als Unterstützung sehr erwünscht, da durch den demografischen Wandel die Anzahl an Senioren zunimmt und qualifiziertes Pflegepersonal fehlt. Die Ergebnisse von Tan et al. (2016) zeigen, dass die EMG-Amplitude beim Stirn runzeln bei negativen affektiven Stimuli steigt und bei positiven abnimmt. Hingegen beim Lächeln nimmt die Muskelaktivität bei positiven Reizen zu. Die Genauigkeit der Gefühlsanalyse ist bei Senioren signifikant höher als bei jungen Menschen. Die Forschung auf dem Gebiet trägt zum Identifizieren des Gemütszustands des Benutzers oder Entwickeln von Begleitroboter Systemen bei. Die Interaktion zwischen Menschen und ihrer digitalen Umgebung formt eine Art emphatische Gemeinschaft.[JLW+16]

3.3. Kognitive Belastung und EMG

Elektromyographisch kontrollierte Geräte zählen zu den häufigsten verwendeten klinische Rehabilitations- und Hilfsmitteln. Nathan et al. (2009) führte eine Studie durch, um den Einfluss

3. Verwandte Arbeiten

von kognitiver Belastungen auf EMG-Signale am Bizeps und Trizeps herauszufinden. Die Erkenntnisse sollen bei der Entwicklung von Controllern für elektromyographisch getriggerte funktionale Rehabilitationsgeräte der oberen Extremitäten helfen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Geometrie eines Objekts Einfluss auf die Bewegungserkennung hat. Daraus folgt, dass es aufgabenspezifische neuronale Verschlüsselungen und Schemata im zentralen Nervensystem gibt, die beim Greifen verwendet werden.[DE 09]

Ein weiterer Anwendungsbereich liegt in der Gesichts-EMG zur Stresserkennung durch Stirnrunzeln oder Kiefernspannung. Viele Menschen neigen unter kognitiver Last dazu aus Anstrengung ihre Stirn zu runzeln oder die Zähne aufeinander zu beißen [Höf10]. Die Oberflächen-Elektroden werden auf dem Musculus corrugator supercilii, der für das Stirnrunzeln zuständig ist, oder auf dem Musculus masseter, dem Kaumuskel, angebracht [JLW+16].

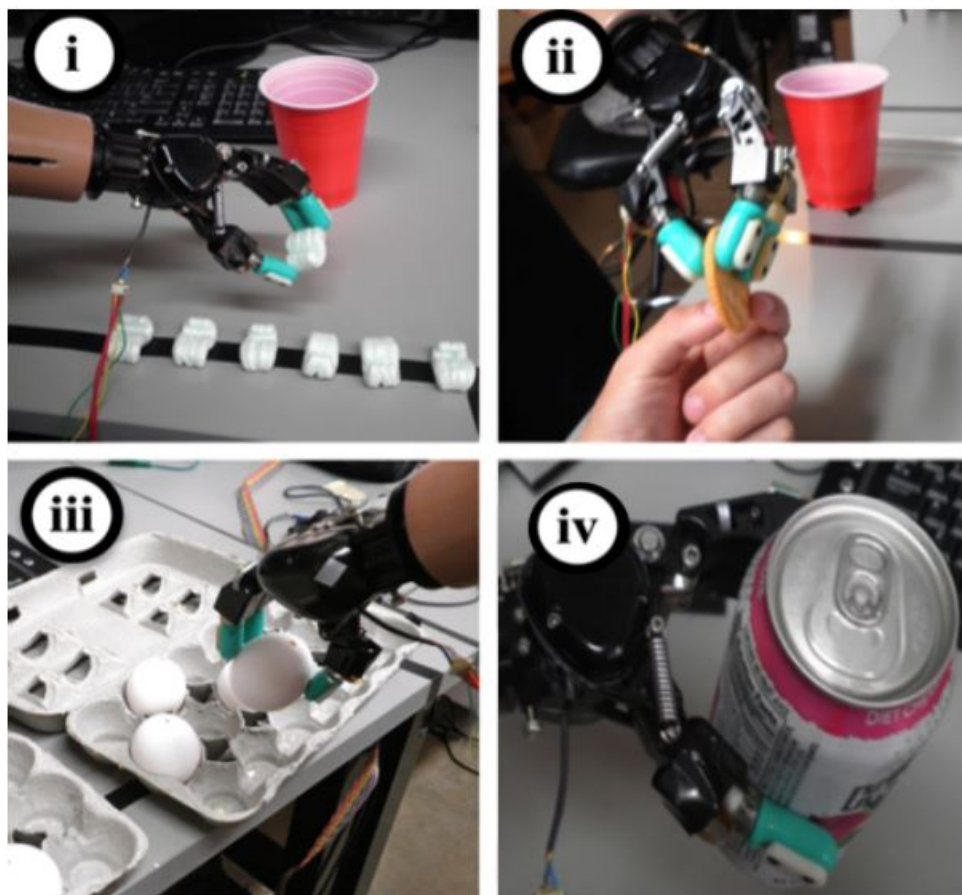


Abbildung 3.3.: Greifübungen einer myoelektrischen Hand mit taktilem Feedback. Oben links: Styropor greifen und auf einer Linie parallel ablegen. Oben rechts, unten links: Einen Keks oder Eier greifen ohne sie zu zerbrechen. Unten rechts: Eine Aluminiumdose anheben ohne diese zu zerdrücken.[Ann14]

Das Benutzen einer myoelektrischen Hand erfordert, besonders für Aufgaben, die Präzision benötigen, wie in Abbildung 3.3, mentalen Aufwand. Bei der Verwendung menschenähnlicher Prothesen mit mehreren Freiheitsgraden wird die Begrenzung der Befehlssignale in ihrem funktionalen Nutzen ein Flaschenhals, mit wenig Leistungsverbesserung gegenüber einfacheren Geräten. Eine gezielte, nervale Muskelversorgung, um die Anzahl der Befehlssignale zu erweitern, zeigt sich als vielversprechend. Schwaches und präzises Zugreifen sind Aufgaben, die als besonders schwierig und kognitiv anspruchsvoll gelten. Diese benötigen viel Übung und visuelle Aufmerksamkeit, die in hoher kognitiver Belastung resultieren. Für eine gute Ausführung benötigt es präzise, zeitlich abgestimmte EMG-Signale. Körperlich-gesunde Menschen haben, aufgrund von zahlreichem taktilen Feedback, keine Schwierigkeiten bei diesen Greifübungen. Bei der Handhabung von zerbrechlichen Objekten muss der Benutzer die Finger langsam schließen. Dabei entstehen nur schwache EMG-Signale. Die EMG-Amplitude neigt dazu stark zu rauschen, wodurch der Vorgang langsam, schwer zu kontrollieren und stark abhängig von visuellem Feedback und Aufmerksamkeit ist. Eine Lösung ist das künstliche Nachahmen des hemmenden Reflexes beim Zugreifen. Prothesen mit taktilen Feedback sind besser als normale und annähernd so gut wie eine gesunde Hand.[BLLF14]

Hägg et al. (1997) führten eine Studie an medizinischen Sekretärinnen durch, weil diese eine hohe Arbeitslast während der Arbeit haben und einen Großteil ihres Alltags mit Tippen verbringen. Untersucht wurde die Muskelaktivität des Trapezius. Die Versuchsgruppe mit vermehrten Beschwerden hatte monotonere Belastungsmuster bei niedrigem Belastungslevel. Die gesunde Gruppe hatte häufigere Pausen mit mehrfachen kurzen Belastungsspitzen. Ergebnisse aus der Studie zeigen, dass das Fehlen von EMG-Lücken ein relevantes Risiko für Schulter-Nacken-Erkrankungen sind.[Gör97]

Kortikale Hemmung und Reaktionszeit sind erhöht, wenn die kognitive Belastung während motorischer Aufgaben steigt. Dieser Zusammenhang ist wahrscheinlich ein ausgleichender Mechanismus im Gleichgewichtssystem. Beispielsweise eine erhöhte Sensibilität in der vestibulomotorischen Leitbahn.[Mic17] Negative Auswirkungen auf die Gehgeschwindigkeit beim Joggen können in Relation zu zunehmender kognitiver Belastung gesetzt werden [J M13]. In der Studie von McGeehan et al. (2017) wurden die Effekte von erhöhter, mentaler Last auf die vestibuläre Kontrolle beim Stehen ermittelt. Die Probanden standen mit verbundenen Augen entweder still oder mussten eine kognitive Aufgabe lösen. Die vestibuläre Kontrolle beim Stillstehen unterliegt höheren Gehirnstrukturen, die bei der kognitiven Verarbeitung involviert sind. Ihre Ergebnisse belegen die Annahme, dass die Mittelgroße-Latenz-Spitzenamplitude, im Vergleich zur minimalen mentaler Last, mit zunehmender kognitiver Belastung größer war.[Mic17]

Kinder werden dazu angehalten aufrecht zu sitzen, jedoch ist es schwer die Haltung aufrecht zu erhalten während kognitive Aufgaben ausgeführt werden. Die Beziehung zwischen mentaler Tätigkeit und Kontrolle der Sitzhaltung ist für Kinder wichtig, um Aufgaben effizienter zu lösen. Die Veränderungen in der Muskelaktivität und Zentrum des Drucks (COP) wurden bei Viertklässlern aufgezeichnet, während sie arithmetische Aufgaben durchführen mussten. Die Muskelaktivitäten des oberen Bauchmuskels und lumbalen Multifidus Muskel wurden erfasst.

3. Verwandte Arbeiten

Die Muskelaktivität nahm, sowohl während der schweren, als auch einfachen Aufgabentypen ab, wohingegen das COP bei der schwierigen Aufgabe verschoben war. Das Fazit dieser Studie ist, dass Kinder die Erlaubnis erhalten sollen, besonders während sie schwere Aufgaben lösen, ihre Haltung zu ändern.[Go 15]

Angst beeinträchtigt die Fähigkeit zu denken und sich zu konzentrieren. Das führt zu der Annahme, dass die Interaktion zwischen Gefühlen und Kognition die hemmende Natur von pathologischer Angst erläutern kann. Die Ressourcen des Arbeitsgedächtnisses werden von der Wahrnehmung der Angst abgezogen, um der Aufgabe Aufmerksamkeit zu geben. Angst hemmt die Leistung unter niedriger kognitiver Belastung, jedoch ist sie reduziert, wenn Probanden schwierige Aufgaben lösen, die Ressourcen in Anspruch nehmen. Zunehmende kognitive Belastung reduziert die Wahrnehmung von Angst linear.[KAG12]

Das nachfolgende Kapitel entwirft ein Konzept anhand dessen diese Arbeit entstanden ist.

4. Konzept

Aufbauend auf den verwandten Arbeiten in Kapitel 3 wird im Nachfolgenden die Hypothese, dass kognitive Belastung Auswirkungen auf EMG-Signale hat, untersucht. Im Fokus dieser Arbeit liegt die Erforschung des Verhältnisses zwischen kognitiver Last und Muskelanspannung anhand des Trapeziusmuskels, der primär bei Computertätigkeiten beansprucht und mit Nackenschmerzen in Verbindung gebracht wird. Bewegungen und körperliche Aktivitäten sind daher bei dieser Konzipierung exkludiert und werden aus den Messwerten gefiltert. Heutzutage verbringen immer mehr Menschen einen Großteil ihres Tages mit sitzenden Tätigkeiten, beispielsweise vor dem Computer. Dazu kommen psychische und mentale Belastungen, wie Leistungsdruck oder Arbeitsunzufriedenheit [Gör97]. Es bleibt die Frage, ob kognitive Belastung eine Ursache für diese Symptomatik ist. In dieser Arbeit wird untersucht, wie sehr kognitive Belastung sich auf die muskuläre Anspannung auswirkt.

Mit dem prototypisch entwickelten System wird eine Oberflächen-EMG-Messung am Musculus trapezius pars descendens durchgeführt. Die Platzierung der Elektroden erfolgt drei Zentimeter lateral des Dornfortsatzes in Höhe der Spina scapulae und verläuft absteigend in Richtung Acromion, wie in Abbildung 4.1 zu sehen ist.

In einer Benutzerstudie sollen mögliche Veränderungen der Muskelaktivität unter vier verschiedenen mentalen Aufgaben nachgewiesen werden. Die Hypothese ist, dass die Muskelspannung und kognitive Belastung im direkten Verhältnis stehen. Die myoelektrischen Signale werden mittels Oberflächen-Elektroden gemessen und über eine Bluetooth-Verbindung an ein Smartphone übertragen. Eine App empfängt die Messwerte und erstellt eine Datei zum Analysieren der Daten. Diese werden vor der Auswertung gefiltert und geglättet.

Lassen sich die Auswirkungen von kognitiver Belastung auf muskuläre Anspannung ableiten, kann die Erkenntnis zur Verbesserung von Biofeedbackanwendungen führen. Diese befassen sich bereits mit der Prävention von chronischen Muskelanspannungen, jedoch lassen die meisten Anwendungen bisher die mentalen Faktoren außer Acht. Das, in dieser Arbeit prototypisch entwickelte, System kann dazu verwendet werden, Muskelanspannung entlang des oberen Trapezius zu messen und zu analysieren.

Des Weiteren kann das entwickelte System für weitere Anwendungen verwendet werden. Im Bereich der Biofeedbackanwendung kann der Benutzer auf Verspannungen aufmerksam gemacht werden, um entsprechende Gegenmaßnahmen zu ergreifen. Zu diesen zählen das Verändern der Sitzposition anhand des Standards für gesundes Sitzen, das Ausführen von Entspannungsübungen oder das Einlegen einer Pause, um die kognitive Last zu mindern.

4. Konzept

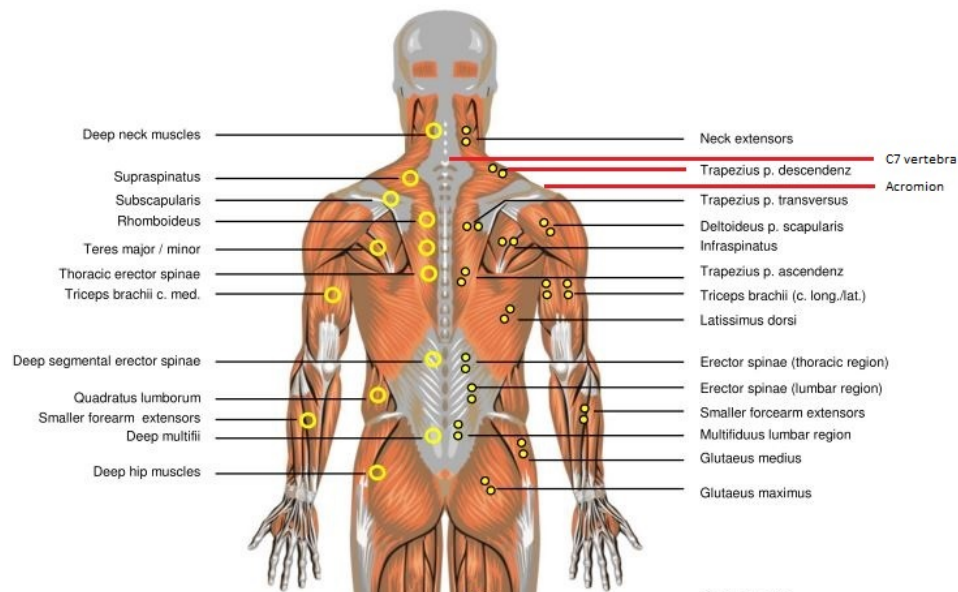


Abbildung 4.1.: Platzierung der Oberflächen-Elektroden am Oberkörper in dorsaler Ansicht.[Kon11]

Immer mehr Wearables befassen sich mit der Aufnahme von physiologischen Informationen. Muskelanspannung kann anhand dieser Arbeit als Indikator für mentale Beanspruchung gesehen werden und lässt somit Schlussfolgerungen über den Gemütszustand des Benutzers zu.

Ein mögliches Szenario zur Anwendung ist das Verwenden der Oberflächen-Elektroden am Trapezius oder oberen Rücken während einer sitzenden Tätigkeit. Ein Programm, beispielsweise eine App, zeichnet die Muskelaktivitäten über den gesamten Zeitraum auf und evaluiert die prozentuale Muskelanspannung. Übersteigt diese einen gewissen Grenzwert oder wird ein genereller Anstieg verzeichnet, gibt das Programm eine Rückmeldung.

Eine andere Anwendungsmöglichkeit ergibt sich in der Interaktion mit Prothesen oder Robotersystemen. Das Bedienen einer myoelektrischen Hand erfordert, je nach Bewegung, mehr oder weniger kognitive Anstrengung. Daraus folgt, umso genauer und feinfühler eine Bewegung ausgeführt werden soll, desto komplexer und umfangreicher ist das System. Das Ermitteln dieser benötigten Leistung hilft dabei, die Algorithmen zur Verwendung der Prothese, sowie ihre Handhabung, zu verbessern. Wenn die Grenze des Arbeitsgedächtnisses erreicht ist, sollten Gegenmaßnahmen ergriffen werden. Somit wird die kognitive Last vermindert, beispielsweise indem Technologien herangezogen werden, um über andere sensorische Wege Informationen zu übermitteln.

Im Folgenden wird das prototypisch entwickelte System und wie die technischen Daten zu interpretieren sind, beschrieben.

5. System

5.1. Aufbau des Prototyps

Die Hardware zum Messen der EMG-Signale besteht aus einem Arduino Uno, einem Olimex SHIELD-EKG-EMG ¹, einem Bluetooth-HC-06-Modul und Silber-/Silberchlorid Einmal-Oberflächenklebeelektroden mit Druckknopf aus Messing. Im Laufe der Entwicklung wurden zwei verschiedene Elektroden verwendet, zum einen Schaum-Gel-Elektroden und zum anderen Elektroden mit flüssigem Gel. Der Prototyp, Abbildung 5.1, wurde so entworfen, dass die Elektroden entlang des oberen Trapezius verlaufen. Das Design bildet in der Mitte eine „V“-Form für eine optimale, mittige Platzierung auf dem Dornfortsatz. Vier der zwölf Elektroden sind Referenzelektroden. Diese sind auf knöchigen Bereichen, wie Wirbelsäule und Acromion, angebracht und sollen zusätzlich Aufschluss über eine einseitige Muskelanspannung geben. Die Klebeelektroden wurden verschmälert und mit Fixierpflaster zusätzlich befestigt. Dieser Entwurf erlaubt eine individuelle Passform und festen Halt der Elektroden auf der Haut.

5.2. Hardware & Software

Mithilfe des Olimex Shield EKG-EMG, das als Erweiterungsmodul für Arduino Platinen dient, werden elektromyographische Signale aufgezeichnet. Dieses System wird auf den Arduino Uno aufgesteckt und von dort aus über ein Bluetooth-Modul gesendet. Das Olimex Shield EKG-EMG, im Folgenden häufig auch nur „Shield“ genannt, verwendet einen zehnfachen und einen regulierbaren Signalverstärker, zwei Hochpassfilter von 0,16 Hz und einen *Besselworth*-Filter von 40 Hz. Laut Hersteller können bis zu sechs Shields aufeinander gesteckt werden. Dies erlaubt eine Aufzeichnung von bis zu sechs unterschiedlichen EMG-Signal-Kanälen. Die Elektroden werden über die Messing-Druckknöpfe mit dem Olimex Shield EKG-EMG-PRO, 3,5-mm-Klinkekabeln, verbunden. Diese wiederum werden an die Shields angeschlossen und übertragen die Muskelaktivitäten. Das EMG-Gerät konvertiert mit einem 10-bit Analog-Digital-Umwandler und einer 256 Hz Abtastrate das analoge Signale in Werte zwischen 0 und 1023.

¹SHIELD-EKG-EMG - Open Source Hardware ECG/EMG shield for Duinomite, Pinguino, Maple, Arduino like development boards <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/> (Zugriff: 02.10.2017)

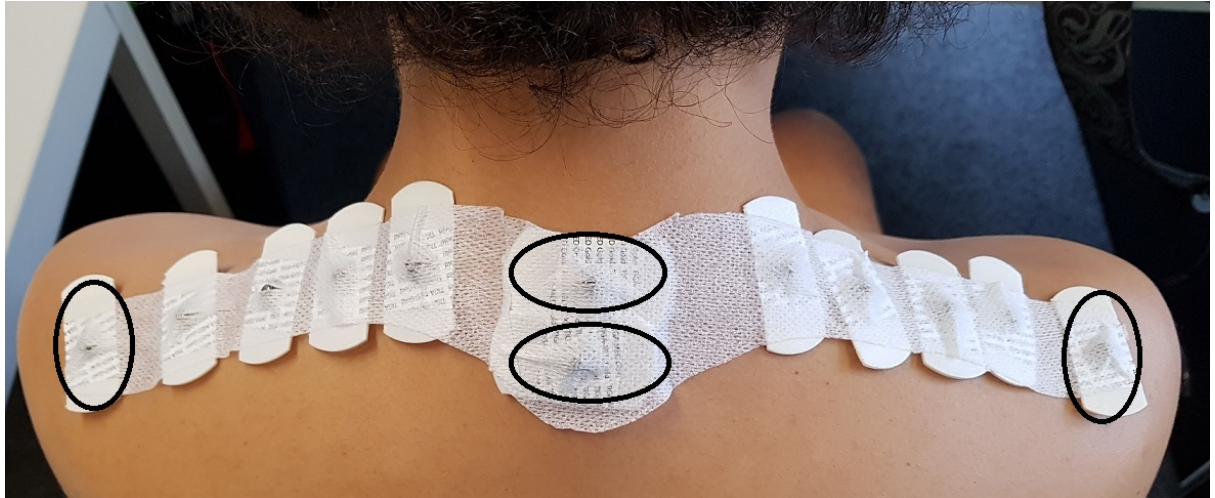


Abbildung 5.1.: Die Platzierung des Prototyps auf dem oberen Trapezius unter der Verwendung eines Fixierpflasters. Bei den schwarz eingekreisten Elektroden handelt es sich um die vier Referenzelektroden.

Der digitale Wert von 512 entspricht einer Voltzahl von Null. Die digitalen Werte können für eine spätere Analyse durch die Formel [Pet14]

$$U * G_1 * G_2 * G_3 = \frac{|V_{min}|}{512} * [Bit] - |V_{min}|$$

berechnet werden. G sind die Werte der Verstärker und des Besselworth-Filters. U ist die Stromspannung, bei diesem System werden 3,3 Volt verwendet und V_{min} beträgt 2,5 Volt. Im Folgenden wird beschrieben, wie die erhaltenen Messwerte bearbeitet werden. Zuerst wird mithilfe der Interpolation eine Funktion zu den diskreten Daten berechnet. Die ursprünglichen Signale sind im Diagramm nicht gleichmäßig verteilt, die Interpolierende erzeugt abstandsgleiche, lineare Werte. Anschließend werden EKG-Artefakte aus dem Signal entfernt. Die einzelne Wellenform des EKGs wird mit einer einzigen Epoche isoliert und von dem kontaminierten Signal subtrahiert. Dies führt zu einem reinen EMG-Signal. Sliding Windows, ein Durchschnittsfilter, wählt im Intervall die demodulierten Abtastwerte für jede aufeinanderfolgende Amplitudenschätzung aus und glättet diese. Für diese Zeitfenster werden sowohl der TKEO und der RMS berechnet. Anhand dieser berechnen wir den Schwellwert von $n * \sigma(\text{baseline noise})$ zur Erkennung der Muskelaktivität. Die Variable n ist der Faktor um den die Abweichung erhöht werden soll und σ die Standardabweichung [Lip02]. Für den Zeitraum, in dem die Aktivität des Muskels nachgewiesen wurde, werden die absoluten Werte aufgezeichnet, die Mediane, die Anzahl der aktiven Zeitfenster pro Aufnahme und die Dauer des Bursts berechnet. Die Auswertung der MVC-Messung liefert die prozentuale Muskelanspannung während der Aufgaben. Die modifizierten Messergebnisse sind mithilfe der aufgelisteten Methoden standardisiert [Chr15].

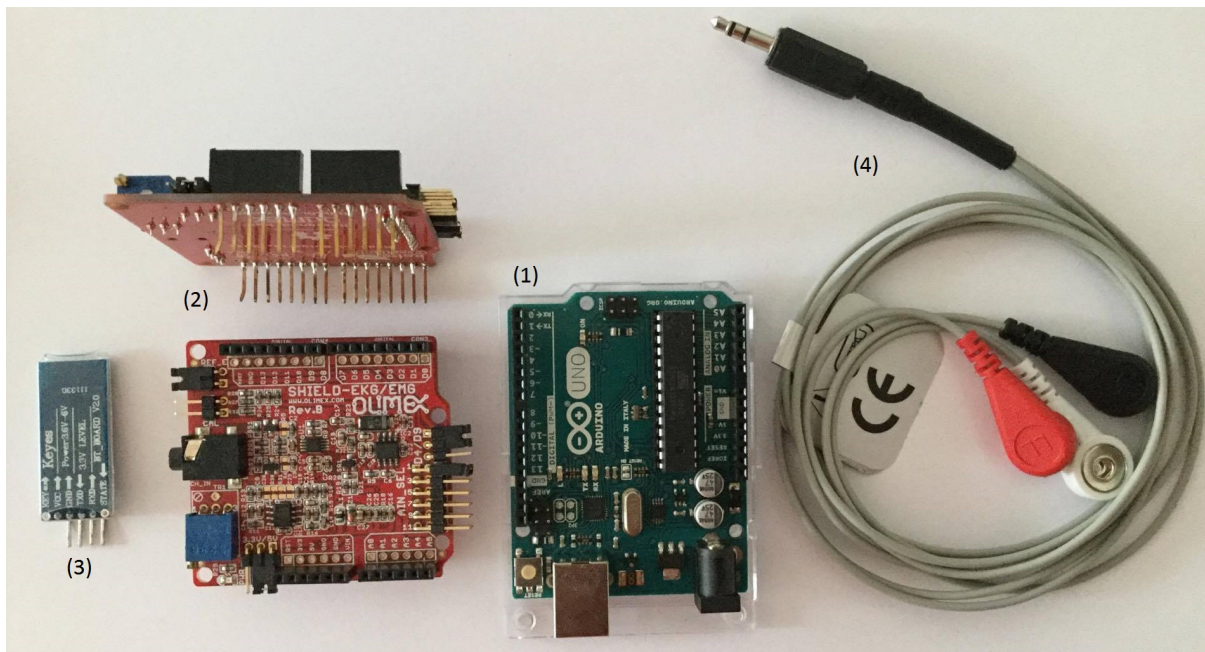


Abbildung 5.2.: In dieser Arbeit wurde folgende Hardware eingesetzt: (1) Arduino Uno, (2) Olimex SHIELD-EKG-EMG, (3) Bluetooth-HC-06-Modul und (4) Olimex SHIELD-EKG-EMG-Pro Elektrodenkabel

Um die per Bluetooth gesendeten elektromyographischen Signale zu erfassen, verwenden wir eine App namens „EMG Viewer“ (Abbildung 5.3), die EMG-Signale empfangen, darstellen und in einer CSV-Datei speichern kann.

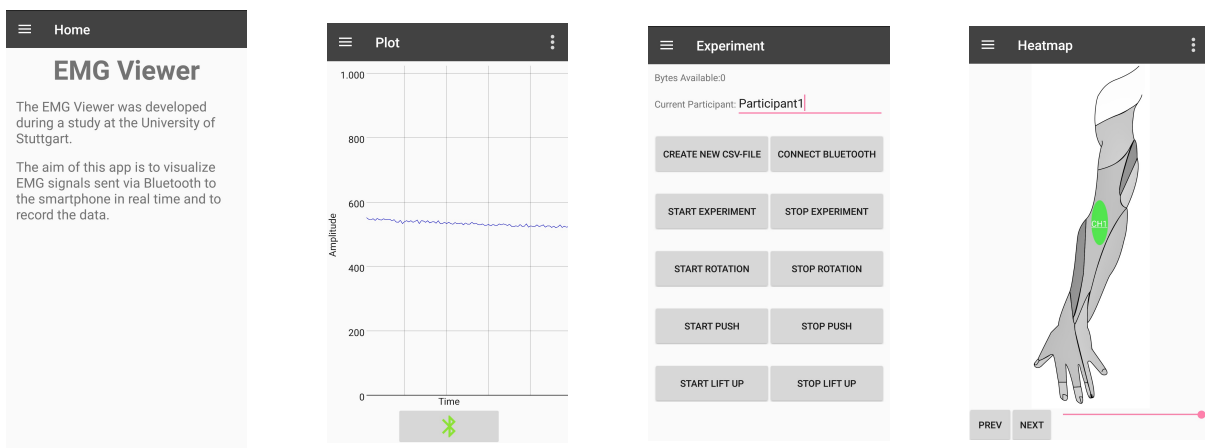


Abbildung 5.3.: Die vier Hauptfragmente in der App. Von links nach rechts: Informationsansicht, Plot-Ansicht, Experiment-Ansicht und Heatmap-Ansicht.

5. System

Das nachfolgende Kapitel erläutert die methodische Herangehensweise an die Benutzerstudie und deren Durchführung.

6. Studie

6.1. Studienaufbau

Das Ziel dieser Studie ist, zu evaluieren, wie die Muskelspannung zwischen verschiedenen mentalen Aufgaben, die einen unterschiedlichen Schweregrad aufweisen, variiert. Des Weiteren soll geprüft werden, ob es bedeutende Auswirkungen auf die Muskelspannung gibt, wenn kognitive Belastung zu- oder abnimmt.

Teilnehmer mit chronischen Trapeziusschmerzen, allgemeinen Nackenschmerzen oder neurologischen Störungen, werden von der Teilnahme ausgeschlossen. Die Studie entspricht einem *Within-Subject Design*. Es ist vorgesehen, dass jeder Proband alle Aufgaben einmal ausführt. Die unabhängige Variable ist die kognitive Belastung anhand der Aufgabenschwierigkeit. Die abhängigen Variablen sind der subjektiv wahrgenommene Schweregrad der Aufgaben, die Muskelaktivität und zwei Fragebögen. Die Platzierung der Elektroden zählt als Störvariable, da eine korrekte Positionierung notwendig ist um den richtigen Muskel zu erfassen und die, anhand von Kapitel 2 erklärten, Einflüsse auf EMG-Signale zu vermeiden. Hardware-technisch wurde das in Kapitel 5 beschriebene System, bestehend aus Olimex SHIELD-EKG-EMG, Olimex SHIELD-EKG-EMG-PRO Klinkekabel, Arduino Uno, Bluetooth HC-05 Transmitter und Oberflächengelklebeelektroden, verwendet. Vier Bedingungen werden in dieser Studie untersucht. Die *Baseline*, eine Bedingung mit geringer kognitiver Belastung, die als Referenzmessung dient. Die zweite Bedingung umfasst niedrige Aktivität mit niedriger kognitiver Belastung, anschließend folgen hohe und überfordernde kognitive Belastungen.

6.2. Studienablauf

Der Ablauf der Studie sieht vor, dass die Probanden zuallererst eine Einverständniserklärung, welche die Rechte für die Teilnahme erklärt, ausfüllen und demographische Fragen beantworten. Anschließend nehmen sie auf einem Stuhl Platz. Die Haut wird am oberen Rücken zuerst mit einem leitenden Gel und danach mit einem Hautantiseptikum gereinigt. Vor der Studie wird dem Teilnehmer der Ablauf grob erklärt. Eine genauere Erklärung zu den einzelnen Aufgaben wird kurz vor deren Ausführung erläutert.

Die Elektroden werden, wie in Kapitel 5 beschrieben, angebracht und mit dem System verkabelt. Wie eingangs erwähnt, ist die Platzierung der Elektroden eine Störvariable, welcher

wie folgt entgegengewirkt wird. Die Position des Trapezius wird schematisch entsprechend einer anatomischen Abbildung 4.1 ermittelt. Zur genauen Bestimmung drückt der Studienleiter nacheinander die Schultern des Teilnehmers herunter, während dieser seine Schulter kopfwärts zieht. Mithilfe dieses Verfahrens zeichnet der Trapezius sich deutlich ab und die exakte Platzierung der Elektroden kann vorgenommen werden [Kon11]. Anschließend wird das EMG-Signal auf dessen Signalstärke mittels dem gleichen Verfahren überprüft.

Die Hardware befindet sich in einem Rucksack, welcher an dem Stuhl befestigt ist. Nach Beendigung der Studie werden die Elektroden entfernt, die Haut von Kleberesten gereinigt und dem Teilnehmer eine Kompensation von 15 Euro überreicht. An der Studie haben sieben Frauen und 17 Männer teilgenommen. Das Durchschnittsalter betrug 24 Jahre mit einer Standardabweichung von 3,2.

Zur Durchführung der Studie sind eine MVC-Messung und eine Messung des Rauschens des EMG-Signals notwendig. Die maximale freiwillige Muskelanspannung, in Englisch *Maximum Voluntary Contraction*, dient dazu, die Messwerte zu standardisieren, indem sie im Verhältnis zur Maximalkraft gesetzt werden. Mithilfe dieses Verfahrens können Messungen, unabhängig von den Aufgaben, verglichen werden. Für die Berechnung des MVC sitzen die Teilnehmer auf Stühlen. Sie ziehen ihre Schultern kopfwärts, während von dem Versuchsleiter an den Armbeugen in die entgegengesetzte Richtung gezogen wird. Diese Bewegung soll 15 Sekunden mit der maximalen Kraft ausgeführt werden. Sie wird insgesamt, mit zwischenzeitlichen Pausen von 30 Sekunden, drei Mal wiederholt. Zur Messung des Rauschens sitzen die Teilnehmer auf Stühlen und lassen ihre Arme für fünf bis 15 Sekunden seitlich locker hängen. Anhand dieser Aufnahme lässt sich später die Berechnung des Schwellwertes des EMG-Signals durchführen. Während der vier Aufgaben tragen die Probanden Kopfhörer und sitzen auf einem Stuhl mittig vor einem Monitor, wie in Abbildung 6.1.

Die beruhigende Wirkung von langsamer, melodischer Musik soll den Teilnehmer entspannen und die Muskelaktivität niedrig halten [L B06]. Zu diesem Zweck werden in dieser Studie Naturgeräusche¹ für die *Baseline* vorgespielt. Als geringe Steigerung und für niedrige kognitive Belastung sollen Seifenblasen auf einem Monitor beobachtet werden, Abbildung 6.2. Aufgaben mit Seifenblasen wirken beruhigend und können als Entspannungsübung genutzt werden [Ani12]. Da hierbei etwas aktiv mit den Augen verfolgt werden muss, wird diese Aufgabe geringfügig anspruchsvoller gewertet als das Zuhören von Musik.

Da sowohl das Musik hören als auch das Verfolgen der Seifenblasen kein Sprechen beinhaltet, werden in den Aufgaben einsilbige Wörter über die Kopfhörer mit einer synthetischen Stimme vorgesprochen. Diese Ausdrücke soll der Teilnehmer wiederholen, um so entsprechende Bewegungsartefakte zu erzeugen. Diese werden anschließend herausgefiltert. Zur Generierung hoher mentaler Last wird eine *N-Back*-Aufgabe gestellt. Hierbei wird das Arbeitsgedächtnis beansprucht, da der Teilnehmer sich an eine progressiv größer werdende Anzahl von Zahlen aktiv erinnern muss [SNE+03]. Die zusätzliche Herausforderung ist, dass die Zahlenreihe

¹Meditation Music www.calm.com/meditate (Zugriff: 19.09.2017)

abrupt endet und somit zu Beginn nicht bekannt ist, wann die letzte Zahl erreicht ist. In dieser Studie werden ungeordnete Zahlenreihen von Null bis Neun vorgespielt. Am Ende einer Reihe soll der Teilnehmer sich an die n-letzte Zahl erinnern, um diese laut zu wiederholen. Den Studienteilnehmern werden jeweils nacheinander vier 1-Back, 2-Back und 3-Back Aufgaben gestellt.

Letztlich folgt ein *Mental Arithmetic Test (MAT)*, wie in Abbildung 6.3 dargestellt ist. *Mental Arithmetic Tests* sind dazu konstruiert den Teilnehmer unter eine hohe, mentale Belastung zu setzen. Sie wird verstärkt durch die begrenzte Antwortzeit, die negativen Rückmeldungen und den eigenen Leistungsdruck. Diese Aufgabe hat eine mentale Ermüdung zur Folge, weil das Arbeitsgedächtnis an die Kapazitätsgrenze gelangt.[LKM15] Dem Teilnehmer werden in dieser Studie auf dem Monitor zweistellige Addition- und Subtraktionsaufgaben, die im Bereich der ganzen Zahlen verlaufen, angezeigt. Im unteren Bildschirm Bereich wird ein Balken für den zeitlichen Ablauf von fünf Sekunden sichtbar. Sagt der Proband das falsche Ergebnis oder gelingt es ihm nicht in der gegebenen Zeit zu antworten, wird ein roter Bildschirm mit „time over“ und ein Buzzer-Sound abgespielt. Ist hingegen seine Antwort richtig, erscheint ein grüner Bildschirm mit „right“.

Die N-Back-Aufgabe als auch der MAT sind darauf ausgelegt, die Teilnehmer unter Zeit- und Leistungsdruck zu setzen und somit ihre kognitive Belastung zu erhöhen. Die reine Ausführungszeit der vier Aufgaben begrenzt sich auf fünf Minuten. Die Aufgaben werden in randomisierter Reihenfolge nach dem *latin square* Verfahren gestellt. Nach jeder Aufgabe wurde ein Fragebogen und eine einzelne Frage zum subjektiven Schweregrad gestellt. Hierfür wurde ein online *NASA-Task Load Index (TLX)*-Fragebogen², der die selbst wahrgenommene Arbeitslast beurteilt, verwendet [Har06]. Dieser online Fragebogen ist eine kurze Version des NASA-TLX³ ohne Gewichtung.

Im Anschluss an dieses Kapitel werden die Messwerte der Benutzerstudie dargestellt und statistisch analysiert.

²Nasa TLX short <https://jensgrubert.wordpress.com/2014/09/01/nasa-tlx-short-non-weighted-version-in-html-javascript/> (Zugriff: 19.09.2017)

³Nasa TLX <https://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/> (Zugriff: 06.10.2017)

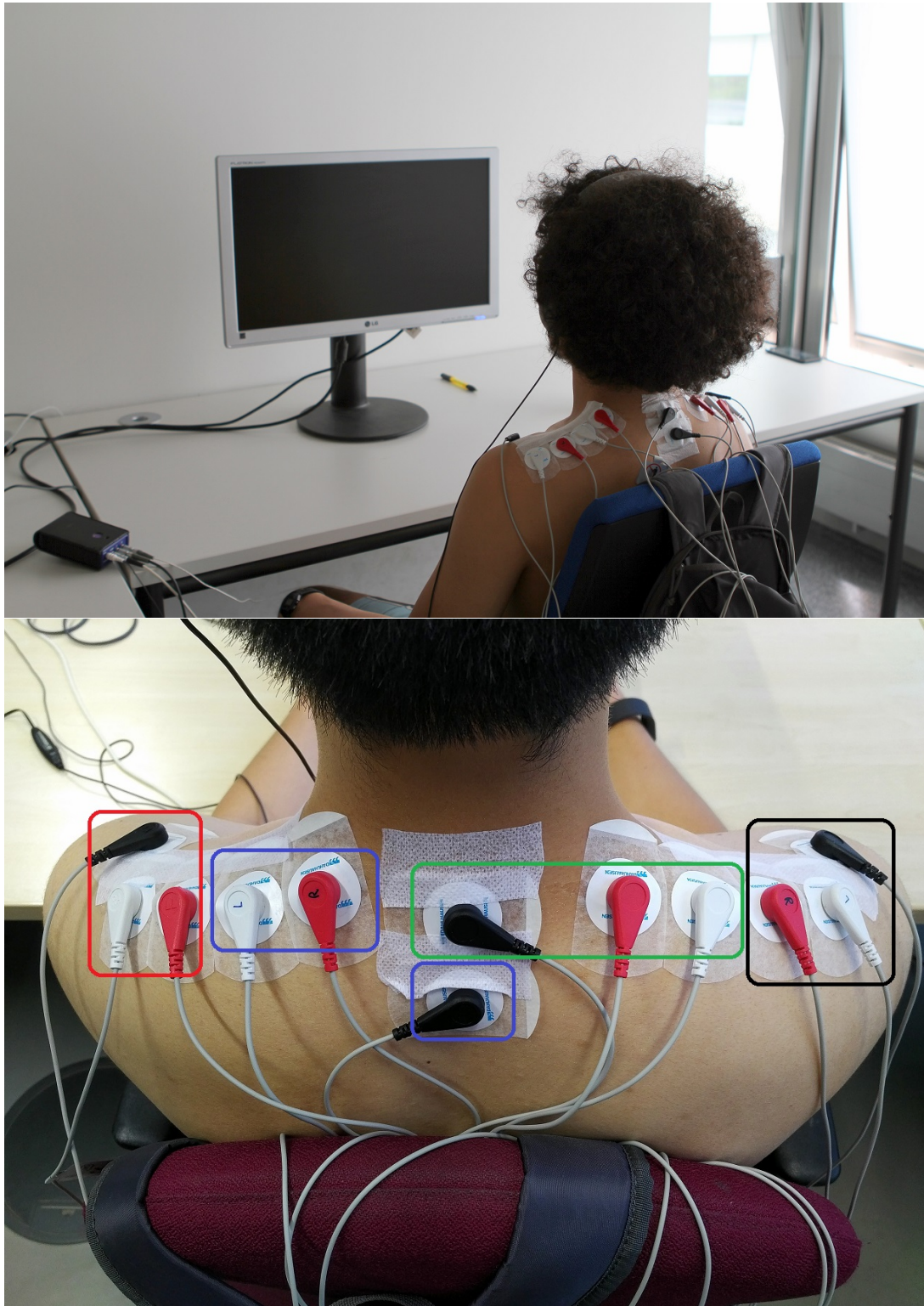


Abbildung 6.1.: Oben: Aufbau der Studie mit der Platzierung der Elektroden auf dem oberen Trapezius und die Sitzposition vor dem Monitor. Unten: Aufteilung der Elektroden-Channels. Schwarz: Channel 1. Grün: Channel 2. Blau: Channel 3. Rot: Channel 4.

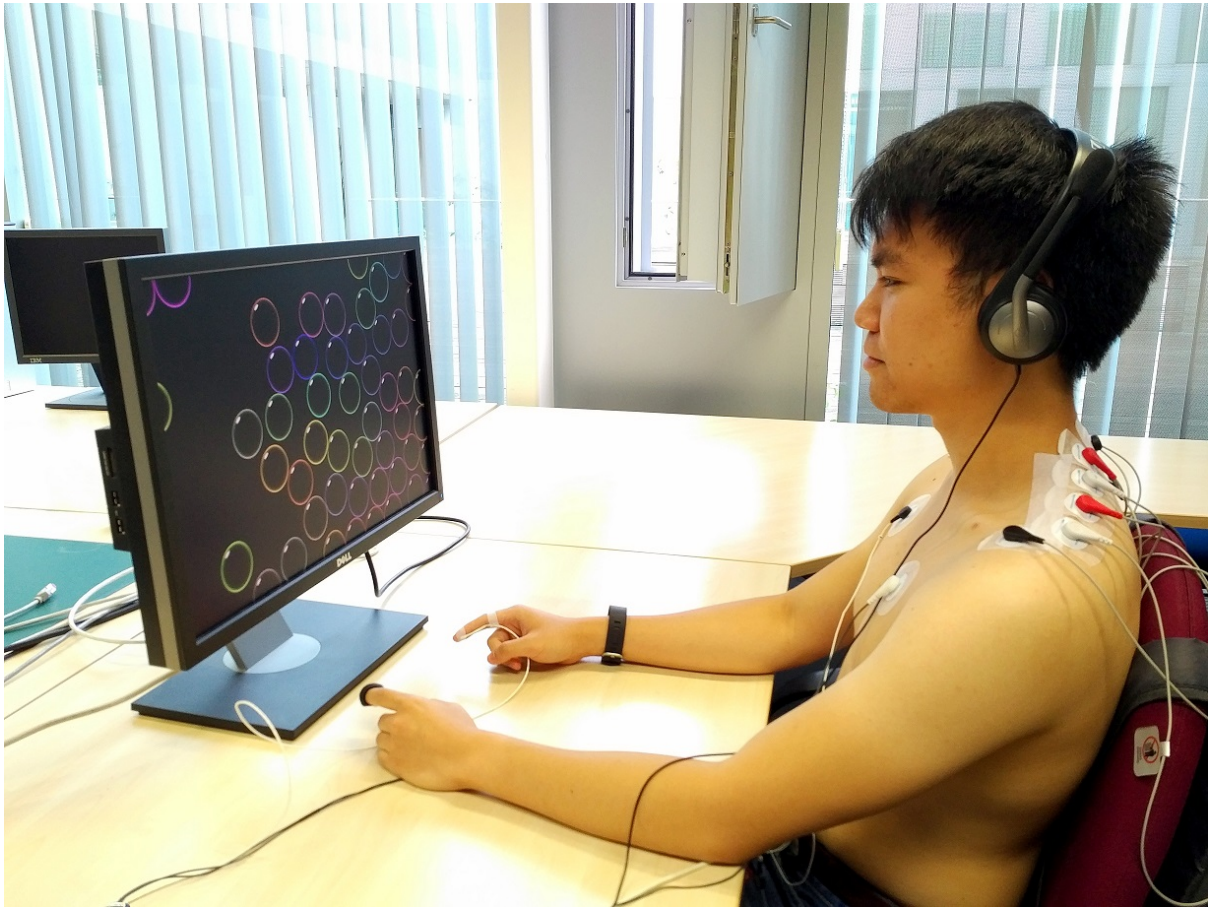


Abbildung 6.2.: Aufbau der Aufgabe Seifenblasen beobachten.



Abbildung 6.3.: Mental Arithmetic Test. Oben: Aufgabenstellung mit Timer im unteren Monitorbereich. Mitte: Ausgabe bei falschem Ergebnis oder abgelaufener Zeit. Unten: Ausgabe bei richtigem Ergebnis.

7. Ergebnisse der Studie

7.1. Limitationen

Bei dem Ausfindigmachen des Trapezius' vor der Studie zum Platzieren der Klebeelektroden konnte beobachtet werden, dass viele Teilnehmer beim Hochziehen der Schultern nicht bewusst den Muskel anspannen konnten oder dieser wenig ausgeprägt ist. Das Resultat waren geringe Muskelaktivitäten, welche durch zu dickes Unterhautfettgewebe am oberen Rücken, negativ beeinflusst wurden.

Die Verwendung einer synthetischen Stimme, bei der Aufgabenstellung Musik hören und Seifenblasen beobachten, führte dazu, dass einige Teilnehmer diese nicht richtig verstanden. Daher war es für sie, nach eigenen Angaben, anstrengender die Aufgabe durchzuführen. Andere Teilnehmer waren entspannt und gähnten bei diesen Aufgaben. Dieses Verhalten trat bei der *N-Back*-Aufgabe und dem MAT nicht auf.

Weitere Beobachtungen der Studie waren, dass Teilnehmer unterschiedliche Sitzgewohnheiten haben. Beispielsweise sich einseitig auf eine Armlehne stützen, auf dem Stuhl schaukeln oder ihn drehen. Verstärkt wurden diese Verhaltensweisen durch Nervosität oder Stress, welches mit Lachen einherging.

Die für diese Studie verwendeten Flüssig-Gel-Klebeelektroden, Abbildung 7.1, wiesen eine geringe Klebekraft auf der Haut auf. Beim Aufbringen löste sich das papierartige Material oftmals durch das Austreten des flüssigen Gels aus dem Schaumkissen unter der Metallplatte. Aufgrund dessen mussten die Elektroden mit Fixierpflastern in Position gehalten werden oder zusätzlich, nach der Reinigung der Haut, die Platzierung neu durchgeführt werden. Bei einem Teilnehmer konnten aufgrund der Größe des Gel-Schaumkissens die Klebeelektroden nicht entsprechend der Rückenbreite angepasst und die Studie nicht durchgeführt werden. In der prototypischen Entwicklung wurden, im Gegensatz zu der Studie, Fest-Gel-Klebeelektroden verwendet, mit denen keine der beschriebenen Nachteile auftraten. Diese Klebeelektroden standen aus logistischen Gründen für den weiteren Verlauf nicht zur Verfügung.

Nach Durchführung der Studie fielen alle Messdaten durch kurze Ausführungszeiten auf. Zuerst wurde vermutet, dass die Verarbeitung des analogen zu digitalem Signal die Signalfrequenz von drei Millisekunden nicht einhalten kann. Eine Analyse der Hardware mittels einem Oszilloskops ergab, dass das Umwandeln des Signals 0,7 Millisekunden benötigt und der Arduino eine Frequenz von maximal 2,1 (115.200 Baudrate) und in dem hier verwendeten Code 3,2 (57.600 Baudrate) Millisekunden einhalten kann. Unter der Baudrate wird die Anzahl der übertragenen

7. Ergebnisse der Studie

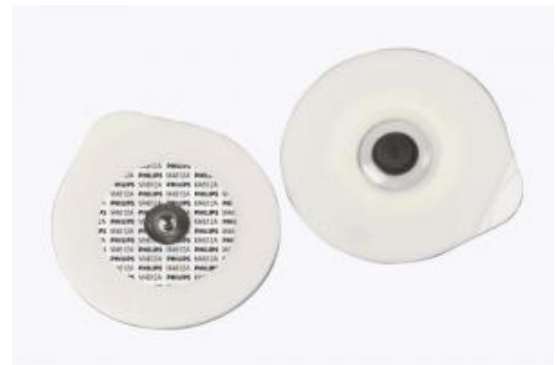


Abbildung 7.1.: Links: Oberflächen-Gel-Klebeelektroden mit flüssigem Gel.

http://www.henleysmed.com/sites/default/files/imagecache/product_full/h98sg.jpg (Zugriff: 08.10.2017)

Rechts: Oberflächen-Gel-Klebeelektroden mit festem Gel.

<http://www.beesmed.com/images/M4612A.jpg> (Zugriff: 08.10.2017)

Bits pro Zeitspanne und somit die Geschwindigkeit der seriellen Kommunikation, verstanden [BOC04]. Im nächsten Schritt wurde die Zeit gemessen, die der Code der „EMG Viewer“-App bis zur Ausführung der folgenden Abschnitten benötigt. Diese Zeitpunkte waren nach Empfang der Daten über Bluetooth, nach dem Erstellen der CSV-Datei und nach dem Plotten. Das Resultat ist, dass das Bluetooth-Signal instabil ist und die Messdaten alle zwei bis 26 Millisekunden empfangen werden. Dies wiederum führt zu einem Verlust der restlichen Datenpakete. Das Schreiben und Erstellen einer CSV-Datei benötigt zwei bis acht Millisekunden. Durch das Plotten der Messwerte im Graph entsteht keinerlei Verzögerung.

7.2. Deskriptive Ergebnisse

Jeder Teilnehmer hat eine MVC-Messung vor dem Experiment durchgeführt. Diese werden mit den Messwerten ins Verhältnis gesetzt, um die prozentuale Muskelaktivität (Abbildung 7.2) zu erhalten. Die Mediane dieser Berechnung liegen alle um die 90 % und einer Standardabweichung um 2,0. Minimales und maximales Extrem des Medians von 83,45 % und 93,08 % wurden bei den „Mental Arithmetic Test's“ verzeichnet.

Die Messwerte der Aufgaben wurden anschließend jeweils mit dem RMS (Abbildung 7.2) und TKEO (Abbildung 7.3) gefiltert. Die Mediane bei dem RMS liegen zwischen 508 und 511 mit den maximalen und minimalen Extrema von 507,92 und 517,26 bei dem MAT und der Aufgabe Seifenblasen beobachten. Die Standardabweichung ist um 0,77, jedoch bei der Aufgabe Seifenblasen beobachten, im Bereich von 0,53 und 0,59. Die Mediane bei dem TKEO variieren zwischen 1,22 und 1,74. Die Standardabweichungen betragen 1269,2, 98,33, 744,71 und 1260,37. Das minimale Extrem von -2528,5 ist bei der Aufgabe Musik hören und das maximale von 45.919 bei dem MAT.

Mithilfe des Schwellwertes aus der Standardabweichung des Signalrauschens wurde kalkuliert, ab welchem Wert der Muskel aktiv ist. Die Anzahl aktiver Zeitfenster wurde summiert. Die meisten EMG-Bursts von 35 und die größte Standardabweichung von 7,86 wurden bei der N-Back Aufgabe verzeichnet.

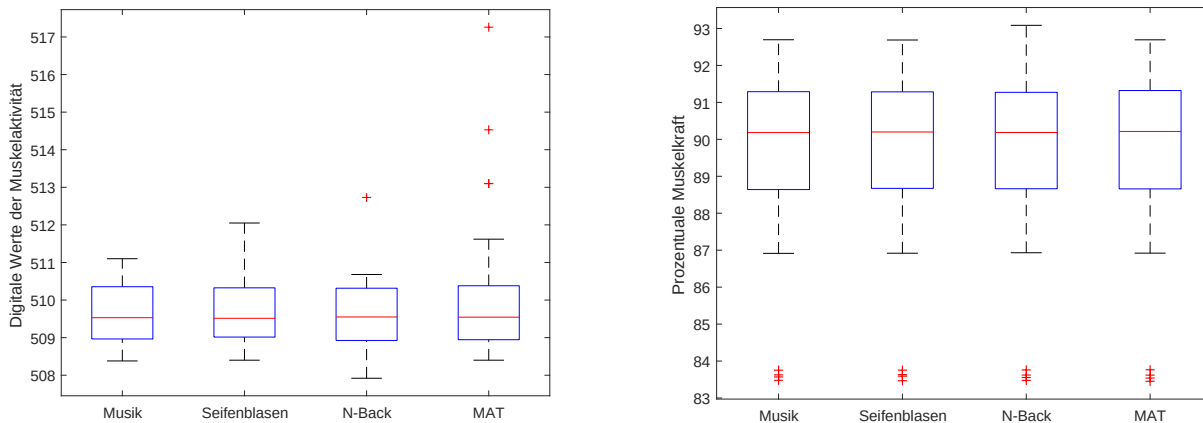


Abbildung 7.2.: Links: Die RMS-Werte. Rechts: Die prozentuale Muskelaktivität in Bezug zu der maximalen Muskelkraft.

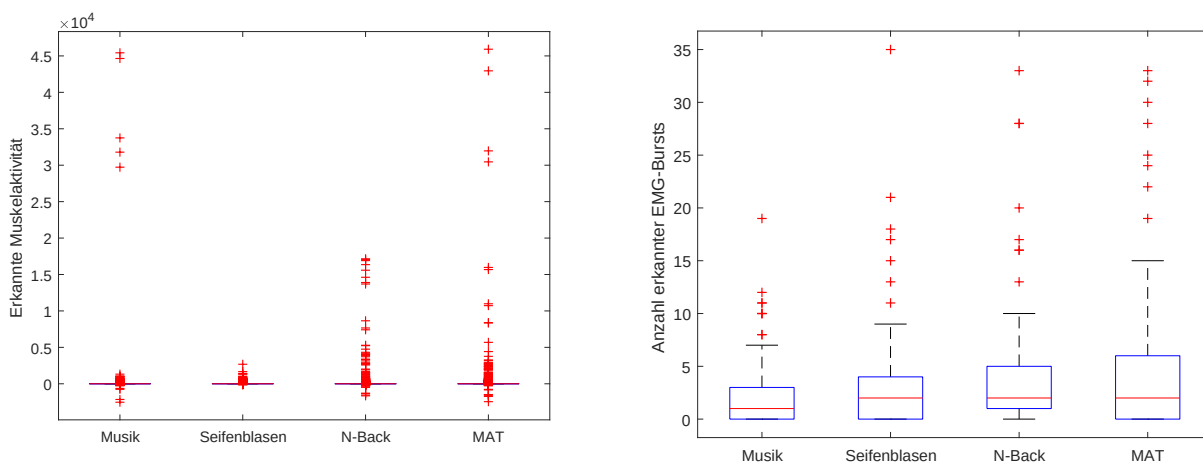


Abbildung 7.3.: Links: Die TKEO-Werte. Rechts: Die Anzahl der aktiven EMG-Bursts.

Nach jeder Aufgabe wurden den Teilnehmern zwei Fragebögen (Abbildung 7.1) zur Beantwortung gegeben. Die erste Frage nach der subjektiven Schwierigkeit der Aufgabe ergeben auf der Likert-Skala Werte von eins, also zu einfach, bis fünf, für zu schwer. Paarweise ergeben sich ähnliche Mittelwerte bei Musik hören (1,09), Seifenblasen beobachten (1,17), N-Back (3,17) und MAT (3,57). Letztere Aufgabe verzeichnet das maximale Extrem von fünf. Der zweite Fragebogen, der online NASA-TLX, ergibt den höchsten Mittelwert von 63,21 für den MAT, gefolgt von der N-Back-Aufgabe (48,73). Das Mittel für Musik hören und Seifenblasen

7. Ergebnisse der Studie

beobachten liegt bei 13, 37 und 14, 1. Diese beiden Aufgaben erhielten zudem das minimale Extrem von fünf, wohingegen die *N-Back*-Aufgabe den höchsten Wert von 80 aufweist.

Proband	Schwierigkeitsgrad der Aufgabe				NASA-TLX Punktzahl			
	Musik	Seifeblasen	N-Back	MAT	Musik	Seifeblasen	N-Back	MAT
1	1	1	3	5	10,84	6,67	67,5	75,84
2	1	1	3	4	8,4	10,84	49,16	68,3
3	1	1	4	4	10	6,67	44,17	59,16
4	1	1	4	3	20	9,16	80	55
5	1	1	1	3	5,83	5	12,5	70,83
6	1	1	4	3	21,67	20,83	56,67	62,5
7	1	3	2	5	25	49,16	40,83	73,3
8	1	1	3	2	5	6,67	44,17	53,34
9	1	1	3	4	18,33	12,5	48,34	60,83
10	1	1	3	4	17,5	23,34	48,34	55
11	1	1	3	4	12,5	21,67	60	75,84
12	1	1	3	3	22,5	17,5	50,84	60,84
13	2	2	3	4	11,67	9,17	38,34	50,84
14	1	1	4	3	25	17,5	60,84	55
15	1	1	2	3	25,85	25,85	30,84	70
16	1	1	4	4	5	5	63,34	75,34
17	1	1	3	3	6,67	11,67	32,5	64,17
18	1	1	4	4	10,84	8,34	55,84	65
19	1	1	2	5	12,5	10,84	42,5	78,3
20	2	2	4	4	10,84	17,5	46,67	77,67
21	1	1	3	2	5,84	5	36,67	30,84
22	1	1	4	3	8,34	10,84	42,5	55
23	1	1	4	3	7,5	12,5	68,34	60,84
Mittelwert	1,09	1,17	3,17	3,57	13,37	14,10	48,73	63,21
Minimum	1	1	1	2	5	5	12,5	30,84
Maximum	2	3	4	5	25,85	49,16	80	48,3

Tabelle 7.1.: Antworten auf die Frage, wie schwer der Proband die Aufgabe empfand, anhand einer Likert-Skala von eins bis fünf, 1 = zu einfach und 5 = zu schwer, und die Fragen des online NASA-TLX Fragebogens.

7.3. Interferenzstatistische Ergebnisse

Der Verlauf der Messdaten kann beispielhaft an den Werten eines Teilnehmers beobachtet werden. Wenig Aktivität ist bei den Aufgaben Musik hören (Abbildung 7.4) und Seifenblasen beobachten (Abbildung 7.5) verzeichnet worden. Einzelne und manchmal auch mehrere Channels, zeigen kurze Muskelanspannungen durch EMG-Bursts, beispielsweise in Abbildung 7.4 bei Channel 1. Die *N-Back*-Aufgabe (Abbildung 7.6) und der MAT (Abbildung 7.7) weichen nur gering von den vorherigen Ergebnissen ab. Bei der *N-Back*-Aufgabe wurden die meisten Fehler bei 3-back (35, 87 %) verzeichnet. Die Fehlerquote bei 2-back lag bei 11, 96 % und bei 1-back (2, 17 %). Insgesamt folgt daraus eine Quote von 16, 67 % Fehlern bei 276 Zahlenreihen verteilt auf alle Teilnehmer. Die Antworten der Fragebögen (Abbildung 7.1) zeigen, dass die Aufgaben Musik hören und Seifenblasen beobachten als einfach und wenig anstrengend empfunden wurden. Dem gegenüber wurde der *N-Back* und der MAT als schwer und stressig bewertet, wobei der MAT etwas höhere Punktzahlen erhielt. In seltenen Fällen wurde diese beiden Aufgaben als leicht eingestuft. Die entsprechenden Teilnehmer sagten entweder, dass sie sich Zahlenreihen gut merken konnten oder akzeptiert hätten, nicht jede Aufgabe lösen zu können. Im Vergleich der Channels zeigt sich, dass Channel 2 die höchsten RMS-Werte von 510, 6 und prozentuale Muskelaktivität von 89, 94 % hat. Die anderen Channel-RMS-Werte und Prozentsätze folgen dicht darauf. Channel 3 verzeichnet die größte Anzahl aktiver EMG-Bursts mit 6, 62, im Gegensatz zu Channel 1 (2, 64), 2 (2, 74) und 4 (2, 96). Die TKEO-Werte in aufsteigender Channel-Reihenfolge sind 56, 25, 5, 67, 9 und 82, 9.

Die Null-Hypothese war, dass die Muskelaktivität entsprechend der kognitiven Belastung zu- oder abnimmt. Zur Überprüfung wurden einfaktorielle Varianzanalysen für die prozentuale Muskelanspannung (Tabelle 7.2), Anzahl aktiver EMG-Bursts (Tabelle 7.2), RMS- (Tabelle 7.2) und TKEO-Werte (Tabelle 7.2) durchgeführt. Die Gruppen der jeweiligen ANOVAs wurden anhand der Aufgaben Musik hören, Seifenblasen beobachten, *N-Back* und MAT zugeordnet und anschließend analysiert. Es ergaben sich signifikante Unterschiede bei der Anzahl der aktiven EMG-Bursts ($F(3, 364) = 3, 1, Pr < 0, 05$) und der TKEO-Werte ($F(3, 17660) = 2, 78, Pr < 0, 05$).

Auf Basis der ANOVA wurden zwei Post-Hoc-Tests mittels *Tukey's Honestly Significant Difference (HSD)* durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass es einen signifikanten Unterschied ($Pr < 0, 05$) bei der Anzahl aktiver EMG-Bursts (Tabelle 7.3) zwischen Musik hören und MAT gibt ($-2, 4891, 95\%$ -Konfidenzintervall $[-4, 72, -0, 26]$). Zu dem gleichen Resultat führten die TKEO-Wertevergleichen (Tabelle 7.3) zwischen Seifenblasen beobachten und MAT ($-57, 3856, 95\%$ -Konfidenzintervall $[-110, 43, -4, 34]$).

Für die nicht signifikanten Fälle der ANOVA wurden zwei abhängige Zweistichproben-t-Tests (Abbildung 7.4) verwendet. Die jeweils sechs Kombinationen der Aufgaben sind gegenübergestellt worden. Im Durchschnitt sind die RMS-Werte beim Seifenblasen beobachten signifikant höher als beim Musik hören ($t(91) = 2, 288, Pr < 0, 05$). Sichtbar wird auch, dass die RMS-Werte zwischen Musik hören und MAT ($t(91) = |-1, 92|, Pr \gtrapprox 0, 05$), sowie ihre prozentuale Muskelaktivität ($t(91) = |-1, 92|, Pr \gtrapprox 0, 05$), dicht am Grenzbereich liegen.

7. Ergebnisse der Studie

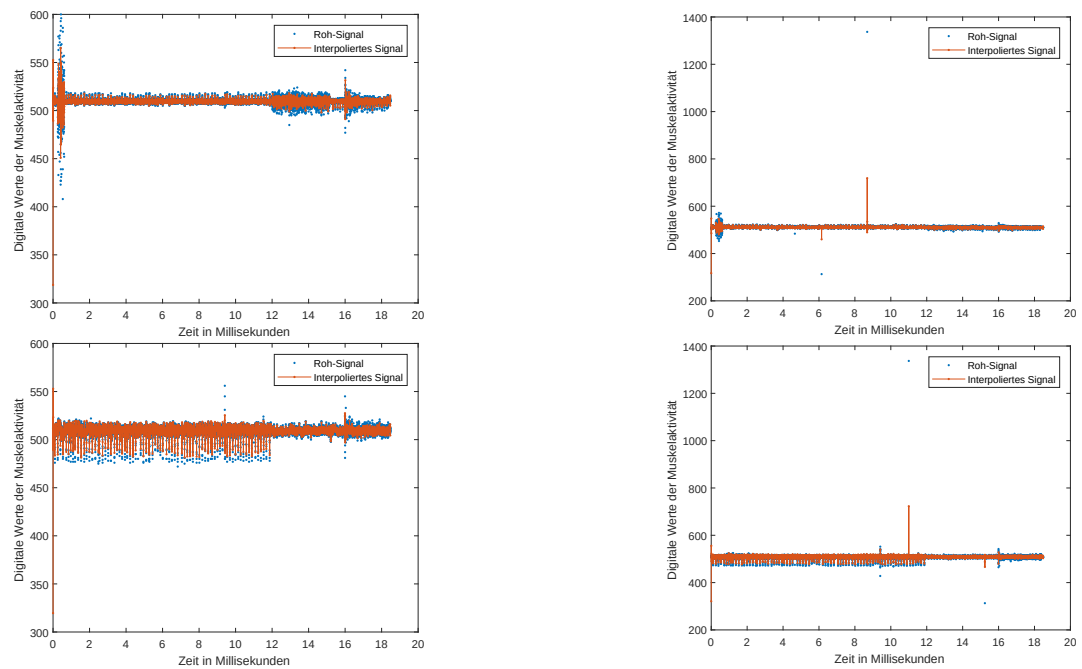


Abbildung 7.4.: Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der Aufgabe Musik hören.
Oben links: Channel 1. Oben rechts: Channel 2. Unten links: Channel 3. Unten rechts: Channel 4.

Abschließend folgt die Zusammenfassung dieser Bachelorarbeit. Hierbei wird diskutiert, welche Hypothesen, angesichts der soeben dargestellten Fakten, anerkannt werden können.

7.3. Interferenzstatistische Ergebnisse

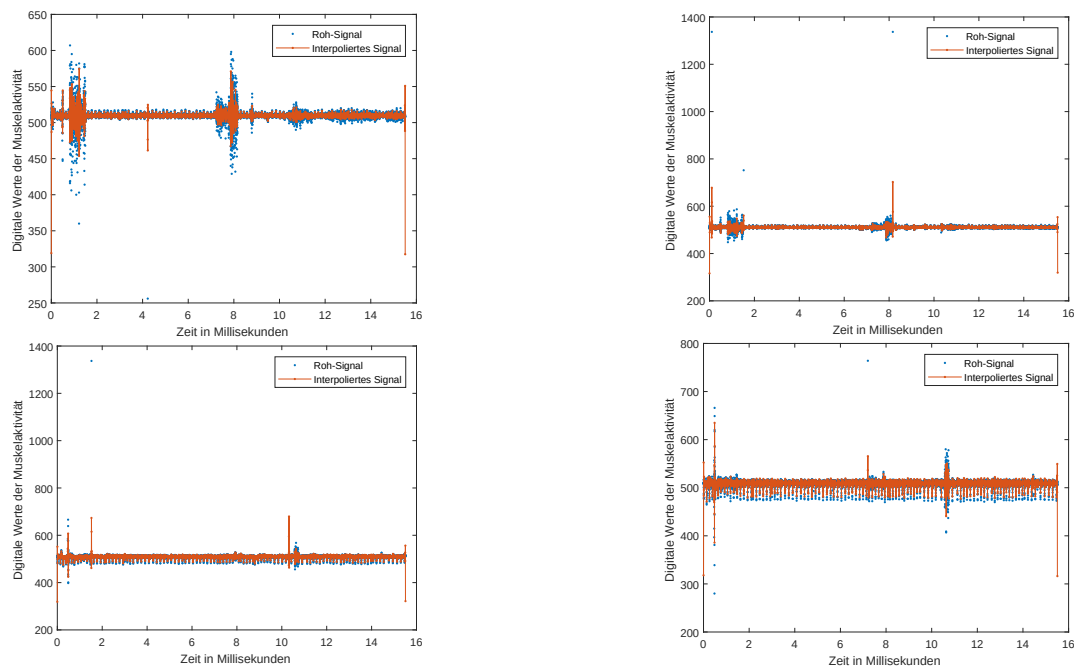


Abbildung 7.5.: Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der Aufgabe Seifenblasen beobachten. Oben links: Channel 1. Oben rechts: Channel 2. Unten links: Channel 3. Unten rechts: Channel 4.

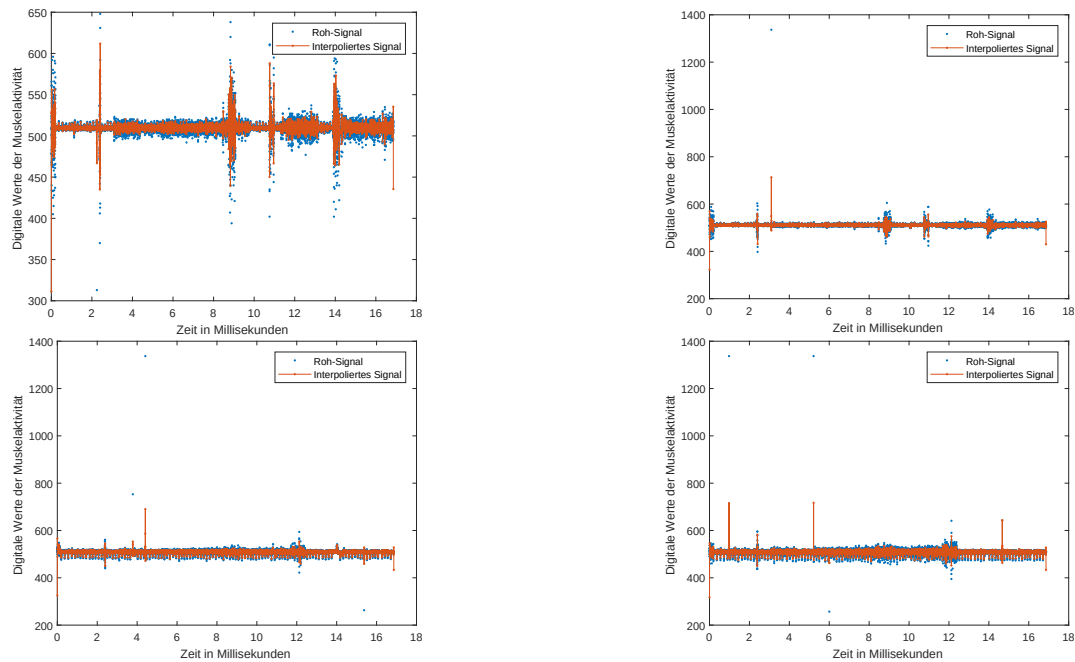


Abbildung 7.6.: Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei der *N-Back*-Aufgabe. Oben links: Channel 1. Oben rechts: Channel 2. Unten links: Channel 3. Unten rechts: Channel 4.

7. Ergebnisse der Studie

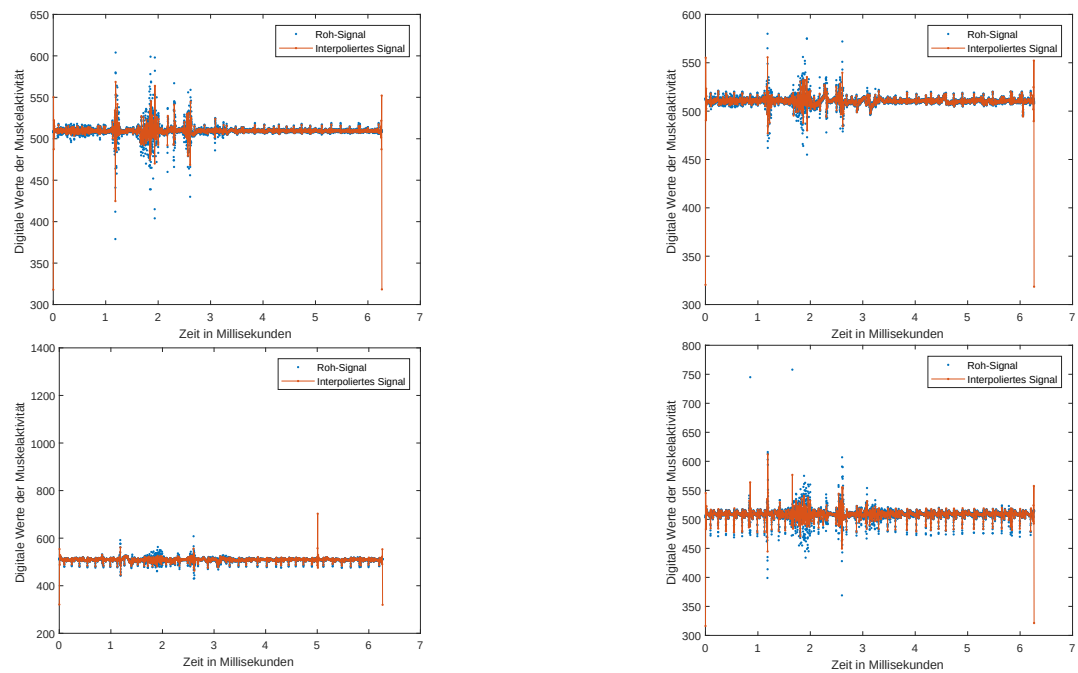


Abbildung 7.7.: Beispielhafte Messwerte eines Teilnehmers bei dem MAT. Oben links: Channel 1. Oben rechts: Channel 2. Unten links: Channel 3. Unten rechts: Channel 4.

Tabelle 7.2.: Einfaktorielle Varianzanalyse mit $\alpha = 0,05$. Die Gruppen sind nach Aufgabenstellung unterteilt.

Legende: Summe der Quadrate (SS), Freiheitsgrad (df), Mittlere quadratische Abweichung (MS),

F-Verteilung (F), Kritischer F-Wert (F_{crit}), Wahrscheinlichkeit (Pr).

Variationen	SS	df	MS	F	Pr	F_{crit}
Gruppen _{dazwischen}	2,552	3	0,8507	1,02	0,3859	2,63
Gruppen _{innerhalb}	304,973	364	0,8378			
Insgesamt	307,525	367				

Ergebnis des Vergleichs der RMS-Werte.

Variationen	SS	df	MS	F	Pr	F_{crit}
Gruppen _{dazwischen}	0,08	3	0,0271	0,01	0,9993	2,63
Gruppen _{innerhalb}	1584,89	364	4,3541			
Insgesamt	1584,97	367				

Ergebnis der prozentualen Muskelaktivität gegenüber der maximalen Muskelkraft.

Variationen	SS	df	MS	F	Pr	F_{crit}
Gruppen _{dazwischen}	322,8	3	107,616	3,1	0,0268	2,63
Gruppen _{innerhalb}	12634,1	364	34,709			
Insgesamt	12957	367				

Ergebnis des Vergleichs der Anzahl aktiver EMG-Bursts.

Variationen	SS	df	MS	F	Pr	F_{crit}
Gruppen _{dazwischen}	$7,85 * 10^6$	3	2617110,7	2,78	0,0395	2,61
Gruppen _{innerhalb}	$1,6622 * 10^{10}$	17660	941227,4			
Insgesamt	$1,6629 * 10^{10}$	17663				

Ergebnis des Vergleichs der TKEO-Werte.

7. Ergebnisse der Studie

Tabelle 7.3.: Tukey's HSD basierend auf der vorausgegangenen einfaktoriellen ANOVA mit $\alpha = 0,05$.

Legende: Standardabweichung (SD), Mittlere Differenz (MD), Wahrscheinlichkeit (Pr), Konfidenzintervall (ci).

Gruppe _i	Gruppe _j	SD	Pr	ci _{lower}	MD	ci _{upper}
Musik	Seifenblasen	0.6142	0.6419	-3.2533	-1.0217	1.2098
Musik	N-Back	0.6142	0.1331	-4.112	-1.8804	0.3511
Musik	MAT	0.6142	0.0216	-4.7207	-2.4891	-0.2575
Seifenblasen	N-Back	0.6142	0.7559	-3.0902	-0.8587	1.3728
Seifenblasen	MAT	0.6142	0.3292	-3.6989	-1.4673	0.7641
N-Back	MAT	0.6142	0.8968	-2.8402	-0.6087	1.6228

Ergebnisse auf Basis der Anzahl aktiver EMG-Bursts.

Gruppe _i	Gruppe _j	SD	Pr	ci _{lower}	MD	ci _{upper}
Musik	Seifenblasen	14.5993	0.4507	-22.522	30.5192	83.5609
Musik	N-Back	14.5993	0.9391	-64.946	-11.9048	41.1368
Musik	MAT	14.5993	0.562	-79.908	-26.8663	26.175
Seifenblasen	N-Back	14.5993	0.1681	-95.466	-42.424	10.6175
Seifenblasen	MAT	14.5993	0.0278	-110.427	-57.3856	-4.3439
N-Back	MAT	14.5993	0.8872	-68.003	-14.9615	38.08

Ergebnisse auf Basis der TKEO-Werte.

Tabelle 7.4.: Abhängige Zweistichproben t-Tests mit $\alpha = 0,05$.

Legende: Null-Hypothese (H_0), Wahrscheinlichkeit (Pr), Freiheitsgrad (df), Standardabweichung (SD),

t-Verteilung (t), Kritischer t-Wert (t_{crit}).

Gruppe _i	Gruppe _j	Pr	df	SD	t	t_{crit}
Musik	Seifenblasen	0,0244	91	0,1348	2,288	1,987
Musik	N-Back	0,7087	91	0,5397	-0,3747	1,987
Musik	MAT	0,0577	91	1,0275	-1,9216	1,987
Seifenblasen	N-Back	0,9728	91	0,5186	0,0342	1,987
Seifenblasen	MAT	0,0976	91	1,0484	-1,6736	1,987
N-Back	MAT	0,12	91	1,1294	-1,5692	1,987

Ergebnisse der Vergleiche der RMS-Werte.

Gruppe _i	Gruppe _j	Pr	df	SD	t	t_{crit}
Musik	Seifenblasen	0,5365	91	0,0618	-0,6203	1,987
Musik	N-Back	0,7159	91	0,0973	-0,365	1,987
Musik	MAT	0,0574	91	0,1829	-1,9242	1,987
Seifenblasen	N-Back	0,976	91	0,0933	0,0301	1,987
Seifenblasen	MAT	0,0959	91	0,1864	-1,6821	1,987
N-Back	MAT	0,1198	91	0,2015	-1,5702	1,987

Ergebnisse der Vergleiche der prozentualen Muskelaktivität gegenüber der Maximalkraft.

8. Zusammenfassung und Ausblick

8.1. Reflexion der Vorgehensweise

Die Elektromyographie (EMG) ist ein Verfahren, mithilfe dessen myoelektrische Signale gemessen werden können. Diese Technik findet häufig Anwendung in der angewandten Forschung, beispielsweise in den Sportwissenschaften, um die Muskelermüdung bei Sportlern zu erfassen und ihr Training zu verbessern [BNJ+16]. Myoelektrische Signale der Muskelzellen werden über Elektroden mit einem Elektromyogramm erkannt. Verschiedene Faktoren beeinflussen das Messen des EMG-Signals auf der Hautoberfläche, wie beispielsweise die Dicke des subkutanen Fettgewebes oder die Platzierung der Oberflächen-Elektroden. Zur Signalverbesserung können diese Artefakte gefiltert und Algorithmen angewandt werden. Die Messung der Maximalmuskelfkraft dient dazu, Messwerte zu standardisieren, indem die prozentuale Muskelaktivität bestimmt wird. Diese Methode erlaubt es Messwerte vergleichbar zu machen.

Muskeln können durch mechanische oder myoelektrische Manifestationen ermüden. Beides resultiert darin, dass die benötigte Muskelkraft nicht aufrecht erhalten werden kann. Zunehmende Muskelmüdigkeit führt zu einer Abnahme der Amplitude. Hält dieser Effekt längere Zeit an, entsteht eine Blutgefäßdysfunktion. Zur Prävention genügen kurze Pausen, in denen die Muskulatur komplett entspannt ist. Dauerhafte, geringe Muskelaktivität, wie beim Schreiben auf einer Tastatur, ist eine Ursache für Nackenschmerzen. Chronische Muskelschmerzen beeinträchtigen den lokalen Blutfluss des Muskels und führen zu erhöhten EMG-Werten nach Anwendung des quadratischen Mittels (RMS). Der Trapezius reagiert stark auf Stress und einhergehende Blutdruckveränderungen.

Biosignale übermitteln Informationen über die biologische und physiologische Strukturen von lebenden Organismen. Muskelsignale zählen zu den bioelektrischen Signalen. Seit Mitte 1990 wird daran geforscht affektive Zustände zu bestimmen. Stress ist eine dieser messbaren Emotionen, der in akut und chronisch unterteilt wird. Muskelschmerzen sind Symptome von Stress und Anspannung. Kognition entsteht durch die Informationen, welche aus der Umwelt wahrgenommen und mithilfe unseres Arbeits- und Langzeitgedächtnisses verarbeitet werden. Kognitive Belastung entsteht durch die Limitationen des Arbeitsgedächtnisses.

Biofeedbackanwendungen werden häufig dazu genutzt, die Körperhaltung oder Bewegungsabläufe zu korrigieren. Daher finden sie häufig Anwendung in der Physiotherapie. Es existieren immer mehr Gesundheits-Apps, die ein „self-tracking“ ermöglichen und Biosignale analysieren.

In dieser Bachelorarbeit werden die Hypothesen verfolgt, dass kognitive Belastung Auswirkungen auf die Muskelaktivität hat und die Muskelanspannung sich je nach mentaler Aufgabe verändert. Im Zuge dessen wurde eine Benutzerstudie durchgeführt. Ein prototypisch entwickeltes System wurde auf dem oberen Trapezius der Studienteilnehmer platziert, um die Muskelaktivität während unterschiedlich schwieriger mentaler Aufgaben zu messen. Vor der Studie wurde die maximale Muskelkraft gemessen, zur späteren Standardisierung der Messwerte. Die kognitiv belastenden Aufgaben in aufsteigender Reihenfolge sind Musik hören, Seifenblasen beobachten, *N-Back* und *Mental Arithmetic Test*. Die 24 Studienteilnehmer führten diese in randomisierter Reihenfolge vor einem Monitor sitzend aus.

Die Ergebnisse der Studie wurden durch verschiedene Faktoren begrenzt. Das EMG-Signal wurde aufgrund von subkutanem Fettgewebe, der Qualität der Klebeelektroden und der Schwäche des Trapezius negativ beeinflusst. Dies führte zu niedrigen Amplitudenwerten. Des Weiteren erwies sich die Bluetooth-Übertragung der Messwerte als instabil, weshalb einige Datenpakete verloren gegangen sind und die Anzahl der Messdaten niedriger ausgefallen ist als erwartet.

Im Vergleich der Messergebnisse wurde festgestellt, dass die RMS-Werte und die prozentuale Muskelaktivität bei allen vier Aufgaben relativ gleich sind. Hingegen die TKEO-Werte und die Anzahl der aktiven EMG-Bursts entsprechend der kognitiven Belastung zu nehmen. Bei der Auswertung des NASA-TLX und der Frage nach dem subjektiven Schwierigkeitsgrad der Aufgaben zeigt sich ein ähnlicher Trend.

Beim methodischen Vorgehen wurde zuerst eine Literaturrecherche durchgeführt, um den Forschungsstand zu analysieren. Zu Beginn sollte eine App zur Visualisierung der Muskelanspannung entwickelt werden. Die dafür angelegte Studie hatte vorgesehen, dass die Studienteilnehmer den Prototyp während ihrer alltäglichen Arbeit tragen. Die Muskelaktivität wäre in einem Zeitfenster von circa einer Stunde gemessen worden. Eine Analyse der Intervalle hätte zu einem Biofeedback geführt, wenn die Muskelanspannung einen Grenzwert überschritten hätte. Dieses Vorhaben wurde jedoch verworfen, weil eine solche App zwar nützlich gewesen wäre, aber der Grund für das Überschreiten der Belastungsgrenze ungeklärt bliebe. Deshalb wurde eine Benutzerstudie zur Untersuchung der Ursache für Nackenschmerzen ausgewählt. Diese treten besonders häufig bei Computertätigkeiten und Stress auf. Da der Zusammenhang zu mentaler Belastung noch nicht bewiesen ist, wird die Erforschung dieser speziellen Ursache verfolgt. In einer Benutzerstudie führten die Studienteilnehmer vier unterschiedlich schwere kognitive Aufgaben aus, während die Muskelaktivität des Trapezius gemessen wurde. Bei der Durchführung der Benutzerstudie traten Herausforderungen mit der EMG-Messung und der Datenübertragung über Bluetooth auf. Die obere Rückenpartie weist genug subkutanes Fettgewebe auf, so dass je nach körperlicher Konstitution, das EMG-Signal nicht bis zur Hautoberfläche durchdringen konnte, beziehungsweise nur schwach war. Das Bluetooth-Signal stellte sich im Nachhinein als instabil heraus, weshalb ein Teil der Messwerte verloren gegangen sind. Zuletzt wurden die Messdaten mit statistischen Mitteln, wie einer Varianzanalyse und Post-Hoc-Tests, analysiert.

8.2. Beantwortung der Forschungsfragen

Die Analyse der Messdaten führte zu dem Ergebnis, dass es signifikante Unterschiede der Anzahl aktiver Zeitfenster gibt. Dies sind Zeitabschnitte in denen die Muskelaktivität höher als die Baseline ist. Davon existieren deutlich mehr bei dem *Mental Arithmetic Test* als bei der Aufgabe Musik hören. Ebenfalls signifikante Unterschiede ergab die Analyse der TKEO-Werte (*Teager-Kaiser Energy Operator*), welche bei der Aufgabe Seifenblasen beobachten niedriger sind als bei dem *Mental Arithmetic Test*. Des Weiteren sind die quadratischen Mittelwerte beim Seifenblasen beobachten bedeutend höher als beim Musik hören.

Die subjektiv empfundene Schwierigkeit und kognitive Belastung stieg nachweislich entsprechend der Aufgabenstellungen an. Die Aufgaben mit geringer kognitiver Belastung wurden von den Studienteilnehmern als leicht und nicht anstrengend empfunden. Hingegen die *N-Back*-Aufgabe und der *Mental Arithmetic Test* erzielten hohe Schwierigkeits- und Anstrengungswerte.

Die Auswertung führt daher zu keiner eindeutigen Antwort auf die ersten Hypothese bezüglich der Frage, ob sich Muskelanspannung während mentaler Aufgaben mit unterschiedlichem Schwierigkeitsgrad verändert. Außerdem lässt sich auch die zweiten Hypothese mit der Frage, ob erhöhte kognitive Belastung zu einer signifikanten Veränderung in der Muskelanspannung führt, nicht klar belegen.

8.3. Kritische Betrachtung & Ausblick

Die Forschungsfragen konnten nicht eindeutig beantwortet werden, da die Ergebnisse keine ausreichenden Beweise für die Gültigkeit der Hypothesen liefern.

Zukünftige Arbeiten sollten sich weiter mit der Frage nach dem Verhältnis zwischen kognitiver Belastung und Muskelaktivität auseinander setzen. Einzelne Tendenzen sind in dieser Bachelorarbeit erkenntlich, jedoch nicht allgemein gültig. Andere Körperpartien sind ebenfalls nicht außer Acht zu lassen.

Die Erkenntnis aus dieser Arbeit ist, dass kognitive Belastung in einzelnen Fällen Auswirkung auf Muskelaktivität hat. Das Ergebnis ist mithilfe von statistischen Mitteln und der Reproduzierbarkeit der Studie wissenschaftlich fundiert. Jedoch sind ausführlichere Studien mit weiteren Messwerten notwendig. Die Systeme sollten eine Bluetooth-Übertragung vermeiden oder die Daten auf der Hardware zwischenspeichern bevor sie gesendet werden. Auf diese Weise wäre eine hohe Abstaktionrate und stärkere Aussagekraft erzielt worden.

Rückblickend wäre es sinnvoller gewesen, die Studie größer auszulegen, längere Pausen zwischen den Aufgaben einzuplanen und Messungen über einen längeren Zeitraum durchzuführen. Das System aus OLIMEX SHIELD-EKG-EMG, Bluetooth HC-06 und „EMG Viewer“-App hätte vorher auf die Verlässlichkeit überprüft werden müssen. Flüssig-Gel-Klebeelektroden sollten

8. Zusammenfassung und Ausblick

vermieden und stattdessen Fest-Gel-Klebeelektroden verwendet werden. Letztere erwiesen sich in der Entwurfsphase als zuverlässig und wiesen eine hohe Klebkraft auf.

Unvorhergesehen war, dass am oberen Rücken das subkutane Fettgewebe relativ dick war und somit das EMG-Signal beeinträchtigt wurde. Der Trapezius verläuft bei jeder Person anders. In manchen Fällen liegt er weiter vorne, Richtung Clavicula, daher muss vor der Platzierung unbedingt die Position bestätigt werden. Die Breite des oberen Rückens ist ebenfalls ausschlaggebend. Es muss möglich sein, genügend Elektroden zu verwenden, ohne Interferenzen zu erzeugen. Möglicherweise sollten mehr als vier Aufgaben für die Kategorisierung von kognitiver Belastung angewandt werden. Jede Person empfindet mentale Aufgaben unterschiedlich schwer. In einigen Fällen, wie bei der *N-Back*-Aufgabe oder der MAT, konnte die gewünschte Anstrengung nicht erreicht werden.

Ein besseres Studienergebnis hätte erzielt werden können, wenn die Messdaten mittels eines Kabels übertragen worden wären. Bei der Entwicklung oder Verwendung einer App sollte auf die Ausführungszeit geachtet werden, da ansonsten die von der Hardware mögliche Abtastrate nicht erreicht werden kann.

Es ist zu erwarten, dass durch weitere Forschungsarbeiten der Einfluss von kognitiver Belastung auf Muskelaktivität nachgewiesen werden kann und dieser deutlicher ausfällt als bisher gedacht. Präventionsmaßnahmen können daraufhin angepasst werden.

A. Anhang

A.1. Einverständniserklärung



University of Stuttgart
Germany

Mensch-Computer-Interaktion (MCI), VIS
Prof. Dr. Albrecht Schmidt

Einverständniserklärung

BESCHREIBUNG: Sie sind eingeladen an der Forschungsstudie teilzunehmen um **Muskelanspannung bei verschiedener kognitiver Belastung zu messen**.

ZEITAUFWAND: Die Dauer Ihrer Teilnahme wird circa **90 Minuten** betragen. Als Kompensation erhalten Sie 15€.

DATENSAMMLUNG: Bei dieser Studie werden vier verschiedene Aufgaben gestellt, die es zu absolvieren gilt, während mehrere Elektroden auf Ihrem oberen Rücken angebracht sind. Des Weiteren werden Ihnen Fragen zu Ihrer kognitiven Belastung gestellt und demographische Daten gesammelt.

RISIKEN UND VORTEILE: Mit dieser Studie sind keine Risiken verbunden. Die Daten werden sicher und anonymisiert, gespeichert. Die Daten werden nur zu wissenschaftlichen Zwecken genutzt und Ihre Privatsphäre wird vollständig gewahrt.

TEILNEHMERRECHTE: Sie wurden über das Verfahren und den Zweck der Studie informiert. Die **Teilnahme** an der Studie ist **freiwillig**. Sie können die Antwort auf jegliche Fragen verweigern. Außerdem ist Ihnen bewusst, dass Sie die **Teilnahme an der Studie jederzeit abbrechen** können **ohne jegliche Konsequenzen**, wie beispielsweise Verlust der Kompensation oder des Übungsscheins. Es werden Bilder von Ihnen nur mit Ihrer expliziten Zustimmung (siehe unten) veröffentlicht.

☐ Ich stimme zu, dass Bilder veröffentlicht und bei Präsentationen gezeigt werden.

Teilnehmer-Nummer (PID): _____

KONTAKTDATEN: Wenn Sie Fragen, Bedenken oder Beschwerden zu dieser Studie haben, kontaktieren Sie folgende Personen:

Désirée Brunner (st101621@stud.uni-stuttgart.de)

Romina Kettner (romina.kettner@vis.uni-stuttgart.de)

Prof. Dr. Stefan Schneegaß (stefan.schneegass@vis.uni-stuttgart.de)

Durch das Unterschreiben dieses Dokuments bestätigen Sie, dass Sie die Informationen verstanden haben und mit diesen einverstanden sind.

Name: _____

Datum, Unterschrift: _____

A.2. Unterschriftenliste

Studie: Nutzer-zentrierte Kommunikation von EMG-Signalen für Biofeedbackanwendungen im Alltag		
Ich erkläre, dass ich die 15 Euro für meine Teilnahme an der Studie erhalten habe.		
ID	Name	Unterschrift
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		
22		
23		

A.3. Einsilbige Wörter

- | | |
|-------------|-------------|
| 1. Acht | 50. Zeit |
| 2. bist | 51. Angst |
| 3. bleibt | 52. Blatt |
| 4. Blut | 53. Blick |
| 5. dein | 54. brennt |
| 6. Durst | 55. weich |
| 7. fällt | 56. einst |
| 8. gleich | 57. fast |
| 9. grab | 58. Glück |
| 10. Haar | 59. Gras |
| 11. hält | 60. Hals |
| 12. hast | 61. Hass |
| 13. heißt | 62. Haus |
| 14. jagt | 63. Herz |
| 15. kennt | 64. Jung |
| 16. Klatsch | 65. Kern |
| 17. kraft | 66. kommt |
| 18. Land | 67. Kuss |
| 19. legt | 68. leer |
| 20. liegt | 69. Licht |
| 21. lohnt | 70. links |
| 22. mit | 71. Luft |
| 23. muss | 72. Mund |
| 24. nah | 73. Nacht |
| 25. nie | 74. Nest |
| 26. oft | 75. Wunsch |
| 27. Qual | 76. Preis |
| 28. Rauch | 77. Rand |
| 29. ruft | 78. Rest |
| 30. sagt | 79. rum |
| 31. sanft | 80. Salz |
| 32. schlug | 81. Schlaf |
| 33. schrieb | 82. schnell |
| 34. schwer | 83. schwarz |
| 35. sieht | 84. selbst |
| 36. Spiel | 85. Spaß |
| 37. statt | 86. sprach |
| 38. steckt | 87. Staub |
| 39. Stern | 88. Stein |
| 40. Stirn | 89. stets |
| 41. Tag | 90. sucht |
| 42. tief | 91. Takt |
| 43. tot | 92. Ton |
| 44. Trost | 93. Traum |
| 45. Tür | 94. trug |
| 46. Wahl | 95. tut |
| 47. weckt | 96. warm |
| 48. wild | 97. Wind |
| 49. Wort | 98. zuckt |

A.4. N-Back Zahlenreihen

Ten number n-back task (german)									
Voice	7	3	6	4	0	5	8	1	9
1-back		7	3	6	4	0	5	8	1
2-back			7	3	6	4	0	5	8
3-back				7	3	6	4	0	5
Voice	8	7	4	5	2	3	1	9	6
1-back		8	7	4	5	2	3	1	9
2-back			8	7	4	5	2	3	1
3-back				8	7	4	5	2	3
Voice	4	7	0	9	5	3	6	2	1
1-back		4	7	0	9	5	3	6	2
2-back			4	7	0	9	5	3	6
3-back				4	7	0	9	5	3
Voice	2	5	3	4	8	0	7	1	9
1-back		2	5	3	4	8	0	7	1
2-back			2	5	3	4	8	0	7
3-back				2	5	3	4	8	0
Voice	4	2	0	3	9	6	5	1	7
1-back		4	2	0	3	9	6	5	1
2-back			4	2	0	3	9	6	5
3-back				4	2	0	3	9	6
Voice	2	6	3	5	0	9	1	4	7
1-back		2	6	3	5	0	9	1	4
2-back			2	6	3	5	0	9	1
3-back				2	6	3	5	0	9
Voice	9	2	5	3	7	8	1	6	0
1-back		9	2	5	3	7	8	1	6
2-back			9	2	5	3	7	8	1
3-back				9	2	5	3	7	8
Voice	6	5	7	0	1	2	9	8	3
1-back		6	5	7	0	1	2	9	8
2-back			6	5	7	0	1	2	9
3-back				6	5	7	0	1	2
Voice	9	0	1	7	3	2	6	8	4
1-back		9	0	1	7	3	2	6	8
2-back			9	0	1	7	3	2	6
3-back				9	0	1	7	3	2
Voice	1	6	7	0	3	9	4	5	2
1-back		1	6	7	0	3	9	4	5
2-back			1	6	7	0	3	9	4
3-back				1	6	7	0	3	9
Voice	9	0	1	7	3	2	6	8	4
1-back		9	0	1	7	3	2	6	8
2-back			9	0	1	7	3	2	6
3-back				9	0	1	7	3	2
Voice	9	6	0	2	3	5	8	1	7
1-back		9	6	0	2	3	5	8	1
2-back			9	6	0	2	3	5	8
3-back				9	6	0	2	3	5

A.5. NASA-TLX

Fragebogen

Klicken Sie in jeder Skale auf den Punkt, der Ihre Erfahrung im Hinblick auf die Aufgabe am besten verdeutlicht.

Geistige Anforderung



Gering Hoch

Wie viel geistige Anforderung war bei der Informationsaufnahme und bei der Informationsverarbeitung erforderlich (z.B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen ...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erfordert sie hohe Genauigkeit oder ist sie fehlertolerant?

Körperliche Anforderung



Gering Hoch

Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z.B. ziehen, drücken, drehen, steuern, aktivieren ...)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?

Zeitliche Anforderung



Gering Hoch

Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit oder dem Takt mit dem die Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Aufgabe langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?

Leistung



Gut Schlecht

Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?

Anstrengung



Gering Hoch

Wie hart mussten Sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?

Frustration



Gering Hoch

Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe?

Literaturverzeichnis

- [AKBS15] C. Amma, T. Krings, J. Böer, T. Schultz. „Advancing Muscle-Computer Interfaces with High-Density Electromyography“. In: ACM, 2015, S. 929–938. DOI: [10.1145/2702123.2702501](https://doi.org/10.1145/2702123.2702501) (zitiert auf S. 26).
- [AMM+17] R. Atri, S. Marquez, D. Murphy, A. Gorgey, D. Fei, J. Fox, W. Lovegreen, O. Bai. „EMG-based energy expenditure optimization for active prosthetic leg tuning“. In: IEEE, 2017, S. 394–397. DOI: [10.1109/EMBC.2017.8036845](https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036845) (zitiert auf S. 26).
- [And13] J. R. Anderson. *The architecture of cognition*. Psychology Press, 2013. ISBN: 0-8058-2233-X (zitiert auf S. 22).
- [Ani12] K. S. Anita Devi. „Can Biofeedback Technology help Young Children "Learn" to Relax in School?“ In: *Ubiquitous Learning: An International Journal* 4.4 (2012), S. 73–84. ISSN: 1835-9795. URL: https://www.researchgate.net/publication/287084344_Can_biofeedback_technology_help_young_children_'Learn'_to_relax_in_school (zitiert auf S. 40).
- [Ann14] K. S. Anna Gruebler. „Design of a Wearable Device for Reading Positive Expressions from Facial EMG Signals“. In: Bd. 5. 3. IEEE, 2014, S. 227–237. DOI: [10.1109/TAFEC.2014.2313557](https://doi.org/10.1109/TAFEC.2014.2313557) (zitiert auf S. 28–30).
- [Art97] D. J. B. Arthur Prochazka Deborah Gillard. „Implications of Positive Feedback in the Control of Movement“. In: *Journal of Neurophysiology* 77.6 (1997), S. 3237–3251. ISSN: 0022-3077 (zitiert auf S. 27).
- [Ass17] A. P. Association. „Stress: The different kinds of stress“. In: *American Psychological Association* (2017). URL: <http://www.apa.org/helpcenter/stress-kinds.aspx>.
- [AWS+13] C. Assad, M. Wolf, A. Stoica, T. Theodoridis, K. Glette. „BioSleeve: A natural EMG-based interface for HRI“. In: IEEE, 2013. DOI: [10.1109/HRI.2013.6483505](https://doi.org/10.1109/HRI.2013.6483505) (zitiert auf S. 25).
- [BLLF14] V. P. Blaine Matulevich, C.-H. Lin, G. E. Loeb, J. A. Fishel. „Low-cost, compliant contact sensor for fragile grasping with reduced cognitive load“. In: University of New Brunswick, 2014, S. 1–3. URL: https://www.syntouchinc.com/wp-content/uploads/2016/12/2014_Matulevich_MEC-1.pdf (zitiert auf S. 31).
- [BNJ+16] J. Barfield, L. Newsome, E. B. John, D. Sallee, C. Frames, R. Songra, L. A. Malone. „A case report of shoulder fatigue imbalance in wheelchair rugby: implications to pain and injury“. In: *Spinal Cord Series and Cases* 2 (2016), S. 16002. DOI: [10.1038/scsandc.2016.2](https://doi.org/10.1038/scsandc.2016.2) (zitiert auf S. 57).

- [BOC04] R. H. Barnett, L. O’Cull, S. A. Cox. *Embedded C Programming and the Microchip PIC*. Bd. 1. Cengage Learning, 2004 (zitiert auf S. 46).
- [Chr11] Y. L. Christopher D. Wickens S. Gordon. *An Introduction to Human Factors Engineering*. 2. Aufl. PHI, 2011. ISBN: 978-8120343719 (zitiert auf S. 22).
- [Chr15] W. S.-M. Christian Bischoff. *Das EMG-Buch*. 4. Aufl. Thierme, 2015. ISBN: 9783131103444 (zitiert auf S. 16–18, 36).
- [DE 09] D. J. D.E. Nathan. „Exploring the Effects of Cognitive Load on Muscle Activation during Functional Upper Extremity Tasks“. In: Hrsg. von W.-C.L. Anthony J. McGoron Chen-Zhong Li. Springer Verlag, 2009, S. 17–18. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-01697-4> (zitiert auf S. 30).
- [FHW13] J. Fingerhut, R. Hufendiek, M. Wild. *Philosophie der Verkörperung : Grundlagen-texte zu einer aktuellen Debatte*. Suhrkamp Taschenbuch, 2013. ISBN: 978-3-518-29660-8 (zitiert auf S. 22).
- [Fin10] G. Fink. *Stress Science: Neuroendocrinology*. Academic Press, 2010. ISBN: 978-0123750662.
- [GCH+15] N. Gupta, C. S. Christiansen, D. M. Hallman, M. Korshøj, I. G. Carneiro, A. Holtermann. „Is Objectively Measured Sitting Time Associated with Low Back Pain? A Cross-Sectional Investigation in the NOMAD study“. In: *PLOS* 10.3 (2015). DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121159> (zitiert auf S. 11).
- [Ger16] G. G. W. Gerd Gigerenzer Kirsten Schlegel-Matthies. *Digitale Welt und Gesundheit. eHealth und mHealth - Chancen und Risiken der Digitalisierung im Gesundheitsbereich*. Sachverständigenrat für Verbraucherfragen, 2016. URL: http://www.telemedallianz.de/pdf/studien/01192016_Digitale_Welt_und_Gesundheit.pdf (zitiert auf S. 11).
- [GMPF15] L. Gizzi, S. Muceli, F. Petzke, D. Falla. „Experimental muscle pain impairs the synergistic modular control of neck muscles“. In: *PLOS ONE* 10.9 (2015). DOI: [10.1371/journal.pone.0137844](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0137844) (zitiert auf S. 26).
- [Go 15] M. H. Go Igarashi Chieko Karashima. „Effect of Cognitive Load on Seating Posture in Children“. In: *Occupational Therapy International* 23.1 (2015), S. 48–56. DOI: [10.1002/oti.1405](https://doi.org/10.1002/oti.1405) (zitiert auf S. 32).
- [Gör97] A. Å. Göran M. Hägg. „Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders“. In: *International Archives of Occupational and Environmental Health* 69.6 (1997), S. 423–432. DOI: <https://doi.org/10.1007/s004200050170> (zitiert auf S. 19, 31, 33).
- [Har06] S. G. Hart. „Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later“. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 50.9 (2006). DOI: <https://doi.org/10.1177/154193120605000909> (zitiert auf S. 41).

- [HJJ+13] T. F. Hayes Converse, D. Jean, L. Jones, V. Mendhiratta, E. Naviasky, M. Par, T. Rimlinger, S. Southall, J. Sprenkle, P. Abshire. „An EMG biofeedback device for video game use in forearm physiotherapy“. In: IEEE, 2013. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6688474/> (zitiert auf S. 27).
- [Höf10] H. Höfler. *Entspannungstraining für Kiefer, Nacken, Schultern: 10 Programme zum Loslassen und Wohlfühlen*. TRIAS, 2010. ISBN: 978-3830435419 (zitiert auf S. 30).
- [Ili14] D. B. P. Ilija M. Jovanov. „EMG based biofeedback with the smarting system“. In: Bd. 12. IEEE, 2014. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7011494/> (zitiert auf S. 27).
- [J M13] M. S. J. McCarron T.L. Hodgson. „BRAIN DRAIN: EVALUATING THE IMPACT OF INCREASED COGNITIVE LOAD DURING SELF-PACED RUNNING PERFORMANCE“. In: Bd. 47. 17. British Association of Sport und Exercise Medicine, 2013. URL: <http://bjsm.bmj.com/content/47/17/e4.38> (zitiert auf S. 31).
- [JG 09] J. S. J.G. Van Merriënboer. „Cognitive load theory in health professional education: design principles and strategies“. In: *medical education* 44.1 (2009), S. 85–93. DOI: [10.1111/j.1365-2923.2009.03498.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2923.2009.03498.x). URL: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2923.2009.03498.x/full> (zitiert auf S. 22).
- [JLW+16] A. O. A. Jun-Wen Tan, H. Li, S. Walter, D. Hrabal, S. Rukavina, K. Limbrecht-Ecklundt, H. Hoffman, H. C. Traue. „Recognition of Intensive Valence and Arousal Affective States via Facial Electromyographic Activity in Young and Senior Adults“. In: *PLOS ONE* (2016). DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146691> (zitiert auf S. 29, 30).
- [Joh15] S. S. John R. Wilson. *Evaluation of Human Work*. 4. Aufl. CRC Press, 2015. ISBN: 978-1466559615 (zitiert auf S. 15).
- [Joh91] P. C. John Sweller. „Cognitive load theory, learning difficulty, and instructional design“. In: *The Journal of the European Association for Research on Learning and Instruction (EARLI)* 4.4 (1991), S. 295–312. DOI: [https://doi.org/10.1016/0959-4752\(94\)90003-5](https://doi.org/10.1016/0959-4752(94)90003-5).
- [Jos37] H. S. G. Joseph Erlanger. *Electrical signs of nervous activity*. University of Pennsylvania Press, 1937 (zitiert auf S. 15).
- [JRR+10] D. C. Johanna Jonsdottir, M. Recalcati, A. Regola, M. Rabuffetti, M. Ferrarin, A. Casiraghi. „Task-Oriented Biofeedback to Improve Gait in Individuals With Chronic Stroke: Motor Learning Approach“. In: *Neurorehabilitation and neural repair* 24 (2010), S. 478–485. DOI: [10.1177/1545968309355986](https://doi.org/10.1177/1545968309355986) (zitiert auf S. 27).
- [JSH+11] S. W. Jun-Wen Tan, A. Scheck, D. Hrabal, H. Hoffmann, H. Kessler, H. C. Traue. „Facial electromyography (fEMG) activities in response to affective visual stimulation“. In: IEEE, 2011. DOI: [10.1109/WACI.2011.5953144](https://doi.org/10.1109/WACI.2011.5953144) (zitiert auf S. 29).

- [KAG12] B. C. Katherine Vytal, N. Arkin, C. Grillon. „Describing the interplay between anxiety and cognition: From impaired performance under low cognitive load to reduced anxiety under high load“. In: *Psychophysiology* 49.6 (2012). DOI: [10.1111/j.1469-8986.2012.01358.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01358.x) (zitiert auf S. 32).
- [Kon11] P. Konrad. „EMG-FIBEL“. In: *Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie* 1.1 (2011). URL: <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/2017/08/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> (zitiert auf S. 15, 34, 40).
- [Kra15] U. Kramer. *Gesundheits- & Versorgungs-Apps*. Forschungsber. Report 2015: Einsatzgebiete, Qualität, Trends und Orientierungshilfen für Verbraucher. Universitätsklinikum Studienzentrum Freiburg, 2015. URL: <https://www.tk.de/centaurus/servlet/contentblob/724458/Datei/2510/Digitale-Gesundheit-2015-Praesentation-Dr-Kramer.pdf> (zitiert auf S. 12).
- [Kra16] T. Krankenkasse. *Gesundheitsreport 2016 Preview Fehlzeiten*. Forschungsber. Techniker Krankenkasse, 2016. URL: <https://www.tk.de/centaurus/servlet/contentblob/820060/Datei/163833/Gesundheitsreport-2016-Preview-Fehlzeiten.pdf> (zitiert auf S. 11).
- [Küh14] W. Kühnel. *Taschenatlas Histologie*. 13. Aufl. Thierme, 2014. ISBN: 978-3133486132 (zitiert auf S. 15, 16).
- [L B06] P. S. L. Bernardi C. Porta. „Cardiovascular, cerebrovascular, and respiratory changes induced by different types of music in musicians and non-musicians: the importance of silence“. In: *Heart* 92.4 (2006), S. 445–452. DOI: [10.1136/hrt.2005.064600](https://doi.org/10.1136/hrt.2005.064600) (zitiert auf S. 40).
- [LBBK15] M. Lucht, R. Bredenkamp, M. Boeker, U. Kramer. *GESUNDHEITS- und VERSORGUNGS-APPS Hintergründe zu deren Entwicklung und Einsatz*. Forschungsber. Universitätsklinikum Freiburg, 2015. URL: <https://www.tk.de/centaurus/servlet/contentblob/724464/Datei/143238/Studie-Gesundheits-und-Versorgungs-Apps.pdf> (zitiert auf S. 12).
- [Lip02] P. von der Lippe. *Deskriptive Statistik*. Oldenbourg, 2002. ISBN: 978-3486272352. URL: https://www.econstor.eu/obitstream/10419/41601/1/Deskriptive_Statistik_vd_Lippe.pdf (zitiert auf S. 16, 36).
- [LKM15] R. R. Leonard J. Trejo Karla Kubitz, R. L. Kochavi, L. D. Montgomery. „EEG-based estimation and classification of mental fatigue“. In: *Psychology* 6.5 (2015), S. 572–589. DOI: <http://dx.doi.org/10.4236/psych.2015.65055> (zitiert auf S. 41).
- [Mic17] B. H. D. Michael A. McGeehan Marjorie H. Woollacott. „Vestibular control of standing balance is enhanced with increased cognitive load“. In: Bd. 235. 4. Springer Verlag, 2017, S. 1031–1040. DOI: [10.1007/s00221-016-4858-3](https://doi.org/10.1007/s00221-016-4858-3) (zitiert auf S. 31).
- [Mit13] H. Mitmansgruber. *Kognition und Emotion*. Techn. Ber. Technische Universität Dortmund, 2013. URL: <https://sfbs.tu-dortmund.de/handle/sfbs/402> (zitiert auf S. 22).

- [MSSA16] M. K. Mariam Hassib, S. Schneegass, A. S. Shirazi, F. Alt. „Investigating User Needs for Bio-sensing and Affective Wearables“. In: 2016, S. 1415–1422. DOI: [10.1145/2851581.2892480](https://doi.org/10.1145/2851581.2892480) (zitiert auf S. 27).
- [MWLT15] A.-M. R. Mingzhe Jiang, T. Westerlund, P. Liljeberg, H. Tenhunen. „Facial Expression Recognition with sEMG Method“. In: IEEE, 2015. DOI: [10.1109/CIT/IUCC/DASC/PICOM.2015.148](https://doi.org/10.1109/CIT/IUCC/DASC/PICOM.2015.148) (zitiert auf S. 29).
- [Not94] J. Noth. „Die motorische Einheit“. In: *Kraft und Schnelkraft* (1994), S. 33–40 (zitiert auf S. 19).
- [Pau15] D. T. D. Paul Krebs. „Health App Use Among US Mobile Phone Owners: A National Survey“. In: *JMIR Mhealth Uhealth* 3.4 (2015). DOI: [10.2196/mhealth.4924](https://doi.org/10.2196/mhealth.4924). URL: <http://mhealth.jmir.org/2015/4/e101/> (zitiert auf S. 11).
- [Pet14] F. G. Peter Kurzweil Bernhard Frenzel. *Physik Formelsammlung: Mit Erläuterungen und Beispielen aus der Praxis für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. Hrsg. von P. Kurzweil. 3. Aufl. Springer Vieweg, 2014. ISBN: 978-3834815880 (zitiert auf S. 36).
- [Qua07] J. H. Quach. „Surface Electromyography: Use, design & technological overview“. In: *Introduction to Biomedical Engineering* (2007). URL: <http://www.bfe.org/articles/Surface%20Electromyography%20-%20Use,%20Design%20&%20Technological%20Overview.pdf> (zitiert auf S. 25).
- [Ras12] H. Raspe. *Rückenschmerzen*. Booklet 53. Robert-Koch-Institut, 2012. URL: https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/rueckenschmerzen.pdf?__blob=publicationFile (zitiert auf S. 11).
- [Rob16a] D. F. Roberto Merletti. „Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications“. In: Hrsg. von D. F. Roberto Merletti. Wiley-IEEE Press, 2016. Kap. 10, S. 273–310. DOI: [10.1002/9781119082934](https://doi.org/10.1002/9781119082934) (zitiert auf S. 19, 20).
- [Rob16b] I. S. Robertson. *Problem Solving: Perspectives from Cognition and Neuroscience*. 2. Aufl. Psychology Press, 2016. ISBN: 978-1138889576 (zitiert auf S. 22).
- [Rom99] S.-E. L. Romy Larssona P. Åke Öberg. „Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia“. In: *Pain* 79.1 (1999), S. 45–50. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(98\)00144-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(98)00144-4) (zitiert auf S. 20).
- [Rot16] I. Rothe. „Ressourcen und Stressoren in der Arbeitswelt“. In: *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin. Zeitschrift für medizinische Prävention* (2016), S. 809–812. URL: https://www.dgaum.de/fileadmin/PDF/Jahrestagungen/2016/Festvortrag_Rothe_DGAUM.pdf (zitiert auf S. 21).

- [RPC+15] E. Rohmer, P. Pinheiro, E. Cardozo, M. Bellone, G. Reina. „Laser based driving assistance for smart robotic wheelchairs“. In: *2015 IEEE 20th Conference on Emerging Technologies & Factory Automation (ETFA)*. IEEE, 2015, S. 1–4. DOI: [10.1109/ETFA.2015.7301605](https://doi.org/10.1109/ETFA.2015.7301605) (zitiert auf S. 26).
- [SCF+16] A. Singh, G. M. Calixto, C. H. Felisbino, M. K. Zuffo, J. R. Garay. „EMG instrumentation for educational physiotherapy research“. In: 2016, S. 101–102. DOI: [10.1109/ISCE.2016.7797390](https://doi.org/10.1109/ISCE.2016.7797390) (zitiert auf S. 11).
- [Sch09] M. Schnoz. „Aschenputtel im Nacken“. Diss. ETH Zürich, 2009. URL: https://www.me-first.ch/pdf/Michael_Schnoz.pdf (zitiert auf S. 12, 19, 20).
- [Sch16] A. Schmidt. „Biosignals in human-computer interaction“. In: *interactions* 23.1 (2016), S. 76–79. DOI: [10.1145/2851072](https://doi.org/10.1145/2851072). URL: <https://dl.acm.org/citation.cfm?id=2851072> (zitiert auf S. 15, 21).
- [Sha16] A. C.-H. Shalom Greene Himanshu Thapliyal. „A Survey of Affective Computing for Stress Detection: Evaluating technologies in stress detection for better health“. In: Bd. 5. 4. IEEE, 2016, S. 44–56. DOI: [10.1109/MCE.2016.2590178](https://doi.org/10.1109/MCE.2016.2590178). URL: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7574455/> (zitiert auf S. 20, 21).
- [SMMG15] A. B. Saikat Basu, M. M. J. Mukherjee, R. Guha. „Affect detection in normal groups with the help of biological markers“. In: IEEE, 2015. DOI: [10.1109/INDICON.2015.7443733](https://doi.org/10.1109/INDICON.2015.7443733) (zitiert auf S. 28).
- [SNE+03] R. S. S.M. Jaeggi, A. Nirkko, D. Eckstein, G. Schroth, R. Groner, K. Gutbrod. „Does excessive memory load attenuate activation in the prefrontal cortex? Load-dependent processing in single and dual tasks: functional magnetic resonance imaging study.“ In: *Neuroimage* 19.2 (2003), S. 210–225. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=jaeggi%20groner> (zitiert auf S. 40).
- [SSDH10] P. R. Stanislaw Solnik, K. Steinweg, P. DeVita, T. Hortobágyi. „Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection“. In: *European Journal of Applied Physiology* 3 (2010). URL: <https://www.springermedizin.de/teager-kaiser-energy-operator-signal-conditioning-improves-emg-o/8482326> (zitiert auf S. 16).
- [Sta17a] Statista. *Anteil der Beschäftigten in europäischen Ländern, die bei der Arbeit einen PC verwenden in den Jahren 2013 und 2014*. 2017. URL: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/162953/umfrage/anteil-der-europaeischen-beschaeftigten-die-bei-der-arbeit-einen-pc-verwenden/> (zitiert auf S. 11).
- [Sta17b] Statista. *Prognose zur Anzahl der installierten Arbeitsplatzcomputer in Deutschland von 2010 bis 2020 (in Millionen)*. 2017. URL: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/199774/umfrage/prognose-zur-anzahl-der-arbeitsplatzcomputer-in-deutschland/> (zitiert auf S. 11).
- [Sta17c] Statista. *Statistiken zu Rückenschmerzen*. 2017. URL: <https://de.statista.com/themen/1364/rueckenschmerzen/> (zitiert auf S. 11).

- [Tsu17] J. O. Tsuyoshi Inoue Yusuke Kato. „Prediction sit-to-stand movement using trunk angle and lower limb EMG for assist system“. In: 2017, S. 143–144. DOI: [10.1109/ICCE.2017.7889262](https://doi.org/10.1109/ICCE.2017.7889262) (zitiert auf S. 25).
- [WKJ+12] W. S. W. Sangngoen, S. Khemthong, W. Jalayondeja, Y. Kajornpredanon, S. Than-
angkul. „Effect of EMG biofeedback on muscle activity in computer work“. In:
Bd. 5. IEEE, 2012. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6465453/>
(zitiert auf S. 19, 27).
- [Wol16] N. K. Wolfgang Dunkel. *Zeit- und Leistungsdruck bei Wissens- und Interaktionsar-
beit*. 1. Aufl. Nomos, 2016. ISBN: 978-3-8487-2945-6. DOI: [10.5771/9783845273396](https://doi.org/10.5771/9783845273396)
(zitiert auf S. 12).
- [Zho16] H. Zhou. „Material Engineering and Mechanical Engineering“. In: 2016. ISBN: 978-
981-4759-67-0. URL: <http://www.worldscientific.com/worldscibooks/10.1142/9971>
(zitiert auf S. 16).
- [ZK 96] E. S. Z.K. Moussavi J.E. Cooper. „Fatigue pattern of trapezius muscle in relation
to its functional role“. In: Bd. 18. IEEE, 1996. DOI: [10.1109/IEMBS.1996.647500](https://doi.org/10.1109/IEMBS.1996.647500)
(zitiert auf S. 20).

Alle URLs wurden zuletzt am 18. 10. 2017 geprüft.

Erklärung

Ich versichere, diese Arbeit selbstständig verfasst zu haben. Ich habe keine anderen als die angegebenen Quellen benutzt und alle wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken übernommene Aussagen als solche gekennzeichnet. Weder diese Arbeit noch wesentliche Teile daraus waren bisher Gegenstand eines anderen Prüfungsverfahrens. Ich habe diese Arbeit bisher weder teilweise noch vollständig veröffentlicht. Das elektronische Exemplar stimmt mit allen eingereichten Exemplaren überein.

Ort, Datum, Unterschrift