

Parametererfassung am menschlichen Ohr auf Basis von Druckänderungen im äußeren Gehörgang

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS

von der KIT-Fakultät für
Elektrotechnik und Informationstechnik,
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

genehmigte

DISSERTATION

von

M.Sc. Jennifer Zeilfelder

geb. in Schwetzingen

Tag der mündlichen Prüfung:

24.10.2019

Hauptreferent:

Prof. Dr. rer. nat. Wilhelm Stork

Korreferent:

apl. Prof. Dr. Christian Pylatiuk

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist es ein von der Autorin bereits entworfenes Konzept weiterzuentwickeln und auf seine Tauglichkeit zur Erfassung von menschlichen Parametern zu überprüfen. Im Speziellen wird die Eignung des Systems zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung, der Nutzung als Mensch-Maschine-Schnittstelle und zur Erkennung von Kau- und Schluckbewegungen untersucht. Den dafür zum Einsatz kommenden Messsystemen liegt das Prinzip der Druckmessung im luftdicht verschlossenen, äußeren Gehörgang zu Grunde. Für die jeweiligen Untersuchungen werden spezialisierte Hardware-Systeme entworfen, wodurch das Messverfahren den Randbedingungen angepasst und iterativ verbessert wird.

Im Zuge dieser Arbeit werden verschiedene Entwicklungsstadien des Konzepts bis hin zur praktischen Erprobung am Menschen dargestellt und dokumentiert. Zuerst werden Ergebnisse einer invasiven Vergleichsmessungen des Blutdrucks bei Schweinen vorgestellt. Hierbei stellt sich heraus, dass eine zeitliche Synchronisierung des Nutz- und des Referenzsignals notwendig ist, da keine signifikanten Anhaltspunkte in beiden Signalen enthalten sind, welche zur Synchronisierung genutzt werden könnten. Die Signale aus den Schweinemessungen können somit nicht ausgewertet, die gewonnen Erkenntnisse jedoch für die Weiterentwicklung genutzt werden.

Im nächsten Schritt, waren invasive Messungen im klinischen Umfeld am Menschen geplant, welche auf Grund mangelnder Probanden im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht durchgeführt werden konnten. Aus diesem Grund werden alternativ Messungen an Menschen mit nicht-invasiven Referenzsystemen durchgeführt. Auf Grund unvorhergesehenen Schnittstellen-Probleme mit dem Referenzsystem, kann auch hier keine zeitliche Synchronisierung sichergestellt werden. Jedoch können die Signale, mit Hilfe signifikanter Punkte manuell synchronisiert und ausgewertet werden. Bei diesen Messungen muss jedoch das Referenzsignal stark hinterfragt werden, da z.B. jedes Mal die Messwerte von zwei aufeinander folgenden Messpunkten um etwa 6 mmHg springen.

Um dennoch eine neutrale Aussage treffen zu können, wird die Differenz zwischen systolischem und dem darauffolgenden diastolischen Wert des aufgenommenen und des Referenzsignals untersucht. Es zeigt sich, dass diese sich ähnlich verhalten; die Differenz sinkt beim Aufrichten und steigt wieder beim Hinlegen. Dieses Verhalten lässt sich darauf zurückführen, dass der diastolische Druck generell überwiegend stabil bleibt, der systolische Druck sich jedoch durch den hydrostatischen Druckunterschied ändert. Diese Erkenntnis bestärkt die aufgestellte Hypothese, dass das System zur nicht-invasiven Blutdruckmessung geeignet ist, weswegen weitere Untersuchungen angestrebt werden, welche jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt werden.

Auf Grund der Abhängigkeit vom klinischen Umfeld mit Probanden bei invasiven Messungen, werden weitere Möglichkeiten zur Nutzung des Systems untersucht. Hierfür werden die Bewegungsartefakte der Zunge und des Kiefers analysiert. Als Anwendungsfälle werden Mensch-Maschine-Schnittstelle, Schluck- bzw. Kauerkennung und lautloses Sprechen identifiziert.

Bei der Evaluation als Mensch-Maschine-Schnittstelle erweisen sich nach Untersuchungen auf Basis von Zungenbewegungen v.a. die Bewegungen des Kiefers als besonders signalgebend, weswegen diese nähergehend untersucht werden. Hierfür werden fünf Bewegungen und deren Unterbewegungen betrachtet: Vorne, Hinten, Rechts, Links und Eingabe mit den jeweiligen Unterbewegungen: -hin, -rück und -kombiniert. Zur Untersuchung wird mit einem Referenzprobanden ein umfangreicher Datensatz aufgenommen und annotiert, mit dessen Hilfe mehrere Algorithmen (Naive-Bayes Klassifikator, Support Vektor Maschine und Convolutional Neuronal Network) entwickelt und evaluiert werden. Die Evaluation erfolgt in drei Schritten: erstens anhand des Referenzdatensatzes (hierfür wird der Datensatz in Trainings- und Testdaten unterteilt), zweitens mit Live aufgenommenen Daten desselben Probanden und drittens anhand der Livedaten weiterer Probanden. Die Ergebnisse der Untersuchungen des initial aufgenommenen Referenzdatensatzes, lagen je nach Bewegung und angewandtem Algorithmus bei bis zu 100 %. Die Auswertung der weiteren Probanden ergab hingegen Sensitivität zwischen 40 – 71 %, was auf den Trainingsdatensatz zurückzuführen ist, welche nur von einer Person aufgenommen wurde. Dies zeigt, dass sich die aufgenommenen Signale von Person zu Person unterscheiden. Aus diesem Grund empfiehlt die Autorin die Erweiterung des Trainingsdatensatzes um weitere Probanden, um die Bewegungserkennung personenenunabhängiger zu gestalten. Alternativ können personenspezifische

sche Trainingsdaten erhoben werden, welche, wie am Referenzproband gezeigt werden kann, sehr gute Trefferquoten erzielen. Die prinzipielle Eignung konnte eindeutig gezeigt werden.

Die Schluck- bzw. Kauerkennung führt unter Laborbedingungen zu dem Ergebnis, dass eine Detektion möglich ist. Es wird darauf verzichtet eine ähnlich umfangreiche Untersuchung wie bei der Mensch-Maschine-Schnittstelle durchzuführen.

Bei der Erkennung des lautlosen Sprechens, zeigen sich große Herausforderungen. Beispielsweise sind Bewegungen der Zunge, welche bei der Bildung von Lauten und Tönen maßgeblich beteiligt ist, im Vergleich zu Kieferbewegungen um ein Vielfaches schwächer und dadurch potentiell fehleranfällig in ihrer Erkennung, was während der Untersuchungen der Mensch-Maschinen-Schnittstelle gezeigt wird. Taubblinde Menschen wie z.B. Hellen Adams Keller zeigen jedoch, dass Sprache auch ohne Hör- und Sehsinn erkannt werden kann, weshalb diese Anwendung ein potentielles Forschungsfeld für nachfolgende Arbeiten bietet.

Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am FZI Forschungszentrum Informatik in Karlsruhe.

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. W. Stork vom Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) für die Übernahme des Hauptreferats und insbesondere für das besondere Interesse an meinem Thema und Person, die damit einhergehende stetige, außerordentliche Förderung der Arbeit und die damit verbundenen zahlreichen, kreativen Anregungen.

Dank gebührt auch Herrn Prof. Dr. Christian Pylatiuk vom Institut für Automation und angewandte Informatik (IAI) am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) für die Erstellung des Zweitgutachtens und sein Interesse an der Arbeit.

Ich möchte mich auch bei meinen Kolleginnen und Kollegen am FZI für die angenehme Arbeitsatmosphäre und die große Hilfsbereitschaft bedanken; bei Christoph Zimmermann, der mich in meinen Anfängen stark gefördert hat; Matthias Diehl, der das Projekt weiterführt und mich mit seiner Fröhlichkeit immer angesteckt hat; bei Johannes Bach, Christian King und Lennart Ries, die mich jeden Tag im Büro erheitert und ertragen haben; bei allen MIT-lern, welche mich bei Problemen beraten haben; bei allen anderen die mein Leben bunter gemacht haben und nicht zuletzt bei Ulrike Beideck, die immer ein offenes Ohr für mich hatte.

Vielen Dank auch an die studentischen Mitwirkenden ohne die der Inhalt ein anderer wäre.

Von ganzem Herzen möchte ich mich auch bei meiner Familie, vor allem bei meinen Eltern Thomas und Iris, bedanken, welche mich lebenslang in meiner Ausbildung auf unterschiedliche Weise geprägt und unterstützt haben.

Und ohne die passenden Worte zu finden, möchte ich mich bei meinem Lebensgefährten Simon Fritz bedanken, für die vielen gemeinsamen Stunden in

denen wir zusammen Seite an Seite arbeiten konnten, für die vielen Tritte in den Hintern, die starke Schulter zum Anlehnen in schlechten Zeiten und die wirklich guten Tipps und Ratschläge, auch wenn ich sie nicht immer hören wollte.

Und zu guter Letzt: Danke Tobias!

Karlsruhe, August 2019

Jennifer Zeilfelder

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	i
Vorwort	v
Abkürzungen und Symbole	xi
1 Einleitung	1
1.1 Motivation	2
1.2 Methodisches Vorgehen	3
1.3 Eigener Beitrag und wissenschaftliche Frage	4
2 Grundlagen	7
2.1 Das kardiovaskuläre System	7
2.1.1 Das Herz	8
2.1.2 Der Blutdruck	10
2.1.3 Druck- Volumenkurve von Arterien	13
2.1.4 Blutdruck Grenzwerte	15
2.1.5 Die Pulswelle	16
2.1.6 Die Pulswellengeschwindigkeit	17
2.1.7 Druck- und Strömungsverteilung im Gefäßsystem	18
2.1.8 Der Hydrostatische Blutdruck	19
2.1.9 Einfluss von Atmung auf den Blutdruck	21
2.2 Das menschliche Ohr	22
2.2.1 Die Anatomie des Ohres	22
2.2.2 Der Äußerer Gehörgang	22
2.3 Das ohрнаhe Umfeld	24
2.3.1 Der Mund	25
2.3.2 Der Kiefer	25

2.3.3	Die Eustachische Röhre	26
2.3.4	Das Gehirn	27
2.4	Gleichung idealer Gase	28
2.5	Korrelationskoeffizient	28
2.6	Maschinelles Lernen	29
2.6.1	Naive-Bayes-Klassifikator	29
2.6.2	Support Vektor Machine	31
2.6.3	Künstliche neuronale Netze - CNN	32
3	Stand der Technik und Wissenschaft	35
3.1	Stand der Technik	35
3.1.1	Blutdruckmessmethoden	35
3.1.2	Mensch-Maschine-Schnittstellen	41
3.2	Stand der Wissenschaft	44
3.2.1	Pulstransitzeit	44
3.2.2	FH Lübeck	45
3.2.3	Mensch-Maschine-Schnittstellen auf Basis von Druck- messung im Ohr	47
3.3	Fazit aus dem Stand der Technik und Wissenschaft	48
4	Konzept und Aufbau	51
4.1	Konzept zur Druckmessung im Ohr	51
4.2	Systemkomponenten	53
4.3	Aufbau 1	55
4.4	Aufbau 2	56
4.5	Aufbau 3	58
4.6	Aufbau 4	60
5	Blutdruckmessung	63
5.1	Vergleichsmessungen am Schwein	63
5.1.1	Feststellung der Eignung	63
5.1.2	Durchführung der Schweinemessungen	65
5.1.3	Auswertung der Schweinemessungen	66
5.2	Vergleichsmessungen am Kipptisch	68
5.2.1	Durchführung der Kipptischmessungen	68
5.2.2	Auswertung der Kipptischmessungen	69

5.3	Fazit der Blutdruckmessungen	73
6	Mensch-Maschine-Schnittstelle	75
6.1	Motivation	75
6.2	Dimensionalität der Eingabe	76
6.3	Konzept	76
6.4	Zungenbewegungen als HMI	77
6.4.1	Zungenbewegungen bei geschlossenem Kiefer	77
6.4.2	Zungenbewegungen mit Beteiligung der Kieferbewegung I	79
6.4.3	Neudefinition der Bewegungen <i>Rechts</i> und <i>Links</i> - Bewegung II	81
6.4.4	Detektionsalgorithmus der Zungenbewegungen als HMI	85
6.4.5	Evaluation der Bewegung II als HMI	90
6.4.6	Zusammenfassung und Fazit von Zungenbewegungen als HMI	99
6.5	Kieferbewegungen als HMI	101
6.5.1	Echtzeitfähigkeit von Kieferbewegungen III	101
6.5.2	Definition von Kieferbewegung IV	103
6.5.3	Messdatenverarbeitung mit Machine Learning Ansätzen	104
6.5.4	Evaluation von Bewegung IV	108
6.5.5	Zusammenfassung der Evaluation der Kieferbewegungen	119
6.6	Fazit	120
7	Weitere Parameter	123
7.1	Schlucken und Kauen	123
7.1.1	Motivation	123
7.1.2	Der Schluckakt	124
7.1.3	Durchführung der Schluckmessungen	125
7.1.4	Evaluation der Schluckmessungen	128
7.1.5	Der Kauakt	129
7.1.6	Durchführung der Kaumessungen	130

7.1.7	Evaluation der Kaumessungen	131
7.1.8	Fazit der Schluck- und Kaumessungen	136
7.2	Lautloses Sprechen	136
8	Zusammenfassung und Ausblick	139
8.1	Zusammenfassung	139
8.2	Ausblick	141
	Literaturverzeichnis	145
	Eigene Veröffentlichungen	155
	Patente	155
	Konferenzbeiträge	155
	Betreute Abschlussarbeiten	157

Abkürzungen und Symbole

Abkürzungen

BD	Blutdruck
BLE	Bluetooth Low Energy
CNN	Convolutional Neuronal Network
dh	Änderung der Höhe
Δh_{Mess}	gemessene Höhenunterschied
FZI	Forschungszentrum Informatik
g	Erdbeschleunigung
h	Höhe
HF	Herzfrequenz
HMI	Mensch-Maschine-Schnittstelle (engl. Human-Machine-Interface)
HZV	Herzeitvolumen
KAM	Korotkovs auskultatorisches Verfahren (engl. Korotkov's auscultatory method)
KNN	Künstliche neuronale Netze
LEDs	Light Emitting Diodes
m	Masse
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule

p	absoluter Druck
Δp	Druckänderung
PAT	Pulsewave Arrival Time
PPG	Photoplethysmographie
p_e	extravasale Druck
$p_{\text{hydrostat}}$	hydrostatischer Druck
p_i	intravasale Druck
Δp_{max}	maximale Blutdruck Messungenauigkeit
p_{stat}	statischer Druck
p_{tm}	transmurale Druck
PWV	Pulse Wave Velocity
PW	peripheren Widerstand
R	universelle Gaskonstante
r_i	Innenradius des Gefäßes
SV	Schlagvolumen
SVM	Support Vector Machine
T	absolute Temperatur
UART	Universal-asynchronous receiver-Transmitter
v	Geschwindigkeit
V	Volumen
ΔV	Volumenänderung
h	Wanddicke
\bar{x}	Mittelwert des Vektors x

x_i	Element i des Vektors x
\bar{y}	Mittelwert des Vektors y
y_i	Element i des Vektors y

Griechische Symbole und Variablen

μ_x	Erwartungswert
ρ	Dichte
ρ_{xy}	Korrelationskoeffizient der beiden Vektoren x und y
σ_t	tangentiale Wandspannung
σ_x	Varianz

1 Einleitung

Der demographische Wandel ist schon seit einigen Jahren in aller Munde und stellt das Gesundheitswesen vor große Herausforderungen. Die Bevölkerung wird immer älter und es gibt immer weniger junge Menschen, die diesen Umstand ausgleichen. Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems sind die häufigste Todesursache in Deutschland sind und lagen laut dem statistischen Bundesamt im Jahr 2017 bei 37,0 % [Bunb]. Ein Indikator, ob eine Erkrankung vorliegt oder nicht, kann der Blutdruck sein [ehn]. Bluthochdruck ist eine natürliche Alterserscheinung, bei der im Laufe des Lebens das Elastin in den Arterien brüchig, frakturiert und durch starres Kollagen ersetzt wird, wodurch diese nicht mehr so flexibel sind wie in jungen Jahren und der Druck in den Arterien steigt [Men09]. Ist dieser erhöht, so sollten Gegenmaßnahmen ergriffen werden um schwere Folgen wie Schlaganfälle zu verhindern. Auch können andere, präventive Maßnahmen die Folgen verhindern, was das Gesundheitswesen entlasten würde. Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems verursachen im Jahr 2015 Kosten in Höhe von 46.436 Mio. Euro [dB], was sie zu den teuersten Krankheiten in Deutschland macht. Knapp 30 % der deutschen Bevölkerung leidet an Bluthochdruck, durch eine frühzeitige Behandlung und präventive Maßnahmen würden sich fast die Hälfte aller Herzinfarkte und Schlaganfälle vermeiden lassen [Hoc].

Im Jahr 1733 hat Stephen Hales zum ersten mal den Blutdruck gemessen. Dafür hat er ein Rohr, welches mit Quecksilber gefüllt war, in die Hals Arterie eines Pferdes eingeführt und senkrecht nach oben platziert. Durch die Pulsation des Blutes und den damit einhergehende Wechsel im Blutdruck, stieg und fiel die Säule im Rohr um einige Millimeter. Im Jahr 1896 beschrieb Scipione Riva-Rocci eine pneumatischen Armmanschette für ein Quecksilber-Blutdruckmessgerät, welches den Oberarm und somit die darin enthaltenen Strukturen und die Arterien gleichmäßig abdrückt und dadurch eine einfache, indirekte Messung des Blutdrucks ermöglichte. Im Jahr 1905 beschrieb Nikolai Sergejewitsch Korotkow erstmals, dass durch abdrücken der Armarterie

mit einer Manschette und wieder Ablassen des Drucks in der Arterie charakteristische Geräusche wahrgenommen werden können, die so genannten Korotkow-Geräusche.

Der Blutdruck wird heutzutage im Wesentlichen noch wie damals gemessen. Diese nicht-invasiven Messungen sind nicht nur ungenau und umständlich in ihrer Anwendung, sondern werden vor allem viel zu selten durchgeführt. Hinzu kommt die Tatsache, dass ein einzelner Blutdruckmesswert auf Grund der Messmethode, mehrere Herzschläge beinhaltet, was das Messergebnis weiter verfälscht. Diese Umstände zeigen den dringenden Bedarf an einem benutzerfreundlichen Messverfahren zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung.

1.1 Motivation

Derzeit erfolgt die Messung des Blutdrucks in der Regel in diskreten Einzelmessungen mittels Manschettenteknik an Extremitäten wie Oberarm oder Handgelenk. Jeder Herzschlag hat einen eigenen Blutdruck, dieser verändert sich permanent und wird z.B. durch das Ein- und Ausatmen beeinflusst. Es ist also möglich, dass die Messung beim Einatmen beginnt und beim Ausatmen endet und dadurch den tatsächlichen Blutdruck nicht widerspiegelt. Das Herz schlägt zwischen 60 und 90 Mal pro Minute, also insgesamt zwischen 84 400 und 129 600 Mal am Tag, wobei jeder Herzschlag einen individuellen Blutdruck aufweist. Ein einmaliges Messen am Tag ergibt also keine valide Aussage über den Blutdruck eines Individuums. Abb. 1.1 zeigt einen typischen Tagesverlauf. Es ist klar zu sehen, dass eine einmalige Messung keine Aussage über die tatsächliche Verfassung treffen kann.

Die Erkennung und Beurteilung des Schweregrades einer Hypertonie erfolgt derzeit über die Langzeitblutdruckmessung auf Basis von Intervallmessungen, wie auch in Abb. 1.1 zu sehen. Um detailliertere medizinisch-diagnostische Aussagen treffen zu können, bedarf es unbedingt kontinuierlicher Messungen. Eine kontinuierliche Erfassung des Blutdrucks ist derzeit jedoch nur über invasive Messungen möglich. Diese erfolgen mittels eines in die Arterie eingeführten Katheters, was ein erhöhtes Risiko von Infektionen, Thrombosen und Nervenverletzungen birgt. Daher wird diese Methode lediglich zur Überwachung während großer chirurgischer Eingriffe bei kardiopulmonal kritischen

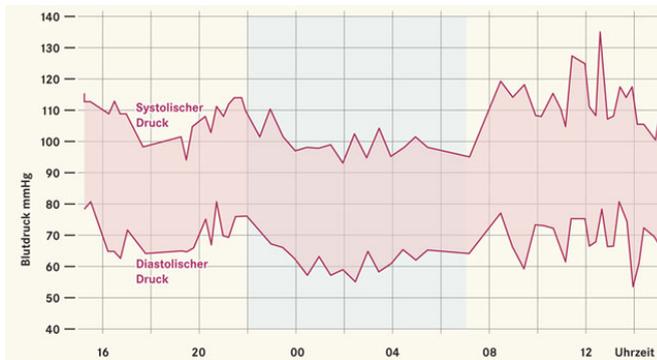


Abbildung 1.1: 24-Stunden Blutdruckmessung: nachts ist der Blutdruck niedriger [Rud]
© W&B/Dr. Ulrike Möhle

Patienten oder auf Intensivstationen eingesetzt. Der größte Bedarf an Blutdruckmessungen besteht jedoch im häuslichen Bereich. Hausärztliche Medikationen werden basierend auf den mit Hilfe der Riva-Rocci-Methode diskret erfassten Messwerte ermittelt. Dies hat nicht selten zur Folge, dass Medikamente über- oder unterdosiert sind, was zu entsprechenden Nebenwirkungen oder gar schweren Folgen, wie z.B. lebensbedrohliche Situationen auf Grund von Schleimhautschwellungen, für die Patienten führen kann.

1.2 Methodisches Vorgehen

Zunächst wird erneut eine ausführliche Recherche zum aktuellen Stand der Technik und Wissenschaft durchgeführt, da es keine vergleichbaren Systeme gibt, wird ein Patent angemeldet. Nach Veröffentlichung wird das Konzept aus der Abschlussarbeit der Autorin weiterentwickelt. Dieses basiert auf der Druckmessung im äußeren, verschlossenen Gehörgang und der Interpretation der gemessenen Signale. Bisher wurden keine parallelen Blutdruckmessung, sondern lediglich ein synchrones EKG, aufgenommen.

Da die ursprüngliche Intension ein alternatives Messsystem zur Blutdruckerfassung ist, werden Anstrengungen in diese Richtung unternommen. Es ist jedoch von Anfang an klar, dass die Möglichkeit besteht, dass die benötigten invasiven

Vergleichsmessungen im klinischen Umfeld nicht durchgeführt werden können, weswegen andere Möglichkeiten zu Aussagen bzgl. Blutdruckmessungen gemacht werden können.

Auch werden die bereits identifizierten Artefakte der Zungen- bzw. Kieferbewegung bzgl. möglicher Anwendungsfälle analysiert. In Abb. 1.2 ist das methodische Vorgehen aufgezeichnet. Auf Untersuchungen bzgl. anderer Artefakte, z.B. auf Grund von Körper- oder Kopfbewegungen wird verzichtet.

Das Konzept der Druckmessung im Ohr, welches bereits in [Zei15] vorgestellt wurde, wird noch einmal kurz umrissen und die jeweiligen Weiterentwicklungen der Hardware vorgestellt (Kapitel 4). Parallel zu den Untersuchungen des Blutdrucks werden die Bewegungsartefakte durch Zungen- und Kieferbewegungen untersucht. Bei den Blutdruckmessung werden zunächst invasive Untersuchungen am Schwein und anschließend nicht-invasive Untersuchungen am Kippische mit menschlichen Probanden durchgeführt, siehe Kapitel 5. Bei den Überlegungen zu Anwendungsfällen der Zungen- und Kieferbewegungen erweisen sich für die Autorin die Szenarien der Mensch-Maschine-Schnittstelle (Kapitel 6), Schlucken bzw. Kauen und lautloses Sprechen (Kapitel 7) als besonders interessant.

1.3 Eigener Beitrag und wissenschaftliche Frage

Nachdem bereits in Vorarbeiten ein Konzept vorgestellt wurde, soll in dieser Arbeit als Fortsetzung das System den neusten Erkenntnissen entsprechend angepasst und evaluiert werden. Es konnten bereits Hypothesen zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung im Ohr aufgestellt werden, welche teilweise bewiesen wurden. Bisher blieb jedoch die Frage offen, ob ein System in der Lage ist den Blutdruck zu messen. Hierfür müssen Untersuchungen durchgeführt werden, welche eine neutrale Aussage zulassen. Die auftretenden Artefakte, welche durch die Bewegung des Kiefers hervorgerufen werden, sollen auf Nutzbarkeit untersucht werden.

Hierfür wird das Messsystem, welches in dem Ohr eingebracht wird, neu konzipiert, umgesetzt und anhand von Vergleichsmessungen am Menschen bewertet. Es stellt sich also die Frage, ob ein solches System dazu geeignet ist den Blutdruck permanent, nicht-invasiv zu messen und ob es möglich ist die Artefakte als Nutzsignale in Form einer Mensch-Maschine-Schnittstelle zu nutzen.

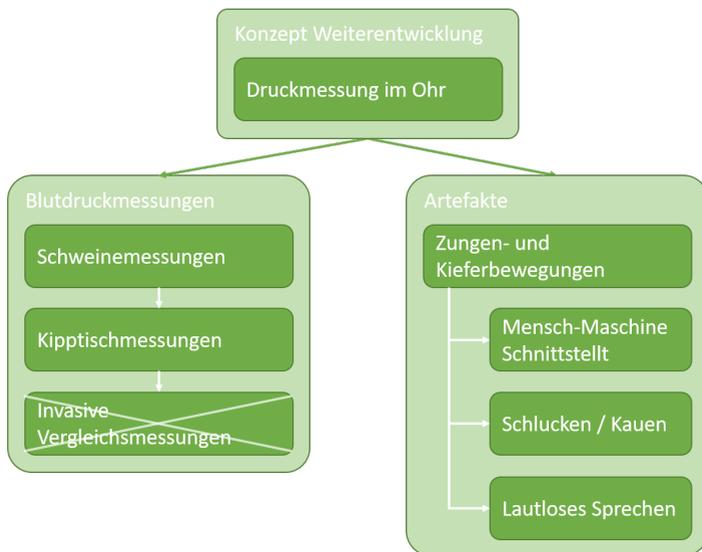


Abbildung 1.2: Übersicht über methodisches Vorgehen

2 Grundlagen

In diesem Abschnitt werden die physiologischen Begebenheiten des menschlichen Körpers und technische Grundlagen erklärt. Da mit dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten System verschiedene Parameter gemessen werden sollen, sind auch unterschiedliche Gesichtspunkte zu beachten. Aus diesem Grund wird zunächst auf die zu messenden Parameter und deren Entstehung sowie körperlichen Zusammenhänge, den Messort, also das Ohr, und dessen Umgebung eingegangen. Dabei wird vor allem die Nähe zum Kiefergelenk thematisiert.

2.1 Das kardiovaskuläre System

Das kardiovaskuläre System besteht aus dem Herzen und den Blutgefäßen. Die Blutgefäße werden hierbei in Arterien, welche vom Herzen wegführen, und Venen, welche zum Herzen hinführen unterschieden. Je weiter die Gefäße vom Herzen entfernt sind, desto kleiner werden sie und verändern ihre Struktur, bzw. ihren Aufbau. Dabei ist das System in zwei Kreisläufe unterteilt: dem Körper- und dem Lungenkreislauf, siehe auch Abb. 2.1.

Durch Ein- und Ausatmen wird die Luft in den Lungen ausgetauscht, wodurch frischer Sauerstoff durch das Blut aufgenommen und nicht benötigtes Kohlendioxid abgegeben werden kann. Dieses sauerstoffreiche Blut fließt in das „linke Herz“ und wird von dort aus im ganzen Körper verteilt. Anschließend fließt es in das „rechte Herz“ um von dort aus wieder in die Lunge transportiert zu werden.

Damit die Zellen im menschlichen Körper voll funktionsfähig sind, müssen sie permanent mit lebenswichtigen Stoffen wie Sauerstoff, Mineralien und Hormonen versorgt werden. Dabei übernimmt das Blut in den Adern die Aufgabe des Transports dieser Stoffe, welche beispielsweise durch Nahrung oder den Atem aufgenommen werden. Bei jedem Herzschlag wird es zusammen mit

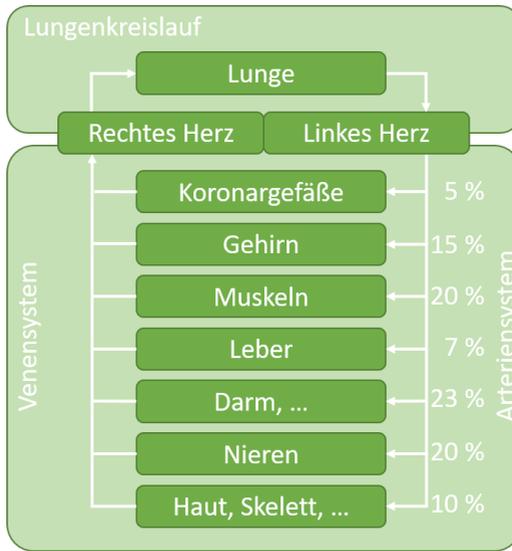


Abbildung 2.1: Zusammenspiel der beiden Körperkreisläufe, nach [Elt01]

allen Bestandteilen durch den ganzen Körper gepumpt und sorgt so für eine ausreichende Versorgung der Zellen.

Weiter kann der Körper den Blutdruck regulieren, was je nach Situation und körperlicher Anstrengung notwendig sein kann, um alle Regionen des Körpers ausreichend zu versorgen. So kann beispielsweise zunächst der Herzschlag pro Minute erhöht werden, damit mehr frisches, sauerstoffreiches Blut durch den Körper zirkuliert und somit die Zellen schneller mit den benötigten Stoffen versorgt werden. Weiter kann der Körper den Blutdruck, also den Druck den das Blut auf die Arterienwände ausübt, erhöhen und die Blutbestandteile besser absorbiert werden können. In den folgenden Kapiteln werden die dahinter Mechanismen und Zusammenhänge genauer erläutert.

2.1.1 Das Herz

Die Aufgabe des Herzens ist der Transport des Blutes durch den Körper und hat bei einem gesunden Menschen etwa die Größe seiner Faust. Es schlägt

durchschnittlich 100.000 Mal pro Tag und 3 Milliarden Mal im Laufe eines achtzigjährigen Lebens und nimmt somit im Kreislaufsystem eine der zentralen Rollen ein [Elt01]. Wie bereits erwähnt, unterteilt sich das Herz-Kreislauf System in zwei große Kreisläufe, den Lungenkreislauf und den Körperkreislauf.

Das Herz kann als Pumpe angesehen werden, welche die beiden Kreisläufe mit Blut versorgt, aus zwei Pumpkammern besteht, welche wie zwei separate Pumpen funktionieren, (s. Abb. 2.1). Die beiden Bereiche des Herzens sind durch die sogenannten Septen (Vorhofseptum und Kammerseptum) voneinander getrennt [SL07]. Jeder Bereich hat einen Vorhof (Atrium) und eine Kammer (Ventrikel). Die Vorhöfe sind den Kammern vorgelagert und füllen sich, indem das Blut aus den Venen in sie hinein fließt, siehe Abb. 2.2.

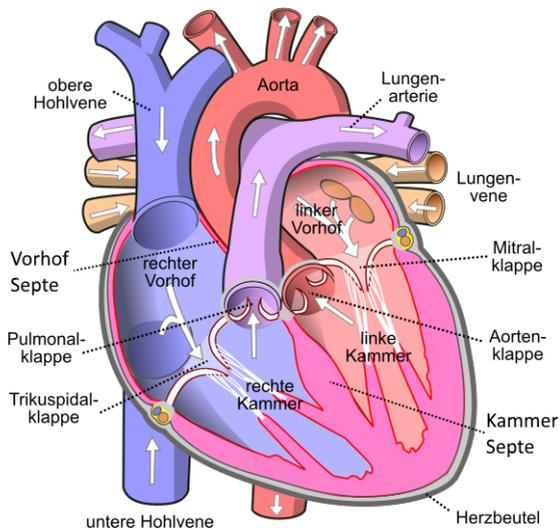


Abbildung 2.2: Anatomie des Herzens, nach [han]

Venen sind Adern die zum Herzen hinführen, während Arterien vom Herzen wegführen. Die Körpervene, oder auch obere Hohlvene, führt sauerstoffarmes Blut aus dem Körper in das rechte Atrium. Von dort gelangt das Blut über die Trikuspidalklappe in den rechten Ventrikel. Hier wird es mit dem nächsten

Herzschlag in die Lungenarterie ausgeworfen, wo es sich wieder mit Sauerstoff anreichert. Durch die Lungenvenen gelangt das sauerstoffreiche Blut wieder zurück zum Herzen, in das linke Atrium. Dies ist der Lungenkreislauf.

Anschließend wird das Blut im Körperkreislauf verteilt. Das sauerstoffreiche Blut aus das linken Atrium gelangt über die Mitralklappe in den linken Ventrikel. Hier wird durch die Kontraktion des Herzens das Blut in den Körper ausgeworfen. Über das weit verzweigte Arteriennetz verteilt sich so das Blut im ganzen Körper.

Durch die Kontraktion der Vorhöfe gelangt das Blut aus den Atrien in die Ventrikel. Durch die Kontraktion der Kammern wird das Blut sowohl in den Lungen- als auch in den Körperkreislauf ausgeworfen. Auf Grund der Pulsation des Herzens und der Elastizität des Gefäßsystems herrscht in den Arterien immer ein höherer Druck als in den Venen, welche weiter vom Herzen entfernt liegen. Ein zurückfließen in die Ventrikel aus dem Körperkreislauf wird durch die Taschenklappen (Pulmonalklappe und Aortenklappe) verhindert.

2.1.2 Der Blutdruck

Der Blutdruck ist der Druck, der auf eine Arterienwand ausgeübt wird, wird aus historischen Gründen in Millimeter Quecksilbersäule (mmHg) angegeben und besteht aus zwei Werten [SL07]. Diese Einheit wurde 1733 von Stephen Hales, ein englischer Pfarrer, in *Statical Essays II Haemastatics* [Halb] durch ein Experiment, welches er an einem Pferd mit einem Glasrohr realisierte, eingeführt. Das mit Quecksilber (Hg) gefüllte Rohr wurde in die Halsader einer Stute eingeführt, s. Abb. 2.3, woraufhin sich das Quecksilber im Rhythmus des Herzschlages um 2,4 m (= 2400 mm) hob und wieder senkte. Daher auch der Name der Einheit: Millimeter Quecksilbersäule.

„Im Dezember ließ ich eine lebende Stute auf den Rücken legen und festbinden. Sie war 14 Hand hoch, ca. 14 Jahre alt, hatte eine Fistel an der Seite und war weder besonders mager noch übermäßig vollblütig. Nachdem ich die linke Kruralarterie ca. 3 Zoll¹ vom Bauch entfernt freigelegt und geöffnet hatte,

¹ 3 Zoll = 75 mm

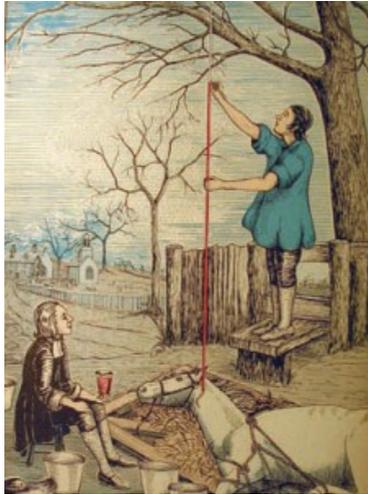


Abbildung 2.3: Versuchsaufbau der ersten Blutdruckmessungen, durchgeführt von Stephen Hales im Jahr 1733 [Hala]

führte ich ein Metallrohr in dieselbe ein, das ungefähr $\frac{1}{6}$ Inch² Durchmesser hatte, an dem ich mit Hilfe eines genau passenden zweiten Metallrohrs ein Glasrohr von ungefähr demselben Durchmesser aber 9 Fuß³ Länge befestigte. Sobald ich die Ligatur in der Arterie löste, stieg das Blut im Glasrohr 8 Fuß 3 Inches⁴ hoch.“ (Stephen Hales, 1733) [Wikh] [Halb].

Der obere der beiden Werte, welcher durch die Kontraktion des Herzens (der Auswurfphase) hervorgerufen wird und somit das Quecksilber in dem Glasrohr um mehrere Millimeter ansteigen lässt, wird systolischer Druck genannt. Der untere Wert, welcher während der Füllphase des Herzens vorherrscht, wird diastolischer Druck genannt und wirkt permanent auf das System, wodurch ein Kollabieren der Arterien verhindert wird. Bei gesunden Menschen liegt der Blutdruck bei ca. 120/80 mmHg (gesprochen: 120 zu 80 mmHg) [SL07]. Durch die unterschiedlich großen Herzkammern und dahinterliegenden unter-

² $\frac{1}{6}$ Inch = 4,17 mm

³ 9 Fuß = 270 cm

⁴ 8 Fuß 3 Inches = 240,75 cm

schiedlich großen Kreisläufe unterscheiden sich die in den Arterien und Venen vorherrschenden Drücke. Das geförderte Blutvolumen ist jedoch identisch. Der Lungenkreislauf ist wesentlich kleiner und benötigt somit weniger Druck, er liegt bei ca. 20/7 mmHg.

Eine typische Blutdruckkurve ist in Abb. 2.4 zu sehen. Es sind zwei klar voneinander unterscheidbare Hochpunkte zu erkennen, wobei der erste einen höheren Wert aufweist. Der erste Hochpunkt entsteht durch die vom Herzen ausgehende Pulswelle. Der zweite Hochpunkt entsteht beim Schluss der Aortenklappe.

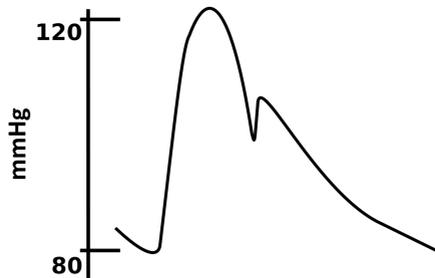


Abbildung 2.4: Darstellung einer typischen Blutdruckkurve - qualitativ [Wikid]

Der Blutdruck wird nicht allein über das Herz reguliert, sondern hauptsächlich über die Arteriolen und Kapillaren, den so genannten Widerstandsgefäßen. Hierbei handelt es sich um sehr kleine Gefäße, deren Durchmesser variieren kann. Durch eine Verengung dieser Widerstandsgefäße erhöht sich der Blutdruck in den davor liegenden Gefäßen, da das Blut nicht mehr ausreichend abfließen kann und sich dementsprechend rückstaut. Wird der Durchmesser größer, so sinkt der Blutdruck, da das Blut leichter fließen kann. Die Arteriolen und die noch kleineren Kapillaren können bei Bedarf den Blutfluss komplett unterbinden, sich also so stark verengen, dass das Blut daran gehindert wird zu fließen. Der Blutdruck (BD) ist ein Produkt aus dem Herzzeitvolumen (HZV) und dem peripheren Widerstand (PW). Das HZV ist jenes Volumen, das pro Minute ausgeworfen wird und setzt sich aus dem Schlagvolumen (SV) des Herzens und der Herzfrequenz (HF) zusammen.

$$BD = HF \cdot SV \cdot PW \quad (2.1)$$

Auf die Arterienwand wirkt ein stetiger Druck, welcher ein Kollabieren der Arterien verhindert, siehe oben. Der dehnende, transmurale Druck (p_{tm}) ist die Differenz zwischen zwei Drücken: dem Druck der in dem Gefäß (intravasale Druck (p_i)) herrscht und dem Druck, welcher vom umliegenden Gewebe (extravasale Druck (p_e)) ausgeübt wird:

$$p_{tm} = p_i - p_e \quad (2.2)$$

Auf die Arterienwand wirkt durch den dehnenden Druck eine tangentielle Wandspannung (σ_t), welche von der Größe des p_{tm} , der Wanddicke (h) und dem Innenradius des Gefäßes (r_i) des Gefäßes abhängt.

$$\sigma_t = \frac{p_{tm} \cdot r_i}{h} \quad (2.3)$$

Eine Übersicht, wie sich das Blut durch den Körper bewegt, die Größen der Arterien, die es dabei passiert, sowie der Verlauf des Blutdrucks, der Blutflussgeschwindigkeit und des gesamten Gefäßquerschnitts ist in Abb. 2.5 zu sehen.

2.1.3 Druck- Volumenkurve von Arterien

Es gibt im Körper unterschiedliche Arten von Arterien [Wen53]. Sie können im Wesentlichen aus drei Komponenten bestehen: einem elastischen, einem muskulären und einem kollagenen⁵ Anteil. In [Ken65] wird auf den Zusammenhang von Blutdruck und Blutvolumen eingegangen. Hierbei hat sich herausgestellt, dass je nach Längsfixierung der Arterien unterschiedliche Verläufe ergeben, siehe Abb. 2.6.

⁵ Kollagene sind eine Gruppe von Strukturproteinen, welche in vielzelligen Tieren vorkommen. Sie sind hauptsächlich im Bindegewebe zu finden. Kollagen besteht aus einzelnen, langen Kollagenmolekülen, diese Fasern besitzen eine enorme Zugfähigkeit und sind kaum dehnbar [Wikb].

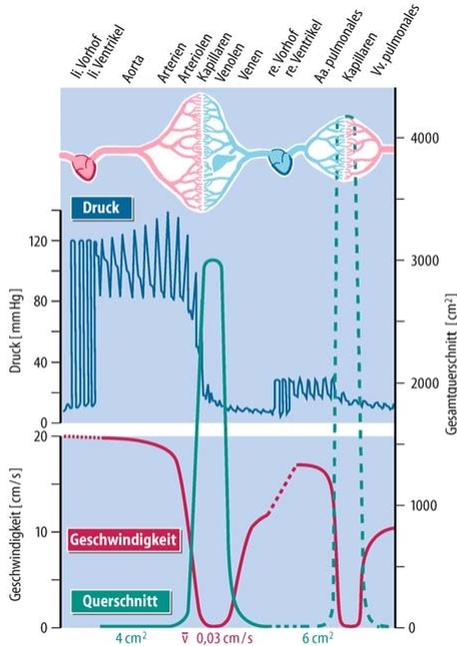


Abbildung 2.5: Verteilung des Blutdrucks, des Gesamtquerschnitts und der mittleren Strömungsgeschwindigkeit im kardiovaskulären System [SL07]

Für die Untersuchungen wurden Arterien heraus präpariert, längs fixiert und mit unterschiedlichen Vorspannungen beaufschlagt. Durch die Vorspannung auf die Arterie verhält sich der Kurvenverlauf unterschiedlich, wie in Abb. 2.6 zu sehen. Was jedoch alle gemeinsam haben, ist dass sie ab einem gewissen Druck einen linearen Zusammenhang zwischen Volumen und innerem Druck aufzeigen. Der zunächst nicht lineare Anstieg lässt sich damit erklären, dass die Arterien vermutlich noch kollabiert sind, da sich nicht genug Flüssigkeit in ihnen befindet. Je größer die Vorspannung, umso schneller wird die lineare Kurve erreicht.

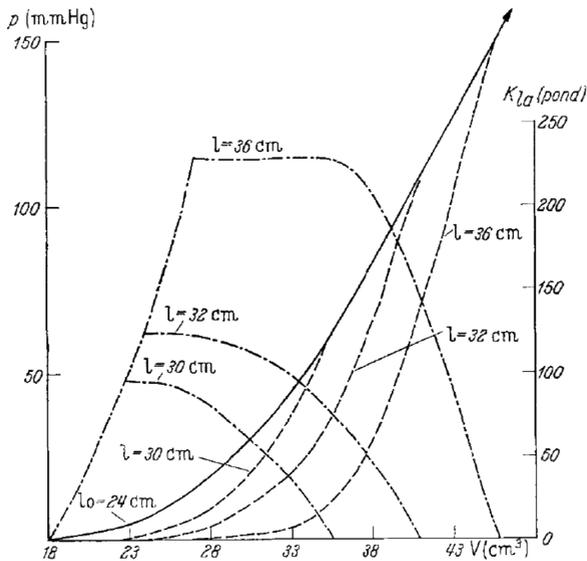


Abbildung 2.6: Linearer Zusammenhang zwischen Blutvolumen und Blutdruck [Ken65]

2.1.4 Blutdruck Grenzwerte

Eine Definition von Bluthochdruck bzw. von einem therapiepflichtigen Blutdruck ist schwer und nahezu willkürlich [Ove]. Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) definierte im Jahr 2013 die Grenzwerte bei 140/90 mmHg. Im Jahr 2017 wurde in den USA ein neuer Grenzwert eingeführt. Nach der Empfehlung von amerikanischen Fachgesellschaften gilt ein Blutdruck von weniger als 120/80 mmHg als normal. Ab einem Wert von 130/80 mmHg liegt nun ein Bluthochdruck vor [fG]. Diese neuen Grenzwerte sind jedoch umstritten, da nun per Definition viele Menschen krank sind und Medikamente mit teilweise schweren Nebenwirkungen nehmen sollen [fG].

Früher wurde (in Deutschland) versucht den Blutdruck unter einen systolischen Wert von 130 mmHg zu halten, da ein niedriger Blutdruck als besser

galt [Gas]. Epidemiologen⁶ konnten in ihren Studien keine scharfe Blutdruckgrenze ausmachen, oberhalb deren es zu einem signifikanten Anstieg von Risiken kommt [Ove].

Für weitere Informationen wird an dieser Stelle auf [WMS+18] verwiesen. Eine aktuelle Auflistung der in Deutschland geltenden Blutdruckgrenzwerte befindet sich in Tab. 2.1.

Ampel	Schweregrad	Systolischer Wert [mmHg]	Diastolischer Wert [mmHg]
grün	Optimal	Unter 120	
	Normal	120 - 129	
gelb	Hoch normal	130 - 139	85 - 89
rot	Bluthochdruck: leicht	Ab 140 140 - 159	Ab 90 90 - 99
	mittelschwer	160 - 179	100 - 109
	schwer	Ab 180	Ab 110
	Isolierter systolischer Bluthochdruck	Ab 140	Unter 9

Tabelle 2.1: Aufteilung normaler und zu hoher Blutdruckwerte [Kra]

2.1.5 Die Pulswelle

Durch jeden Herzschlag, bei dem Blut in das Kreislaufsystem gepumpt wird, weitet sich die Aorta und das Blut kann, vereinfacht ausgedrückt, auf Grund des Druckunterschiedes fließen. Die Querdehnung der Aorta setzt sich wie eine Welle fort und wird an Widerständen reflektiert. Diese Widerstände können beispielsweise Verzweigungen des Arteriennetzes oder auch Änderungen im Gefäßquerschnitt, der Wanddicke oder der Elastizität sein. Bei einer Reflektion an solch einer Stelle läuft die Welle wieder Richtung Herz und überlagert die

⁶ Definition: Die Epidemiologie ist ein Teilgebiet der Medizin, das die Verteilung von Krankheiten in einer Bevölkerung und die damit zusammenhängenden Variablen untersucht. Die Epidemiologie ermöglicht zum Beispiel Aussagen über die Häufigkeit bzw. Seltenheit einer Erkrankung in einer Population. Der Epidemiologe bedient sich überwiegend statistischer Methoden und entwickelt unter anderem mathematische Modelle, welche die Ausbreitung von Epidemien simulieren können [AA].

peripherwärts laufenden Welle. Bei Wellen mit entgegengesetzter Laufrichtung addieren sich die Wellendrücke (Druckpuls), während sich die Stromstärken subtrahieren (Strompuls).

Dabei ist zwischen der Wellengeschwindigkeit und der Blutflussgeschwindigkeit zu unterscheiden. Die Wellen schreiten sehr schnell voran (4-6 m/s in der Aorta) und sind dementsprechend schwer zu detektieren. Der Blutfluss selbst ist nicht so schnell (im Mittel 15-20 cm/s in der Aorta). Am Ende eines Herzschlages hat sich das Blut also etwa 20 cm vom Herzen entfernt, während die Welle bereits den ganzen Körper durchlaufen hat und sich reflektierende Wellen zurück bewegen. Dies ist vergleichbar mit einer Welle in einem Wasserbecken, bei der sich die Teilchen selbst nicht vorwärts bewegen, sondern hoch und runter, während sich die Wellenfront fort bewegt. Im Körper kommt es zu Überlagerungen der peripherwärts laufenden und der reflektierten herzwärts laufenden Wellen. Bei Wellen mit entgegengesetzter Laufrichtung addieren sich die Wellendrücke, während sich die Wellenstromstärken subtrahieren, demnach weisen Druck- und Strompulse im Arteriensystem einen andersartigen Kurvenverlauf auf. In Abb. 2.7 ist die Entstehung und Zusammensetzung der für diese Arbeit relevante Druckkurve zu sehen.

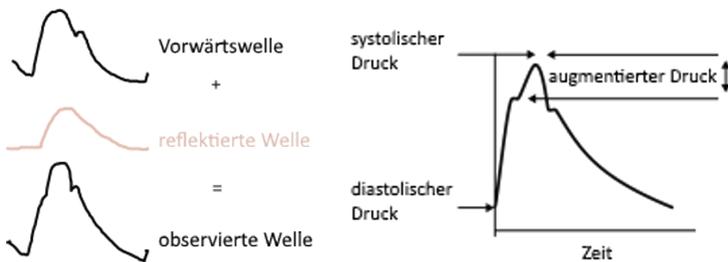


Abbildung 2.7: Darstellung einer typischen Blutdruckkurve, nach [Saf10]

2.1.6 Die Pulswellengeschwindigkeit

Die Pulswellengeschwindigkeit (engl. Pulse Wave Velocity (PWV)) ist die Geschwindigkeit mit der sich die Pulswelle, also die Querdehnung der Arterie, fortsetzt. Je weiter sie vom Herzen entfernt ist, desto höher die Geschwindigkeit. Liegt sie bei einem jugendlichen Menschen am Herzen bei etwa 4-6 m/s,

so ist sie in der A. femoralis schon auf etwa 7 m/s und in der A. tibialis auf 9-10 m/s angestiegen. Dieser Anstieg lässt sich mit der Zunahme des Elastizitätsmoduls bei kleiner werdenden Arterien erklären [SL07].

Auch das Alter hat einen großen Einfluss auf die PWV. Im Laufe des Lebens verändern sich die Eigenschaften der Arterien. Das Elastin wird brüchig, frakturiert und wird dann durch wesentlich starrereres Kollagen ersetzt. Kollagen ist kaum elastisch und somit werden die Arterien im Laufe eines Lebens von alleine steifer. Auch Verkalkungen der Arterien führen zu einer erhöhten Steifigkeit. So dilatiert die Aorta in jungen Jahren um ca. 10 %, während es in den muskulären Arterien nur noch 2-3 % sind. Es kann also keine genaue Aussage über die Dehnung von Arterien pro Pulsstelle gemacht werden. Wird der Blutdruck gemessen, so wird eigentlich die durch die Pulswellen hervorgerufene Querdehnung der Arterien gemessen [Men09]. Moderne Ansätze sagen, dass nicht der Blutdruck selbst die gewünschte Messgröße ist, sondern die Elastizität der Arterienwände [Mid10].

2.1.7 Druck- und Strömungsverteilung im Gefäßsystem

Der Blutdruck bei einem gesunden Menschen auf Herzhöhe beträgt etwa 120/80 mmHg. Die Morphologie der Blutdruckkurve ändert sich, während sie das Arteriensystem durchläuft. Wie in Abbildung 2.8 zu sehen, verändert sich die Inzisur der Blutdruckkurve. Der Blutdruck steigt in dieser Abbildung an, da in der Beinarterie (Arteria tibialis anterior) durch den hydrostatischen Druckunterschied der Blutdruck ansteigt. In den kleinsten Gefäßen ist die Inzisur nicht mehr erkennbar.

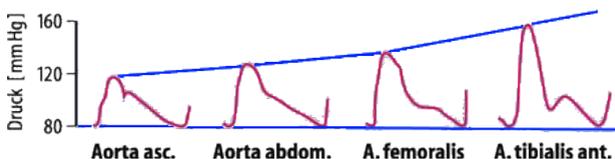


Abbildung 2.8: Änderung der Morphologie der Druckkurve entlang der Arterien [SL07]

Bereits entlang der Aorta fällt der mittlere Blutdruck um etwa 5-7 mmHg ab. In den kleineren Arterien beginnt der Druckabfall pro Längeneinheit, der - bei gegebener Stromstärke - dem Strömungswiderstand pro Längeneinheit proportional ist, deutlich größer zu werden und erreicht in den Widerstandsgefäßen die größten Werte. Der periphere Strömungswiderstand lässt sich durch eine aktive Veränderung des Durchmessers erheblich variieren. Der totale periphere Widerstand ergibt sich aus der Gesamtheit der Strömungswiderstände im Körperkreislauf und er errechnet sich als der Quotient der arteriovenösen Druckdifferenz (Mitteldruck im rechten Vorhof und der Aorta) und dem Herzminutenvolumen. Insgesamt tragen die terminalen Arterien und Arteriolen ca. 45-55 %, die Kapillaren ca. 20-25 % und die Venolen ca. 3-4 % zum gesamten peripheren Widerstand bei. Die mittleren und großen Venen machen nur ca. 3 % am gesamten Widerstand aus [SL07].

2.1.8 Der Hydrostatische Blutdruck

Der im Kreislauf herrschende Druck variiert je nach Messort, so hat der Höhenunterschied zwischen der Messstelle und dem Herzen schon einen wesentlichen Anteil an der Abweichung. Dieser so genannte hydrostatische Druck hat einen nicht vernachlässigbaren Einfluss auf den Blutdruck, weswegen bei konventionellen Messmethoden darauf geachtet wird, dass auf Herzhöhe gemessen wird, um keine verfälschten Ergebnisse zu bekommen. Die hydrostatische Indifferenzebene ist dabei derjenige Ort, an dem sich bei einem Lagewechsel (Übergang vom Liegen zum Stehen und anders herum) der gemessene Druck nicht ändert. Sie befindet sich ca. 5-10 cm unterhalb des Zwerchfells, siehe auch Abb. 2.9.

Wird an einem anderen Ort gemessen, so ist der Blutdruckunterschied, hervorgerufen durch den hydrostatischen Druckunterschied, zu beachten. Der Energieerhaltungssatz (statischer Druck (p_{stat}), Volumen (V), Masse (m), Erdbeschleunigung (g), Höhe (h), Geschwindigkeit (v)) besagt, dass

$$p_{stat} \cdot V + m \cdot g \cdot h + \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 = konst. \quad (2.4)$$

Wird durch V geteilt, so ergibt sich die Bernoulli-Gleichung (Energieerhaltung/Volumen), dabei wird die Dichte (ρ) (Gleichung 2.5) mit einbezogen:

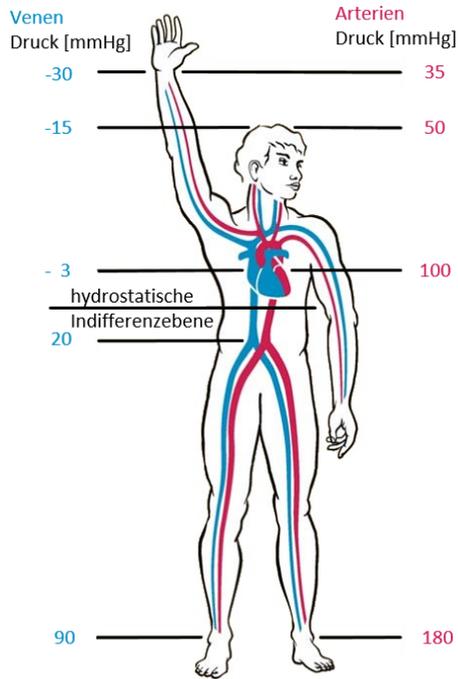


Abbildung 2.9: Mittlere arterielle und venöse Drücke beim ruhig stehenden Menschen [SL07]

$$m = \rho \cdot V \quad (2.5)$$

$$p_{stat} + \rho \cdot g \cdot h + \rho \cdot \frac{v^2}{2} = p_{stat} + p_{hydro} + p_{stau} = konst. \quad (2.6)$$

Aus den Gleichungen 2.4 und 2.6 ist zu erkennen, dass der hydrostatische Druck ($p_{hydrostat}$) von ρ (von Blut etwa $1,05 \text{ g/cm}^3$), g ($= 10 \text{ m/s}^2$) und h abhängt

$$p_{hydrostat} = \rho_{Blut} \cdot g \cdot h \quad (2.7)$$

Durch Umstellen nach der Änderung der Höhe (dh), ergibt sich:

$$\frac{dp_{hydrostat}}{dh} = \rho_{Blut} \cdot g = 10300 \frac{Pa}{m} = 77 \frac{mmHg}{m} \quad (2.8)$$

Soll die maximale Blutdruck Messungenauigkeit (Δp_{max}) = 1 mmHg liegen, muss der gemessene Höhenunterschied (Δh_{Mess}) mit einer Genauigkeit von

$$\Delta h_{Mess} = \frac{\Delta p_{max}}{\frac{dp_{hydrostat}}{dh}} = 1,3 \text{ cm} \quad (2.9)$$

gemessen werden. In [Bol07] werden verschiedene Möglichkeiten vorgestellt den Höhenunterschied zwischen Herz und Kopf zu messen. Im Rahmen dieser Arbeit ist lediglich von Interesse, dass sich bei einer Höhenverlagerung des Messortes auch eine Blutdruckänderung ergibt, für weitere Informationen wird an dieser Stelle auf [Bol07] verwiesen.

2.1.9 Einfluss von Atmung auf den Blutdruck

Bereits im Jahr 1964 hat der Mediziner Henry D. Lauson nachgewiesen, dass die Atmung Einfluss auf den Blutdruck hat [LBC46]. Es kann nachgewiesen werden, dass beim Einatmen der systolische Blutdruck abnimmt. 1993 erwähnt Dominique Laude, dass der Pleuradruck diesen Effekt hervorruft [LGE93]. Der Effekt kehrt sich beim Ausatmen um, der systolische Blutdruck nimmt also beim Ausatmen zu.

Dieser Effekt ist beim Messen des Blutdrucks von großer Bedeutung, wird die Messung beim Ein- oder beim Ausatmen begonnen, so weichen die Werte voneinander ab. Wird der Blutdruck kontinuierlich gemessen, so kann auch die Atmung gesehen werden.

2.2 Das menschliche Ohr

Das Ohr ist das empfindlichste Sinnesorgan des Menschen. Es besitzt neben der Hörfunktion auch noch den Gleichgewichtssinn. Da sich diese Arbeit mit dem Ohr als Messort beschäftigt, werden hier die verschiedenen Funktionen und Anatomien des Ohres aufgezeigt.

2.2.1 Die Anatomie des Ohres

Das Ohr besteht aus dem Innen-, dem Mittel- und dem Außenohr, siehe Abb. 2.10. Zum Außenohr gehören der Ohrknorpel, die Ohrmuschel, das Ohrfläppchen und der äußere Gehörgang (Ohrkanal) und die Außenseite des Trommelfells. Die Ohrmuschel ist so geformt, dass Schall aus allen Richtungen kommend in den Ohrkanal geleitet wird.

Das Mittelohr umfasst das Trommelfell und die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel.

Die Paukentreppe (Schnecke) des Innenohrs wird über das Runde Fenster mit dem Mittelohr verbunden. Die Eustachische Röhre, auch Ohrtrompete genannt, verbindet wiederum das Mittelohr mit dem Nasenrachenraum [Wikf].

Da in dieser Arbeit hauptsächlich der äußere Gehörgang von Interesse ist, wird dieser hier genauer vorgestellt.

2.2.2 Der Äußerer Gehörgang

Der äußere Gehörgang reicht von der Ohrmuschel bis zum Trommelfell und ist, je nach Quelle, im äußeren Bereich zwischen einem und zwei Dritteln knorpelig, der Rest ist knöchern und starr [BL07]. Beim Übergang vom knorpeligen zum knöchernen Teil befindet sich eine Einengung (Isthimus), an dieser Stelle knickt der Gehörgang leicht ab [BL07]. Der Gehörgang ist etwa 3 cm lang (je nach Quelle 24 mm bis 35 mm) und hat einen Durchmesser von etwa 0,6 cm. Vor allem im nach außen liegenden Teil befinden sich die Talgdrüsen, welche zusammen mit den Zeruminaldrüsen das Ohrenschmalz produzieren. Der Gehörgang wird durch die Arteria Auricularis Profunda, der tiefen Ohrarterie,

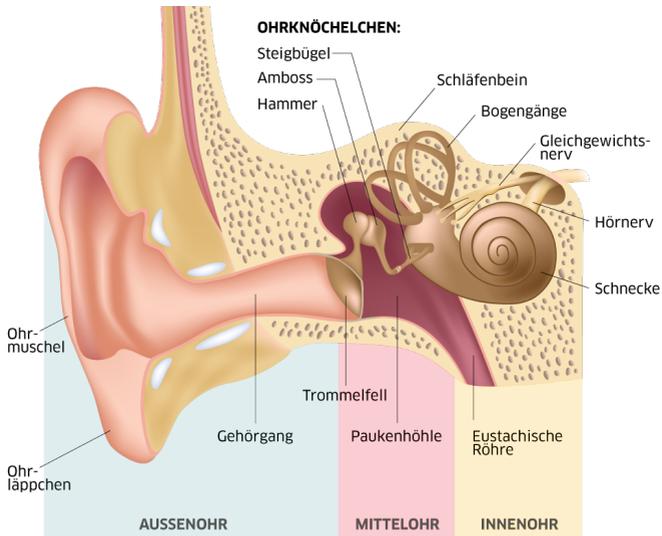


Abbildung 2.10: Anatomie des Ohres [aSG]

versorgt. Das Arteriennetz verteilt sich sehr fein im gesamten Gehörgang, siehe Abb. 2.11 [Lin52].

Die Reihenfolge der Arterien ausgehend vom Herzen ist wie folgt:

1. Gemeinsame Halsschlagader (Arteria carotis communis)
2. Halsschlagader (Arteria carotis externa)
3. Oberflächliche Schläfenarterie (Arteria temporalis superficialis)
4. Oberkieferarterie (Arteria maxilliaris)
5. Tiefe Ohrarterie (Arteria auricularis profunda)

Dabei ist zu erwähnen, dass die Arterien für das rechte und linke Ohr unterschiedlich lang sind.

Die Haut des knorpeligen Teils des Gehörgangs weist einen histologischen Aufbau wie die äußere Haut auf (fetthaltiges Bindegewebe, Haare, Talg- und Schweißdrüsen). Mit dem Isthmus ändert sich das Erscheinungsbild abrupt.

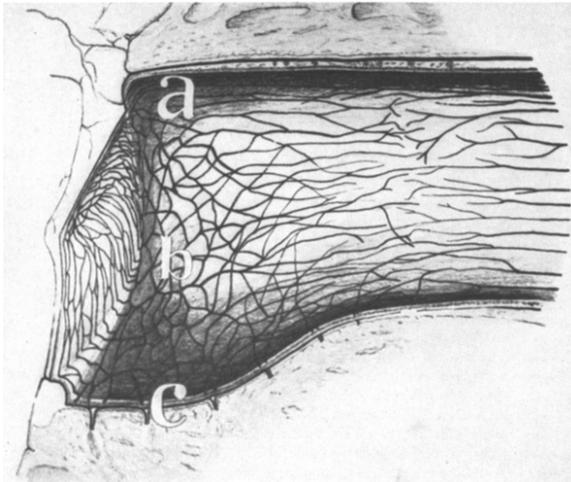


Abbildung 2.11: Verästelung der Arterien im Gehörgang [Lin52]

Die Haut ist wesentlich dünner und mit dem Periost (Knochenhaut) verwachsen und es gibt keine Talgdrüsen mehr.

Es sei erwähnt, dass die Arteria auricularis posterior ebenfalls das Ohr mit Blut versorgt, (Teile der Ohrmuschel, die Kopfhaut hinter der Ohrmuschel und Teile des Trommelfells) [Ken65]. Trotz intensiver Recherchen und Befragung von Experten, war es nicht möglich zu klären, ob die Versorgung des äußeren Gehörgangs mit Blut von innen nach außen (also Blutflussrichtung vom Trommelfell in Richtung Ohrmuschel) oder von außen nach innen erfolgt. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass dies keinen Einfluss auf die Messungen hat.

2.3 Das ohrnahe Umfeld

Um Einflüsse des umliegenden Gewebes identifizieren und beachten zu können, wird das ohrnahe Umfeld betrachtet. Die folgenden Körperteile wurden hierfür identifiziert und genauer betrachtet:

- Mund

- Kiefer
- Eustachische Röhre
- Gehirn

2.3.1 Der Mund

Der Mund besteht z.B. aus Zähnen, Zunge und Wangen. Die Mundhöhle reicht von der Mundspalte (dem Eingang, welcher von den Lippen umschlossen ist) bis zur Schlundenge (dem Ausgang, welcher zum Rachen führt). Der Mund dient unterschiedlichen Zwecken, so wird hier einerseits Sprache mit geformt, aber als Anfang des Verdauungstraktes auch die Nahrung aufgenommen, zerkleinert und teilweise schon verdaut und nicht zuletzt dient er auch der Mimik [Wike] [RM].

Durch das Sprechen, das Kauen und die Mimik bewegt sich jedes Mal der Kiefer, was im Rahmen dieser Arbeit eine große Rolle spielt, siehe z.B. Kapitel 6.

2.3.2 Der Kiefer

Der Kiefer des Menschen besteht aus dem Ober- und Unterkiefer. Während der Oberkiefer fest mit dem Schädel verwachsen ist, ist der Unterkiefer über das rechte und linke Kiefergelenk mit dem Schädel verbunden. Dadurch führen Bewegungen des Gelenks auf der einen Seite unmittelbar zu einer identischen Bewegungen des Gelenks auf der anderen Seite [Fre00].

In Abbildung 2.12 ist die Anatomie des Kiefers dargestellt. In Abb. 2.12a ist die Nähe von Kiefergelenk und Gehörgang (Loch im Schädel rechts neben Kiefergelenk) zu sehen, während in Abb. 2.12b deutlich wird, dass Bewegungen des Kiefers (hier als Querschnitt durch den Knochen) das umliegende Gewebe und somit auch den Gehörgang (hier links im Bild) beeinflussen. Durch die drei Freiheitsgrade kann das Kiefergelenk viele unterschiedliche Positionen einnehmen und Bewegungen ausführen [vT61].

Abbildung 2.13 zeigt beispielhaft die Auswirkungen des Öffnen und Schließens des Kiefers in Frontalansicht.

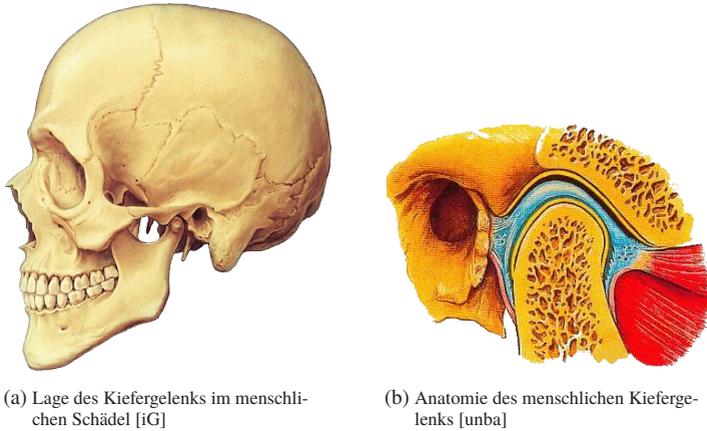


Abbildung 2.12: Überblick über die Anatomie des Kiefers

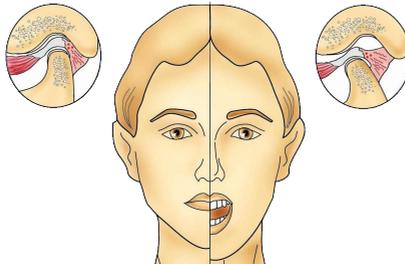


Abbildung 2.13: Öffnen und Schließen des Kiefergelenks [Kar]

2.3.3 Die Eustachische Röhre

Wie bereits in Abschnitt 2.2.1 beschreiben, verbindet die Eustachische Röhre (Tuba auditiva), welche auch Ohrtrumpete genannt wird, den Mundraum mit dem Ohr. Sie besteht aus einem knöchernen und einem knorpeligen Teil und hat die Aufgabe den Druckausgleich mit dem Umgebungsdruck zu gewährleisten und die Räume der Paukenhöhlen (Mittelohr) zu belüften. Wird eine Kraft auf das Trommelfell ausgeübt, kann durch die Eustachische Röhre dagegen gewirkt werden. Bei einer Kontraktion der entsprechenden Muskeln öffnen sich

die Tuben, wodurch ein Druckausgleich zwischen beiden Räumen geschaffen wird [Wika].

2.3.4 Das Gehirn

Das Gehirn ist mit dem Ohr über Nervenbahnen verbunden. Die in der Literatur dargestellten Abbildungen (z.B. Abb. 2.10) weisen darauf hin, dass das Ohr bzw. Trommelfell und das Gehirn durch starre Strukturen getrennt ist und lediglich über Nervenbahnen miteinander verbunden.

Das Gehirn selbst ist teilweise mit Flüssigkeit gefüllt, durch Traumata wie Schädel-Hirn-Verletzungen kann es zu Schwellungen und somit einer Erhöhung des intrakraniellen Drucks (Gehirndruck) kommen. Die intrakranielle Druckkurve setzt sich aus der arteriellen und der venösen Druckkurve zusammen, wie in Abbildung 2.14 zu sehen [ZSK09].

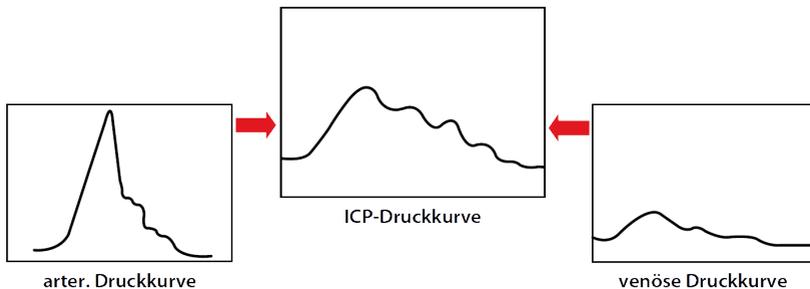


Abbildung 2.14: Intrakranieller Druckkurve als Resultat der Überlagerung der arteriellen und der venösen Druckkurven [ZSK09]

Der Einfluss des intrakraniellen Drucks und die genauen physiologischen Gegebenheiten Können nicht final geklärt werden und wird in dieser Arbeit nicht weiter betrachtet und auf weitergehende Literatur, z.B. [RCS99] oder [?], verwiesen.

2.4 Gleichung idealer Gase

Während das Modell des abgeschlossenen Systems weder Materie- noch Energieaustausch mit seiner Umgebung voraussetzt, lässt das Modell des geschlossenen Systems Energieaustausch zu [LK15]. Kommt es in einem mit Gas gefüllten, geschlossenen System zu einem Energieaustausch, welcher das Volumen ändert, ändert sich nach dem Gesetz von Boyle-Mariotte der Druck um den gleichen Faktor, um den das Volumen des Gases verändert wird [LK15]. Gleichung 2.10 zeigt den proportionalen Zusammenhang zwischen Druck und Volumen:

$$p \sim \frac{1}{V} \longrightarrow p \cdot V = \text{konstant} \quad (2.10)$$

p = absoluter Druck, V = Volumen

Bei Betrachtung der Temperatur und der Stoffmenge zeigt sich der lineare Zusammenhang der Größen [Kri].

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad (2.11)$$

n = Stoffmenge, R = universelle Gaskonstante, T = absolute Temperatur

2.5 Korrelationskoeffizient

Der Korrelationskoeffizient wird als Vergleichsmaß zweier Zufallsgrößen verwendet und gibt den linearen Zusammenhang als Wert zwischen -1 und 1 an. Dabei stellt 1 den maximalen linearen Zusammenhang und -1 den umgekehrt maximalen linearen Zusammenhang dar [LK12].

Werden die Zufallsgrößen als Vektoren in einem unitären Raum angenommen, so wird der Korrelationskoeffizient wie folgt berechnet:

$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 (y_i - \bar{y})^2}} \text{ mit } \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \text{ und } \bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (2.12)$$

ρ_{xy} = Korrelationskoeffizient der Vektoren x, y
 x_i, y_i = Element i des Vektors
 \bar{x}, \bar{y} = Mittelwert des Vektors

2.6 Maschinelles Lernen

Lernen kann sowohl das Auswendiglernen von z.B. Vokabeln, als auch die Generalisierung von Gesetzmäßigkeiten sein. Unter Generalisierung wird das Anlernen eines Verfahrens anhand eines bestimmten Datensatzes von Beispielen und die Übertragung dessen auf unbegrenzt viele, neue Daten verstanden. Bestimmte Merkmale (engl. features) werden zu einer endlichen Anzahl von Klassen zugeordnet. Diesen Vorgang bezeichnet man als Klassifizieren und das System wird als Klassifizierer bezeichnet [Ert16].

Für das Anlernen wird ein bereits klassifizierter und zugeordneter Datensatz von Merkmalen zu der dazugehörenden Klasse benötigt. Dieser Datensatz wird normalerweise von Menschen manuell zugeordnet. Auf Basis diesen Datensatzes generieren die maschinellen Lernverfahren eine Funktion, welche die Datensamples mit ihren Klassen in Verbindung bringt. Die Funktion entsteht während der Lernphase und verändert sich durch die Einwirkung der Trainingsdaten. Im Allgemeinen wird davon ausgegangen, dass ein diverser und großer Datensatz zu einem stabileren und besseren Verhalten führt [Ert16].

Tom Mitchell [Mit97] bezeichnet maschinelles Lernen (engl. Machine Learning) als das „automatische Verbessern von Computeralgorithmen durch gemachte Erfahrungen“.

2.6.1 Naive-Bayes-Klassifikator

Der Naive-Bayes-Klassifikator basiert auf dem Satz von Bayes (siehe Gleichung 2.13) und ist ein probabilistisches Klassifikationsverfahren [Run15]. Nach Bayes gilt bei zwei Zufallsereignissen A und B [Bay63]:

$$P(A | B) \cdot P(B) = P(B | A) \cdot P(A) \Leftrightarrow P(A | B) = \frac{P(B | A) \cdot P(A)}{P(B)} \quad (2.13)$$

Sofern es möglich ist ein Ereignis A in die disjunkten Ereignisse A_1, A_2, \dots, A_c zu zerlegen mit $P(A_i) > 0$ für $i = 1, \dots, c$ gilt:

$$P(A_i | B) = \frac{P(B | A_i) \cdot P(A_i)}{\sum_{j=1}^c P(B | A_j) \cdot P(A_j)} \quad (2.14)$$

Die Ereignisse, die in der Klassifikation betrachtet werden lauten [Run15]:

1. „Objekt gehört zur Klasse i “ (kurz i) und
2. „Objekt hat den Merkmalsvektor x “ (kurz x).

Einsetzen in Gleichung 2.14 ergibt:

$$P(i | x) = \frac{P(x | i) \cdot P(i)}{\sum_{j=1}^c P(x | j) \cdot P(j)} \quad (2.15)$$

Mit stochastischer Unabhängigkeit der p Merkmale in x , gilt:

$$P(x | i) = \prod_{k=1}^p P(x_k | i) \quad (2.16)$$

Durch Einsetzen von Gleichung 2.15 in Gleichung 2.16 wird die Klassifikationswahrscheinlichkeit des Naive-Bayes-Klassifikators erhalten:

$$P(i | x) = \frac{P(i) \cdot \prod_{k=1}^p P(x^k | i)}{\sum_{j=1}^c P(j) \cdot \prod_{k=1}^p P(x^k | j)} \quad (2.17)$$

Der Naive-Bayes-Klassifikator ordnet also nach dem Satz von Bayes, jedem Objekt einer Klasse die nach der größten Wahrscheinlichkeit zugehörige Klasse zu. In diesem Verfahren besteht alternativ die Möglichkeit die Wahrschein-

lichkeitsdichte nach Gauss (Gleichung 2.18) zu verwenden [sld], je nach zu klassifizierenden Daten kann dies zu besseren Resultaten führen.

$$P(i | x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_x^2}} e^{-\frac{(i-\mu_x)^2}{2\sigma_x^2}} \quad (2.18)$$

σ_x = Varianz, μ_x = Erwartungswert

2.6.2 Support Vektor Machine

Die Support Vector Machine (SVM) ist ein Klassifikator und basiert auf linearen Klassengrenzen (Separating Hyperplane), wobei ein Mindestabstand (Margin) $b > 0$ zwischen den einzelnen Klassen (Target) eingehalten werden muss, siehe Abb. 2.15.

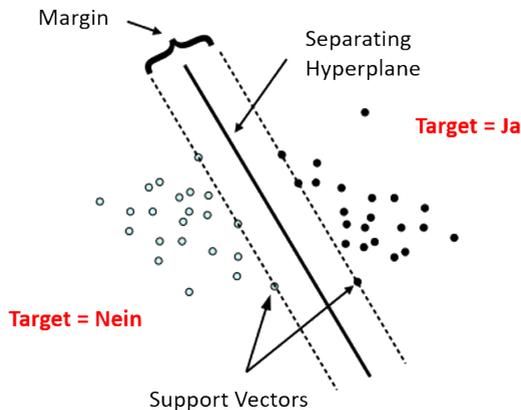


Abbildung 2.15: Übersicht über Funktionsweise der Support Vector Machine

Bei mehreren Lösungen für diese Randbedingungen, versucht die SVM den Abstand b der nächstgelegenen Vektoren zu maximieren. Wenn keine eindeutige Klassengrenze gefunden werden kann, können sogenannte Schlupfvariablen eingeführt werden, welche eine Relaxation der Klassengrenzen ermöglichen, d.h. einzelne Objekte können bewusst falsch zu klassifiziert werden, um aus

einem lokalen Maximum herauszukommen. Um dieses Verhalten zu bestrafen, wird gleichzeitig ein Strafterm eingeführt und zur Kostenfunktion hinzu addiert [Run15].

Es ist möglich die SVM mit dem Kernel-Trick auf nichtlineare Klassengrenzen zu erweitern. Da in dieser Arbeit jedoch nur der lineare Kernel angewendet wird, wird an dieser Stelle auf weitere Literatur verwiesen, z.B. [Run15].

2.6.3 Künstliche neuronale Netze - CNN

Künstliche neuronale Netze (KNN) sind denen aus der Biologie bekannten Netzen von Nervenzellen (Gehirnen) nachempfunden, diese sind durch Synapsen untereinander verbunden. KNN werden unter Anderem zum Lösen technischer Probleme, wie Mustererkennung oder Zeitreihenvorhersagen eingesetzt [Hei]. Da das Themengebiet der KNN eine hohe Komplexität aufweist, wird sich hier auf Convolutional Neuronal Network (CNN), welche in dieser Arbeit verwendet werden, beschränkt.

Das CNN orientiert sich in seinem Aufbau und Verhalten speziell am visuellen Cortex des Gehirns, welcher für die optische Wahrnehmung zuständig ist. Dieser besitzt kleine Zellregionen, welche speziell auf Reize des Sichtfeldes reagieren. Einzelne Neuronen „feuern“ dabei nur, wenn ein ganz gezielter Reiz, z.B. eine bestimmte Richtung einer Kante, vorhanden ist. Dementsprechend „feuern“ z.B. manche Neuronen bei horizontalen und andere bei vertikalen Kanten. Die visuelle Wahrnehmung arbeitet in einer zeilenartigen Architektur, bei der aus den einzelnen, registrierten Kanten und Kurven immer weitere, auf höheren Abstraktionsebenen gelegene Objekte erkannt und identifiziert werden. Auf dieser automatischen Suche nach bestimmten Merkmalen und Charakteristiken, sowie Einordnung dieser in Klassen, basiert das Convolutional Neuronal Network [Des].

Abbildung 2.16 veranschaulicht diesen Bilderkennungsprozess anhand eines Vogels, bei dem zuerst einzelne Kanten und Kurven erkannt und zu größeren Arealen zusammengefasst werden, bis eine Klassifizierung stattfindet.

CNN bestehen aus unterschiedlichen Schichten, welche auch Layer (engl. für Schicht) genannt werden.

Vereinfacht ausgedrückt wird ein Bild durch mindestens eine (oder auch meh-

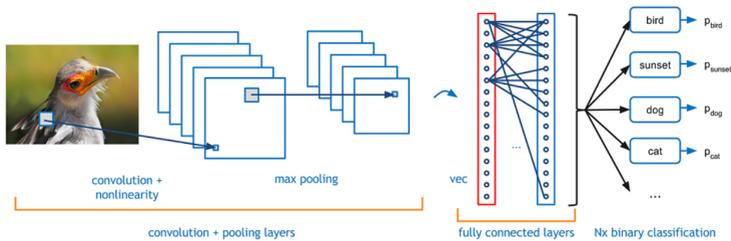


Abbildung 2.16: Veranschaulichung der Arbeitsweise eines CNN [FYM15]

re) *convolution*, *pooling* und *fully connected* Schichten hindurch geleitet und bearbeitet.

Bei CNN ist die erste Schicht immer ein *Convolutional Layer*, welcher dem CNN seinen Namen verleiht. Hier wird ein Teilaspekt, z.B. 5x5 Pixel, des Bildes betrachtet und dann in ein neues, verstecktes Bild übersetzt (Hidden Layer). Dieser Teilaspekt des Bildes wird Filter, Neuron oder auch Kernel genannt. Es können mehrere Filter mit unterschiedlichen Funktionen eingesetzt werden. Ein einfaches Beispiel ist die Erkennung von Kanten aus unterschiedlichen Richtungen. Filter 1 erkennt Kanten aus der linken Richtung des Bildes gesehen, Filter 2 von oben aus gesehen und so weiter. Der *Hidden Layer* ist kleiner als das originale Bild, kann dafür jedoch in mehreren Versionen vorliegen, je nach Anzahl verwendeter Filter (pro Filter wird ein *Hidden Layer* angelegt).

Nach dem *Convolutional Layer* folgt weitere Schichten. Diese stellen Nichtlinearitäten und die Erhaltung der Dimension sicher, welche dazu beitragen, die Robustheit des Netzwerks zu verbessern und die Überlastung zu kontrollieren, für weitere Details wird hier auf [Des] verwiesen.

Die letzte Schicht, der *Fully Connected Layer*, betrachtet die Ausgabe der vorangehenden Schicht und bestimmt, welche Merkmale am meisten mit einer bestimmten Klasse korrelieren.

Damit eine korrekte Erkennung erfolgen kann, muss ein CNN angelehrt werden. Hierfür werden große Datenbanken benötigt, wobei bei einer Evaluation darauf geachtet werden muss, dass die zu evaluierenden Daten nicht bereits für

das Anlernen verwendet wurden, da sonst der Effekt des Auswendig-Lernen einsetzt.

Für eine detaillierte Beschreibung wird an dieser Stelle auf Deshpande's „A Beginner's Guide To Understanding Convolutional Neural Networks“ [Des] verwiesen.

3 Stand der Technik und Wissenschaft

Zunächst wird auf den Stand der Technik eingegangen. Im Stand der Wissenschaft werden verwandte Arbeiten von anderen Forschungsgruppen vorgestellt.

3.1 Stand der Technik

Für die Blutdruckmessung gibt es vielzählige Produkte, welche käuflich erworben werden können. Es werden deswegen lediglich die eingesetzten Methoden vorgestellt. Da sich bereits herausgestellt hat, dass neben der Blutdruckmessung auch der Einsatz als Mensch-Maschine-Schnittstelle von Interesse ist, wird auch die hier aktuell erhältlichen Produkte vorgestellt.

3.1.1 Blutdruckmessmethoden

In der Blutdruckmessung wird vor allem zwischen zwei unterschiedlichen Methoden unterschieden, der invasiven und der nicht-invasiven Messungen. Invasive Messungen werden nur durch Fachkräfte durchgeführt. Mit einer solchen Messung werden große Risiken eingegangen und nur ausgebildete Personen verfügen über das notwendige Wissen, um diese Risiken zu minimieren und ggf. die damit einhergehenden Folgen zu erkennen, zu beurteilen und Gegenmaßnahmen einzuleiten. Diese Risiken werden nur dann akzeptiert, wenn die Information über den Blutdruck dringend benötigt wird, das Fehlen eine größere Gefährdung darstellt und das Risiko durch Fachpersonal eingegrenzt werden kann, indem beispielsweise bei Auftreten von Symptomen Gegenmaßnahmen ergriffen werden. Dies kann im Normalfall nur auf der Intensivstation im klinischen Umfeld gewährleistet werden, weswegen diese Messmethode für Laien

nicht geeignet ist. Nicht-invasive Messungen können auch von Laien durchgeführt werden, diese beinhalten zumeist eine Manschette mit Auswerteeinheit.

Invasive Blutdruckmessung

Bei invasiven Blutdruckmessung wird das Messsystem in eine Arterie eingeführt und der Druck direkt gemessen. Dazu wird ein mit Flüssigkeit gefüllter Katheter, welcher mit einem Drucksensor verbunden ist, in eine Arterie eingeführt, siehe auch Abb. 3.1. An den Katheter sind ein Drei-Wege-Absperrhahn, ein Kochsalzlösungsreservoir und eine Kalibrationseinheit angeschlossen. Über den Drei-Wege-Absperrhahn kann das System mit der Kochsalzlösung geflutet werden und dadurch mögliche Trombenbildung an der Kanülenspitze vermindert werden. Für die Messungen wird zumeist die A. radialis am Handgelenk genutzt, weitere sichere Messstellen umfassen unter anderen die A. femoralis, A. dorsalis pedis, A. tibialis, A. brachialis, A. axillaris, A. ulnaris sowie A. temporalis [Elt01]. Bei Untersuchungen im Herzkatheter-Labor wird auch in der Aorta direkt gemessen.

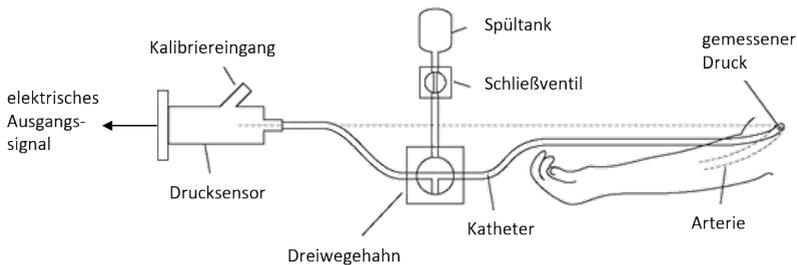


Abbildung 3.1: Übersicht über Aufbau einer invasiven Blutdruckmessung, nach [AJV]

Wird die Messung sorgfältig durchgeführt und alle möglichen Fehlerquellen, wie Luftblasenfreiheit des Katheters, individuelle Kalibrierung und korrekte Systemdämpfung, beachtet, so erhält man mit den direkten kontinuierlichen Blutdruckmessungen sehr präzise Ergebnisse mit absoluten Abweichungen von unter ± 5 mmHg vom wahren Blutdruck [Elt01]. Daher wird hier auch vom „goldenen Standard“ gesprochen, welcher bei Vergleichsmessungen hinsicht-

lich der Messgenauigkeit mit anderen Systemen hinzugezogen wird.

Mit der Punktion der Arterie werden unterschiedliche Risiken eingegangen, so können z.B. Tromben entstehen, welche bei loslösen feinere Arterien verstopfen können, wodurch das dahinterliegende Gewebe nicht mehr durchblutet würde und es z.B. zu einem Schlaganfall kommen könnte.

Weitere Risiken sind:

- Infekte
- lokale Hämatome
- kritische Durchblutungsstörungen (die zu Funktionsverlust oder Amputation führen können)

Hillermann [Hil13] weist darauf hin, dass es bisher nicht gelungen ist unabhängige Risikofaktoren zu identifizieren, es werden beispielsweise auch Arteriosklerose und Diabetes als Folge genannt.

Es gibt jedoch Patienten, bei denen die Abwägung nicht eindeutig ausfällt, ob die Information über den Blutdruck die einhergehenden Risiken rechtfertigt. Auch kann auf Grund von Platzmangel ein Patient, bei dem die Information noch notwendig ist, frühzeitig von der Intensivstation auf eine andere Station verlegt werden, wo eine invasive Messung personell bedingt nicht mehr möglich sein kann.

Andere Systeme (siehe hierfür die folgenden Kapitelabschnitte) haben auf Grund ihres Aufbaus und Messortes eine niedrigere Compliance¹, weswegen sie sich nicht für Langzeitmessungen eignen.

Es zeigt sich, dass auch im klinischen Umfeld ein System zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung benötigt wird, sofern die Compliance hoch ist.

¹ Compliance bezeichnet die Mitarbeit bzw. die Kooperation des Patienten bei einer medizinischen Behandlung, z.B. durch Einhalten von Verhaltensregeln [ARW]

Sphygmomanometrie oder nach Riva-Rocci

Bei der nicht-invasiven Messung nach Riva-Rocci wird die Arterie durch eine Manschette zum Kollabieren gebracht. Die Manschette wird so lange auf-pumpt bis ein Druckwert erreicht ist, der erwartungsgemäß höher liegt als der systolische Blutdruck. Ein Barometer zeigt an welcher Druck aktuell in der Manschette anliegt, siehe Abb. 3.2a oben. Wird nun langsam, mit etwa 2 bis 3 mmHg pro Sekunde, die Luft durch ein Nadelventil abgelassen und der systolische Druck erreicht, kann das Blut wieder stoßweise zirkulieren, wobei die Arterie zwischen zwei Systolen wieder kollabiert [Elt01]. Wird der diastolische Druck erreicht, so fließt das Blut wieder ungestört.

Die einfachste Methode um den Blutdruck zu messen ist, den Puls unterhalb der Manschette zu erfühlen, siehe Abb. 3.2a unten. Durch diese pal-patorische Messung ist jedoch nur der systolische Druck bestimmbar, da kein signifikanter Punkt für die Diastole ertastet werden kann.

Eine weitere Möglichkeit zur Detektion ist das Auskultieren. Hierbei werden die so genannten Korotkow Geräusche akustisch überwacht Korotkows aus-kultatorisches Verfahren (engl. Korotkov's auscultatory method) (KAM). Bei diesen handelt es sich um ein kurzes, scharfes Geräusch, welches bei jedem Puls durch eine erhöhte Strömungsgeschwindigkeit des Blutes durch die ver- engte Arterie entsteht. Je niedriger der Manschettendruck ist umso länger ist das Geräusch zu hören jedoch ist es ab einem gewissen Punkt wieder kürzer, siehe Abb. 3.2a. Diese können distal, beispielsweise mit einem Stethoskop, wahrgenommen werden [SL07].

Bei Abnahme des Manschettendrucks werden die Geräusche zunächst lauter, anschließend kann es zu drei unterschiedlichen Situationen kommen. Entweder bleibt die Lautstärke nahezu gleich (Abb. 3.2a A) oder sie werden etwas leiser (Abb. 3.2a B). Es kann jedoch in einigen Fällen zu einer kurzen Abnahme mit anschließendem Anstieg kommen, der so genannten auskultatorischen Lücke (Abb. 3.2a C), bis der diastolische Druck erreicht wird. Beim Hören kann es leicht zu Verwechslungen zwischen den unterschiedlichen Fällen kommen.

Leca und Groza [LG08] zeigen auf, dass die KAM nicht als der goldene Stan- dard zählen dürfe, als welcher er angepriesen wird. Sie stellen klar, dass das Wahrnehmen der Korotkow Geräusche durch hören kein Standard sein darf. Beim Hören handelt es sich nicht um eine physikalische Größe, sondern um

eine individuelle Fähigkeit, die stark in ihrer Leistung schwanken kann. Es wird zudem aufgezeigt, dass sich die heutigen Methoden, wie u.a. die KAM, kaum von den 1905 vorgestellten unterscheidet.

Die meisten heutzutage auf dem Markt erhältlichen Messgeräte basieren auf dieser Methode. Sie detektieren jedoch keine Geräusche, sondern die Pulsation in der Manschette. Durch jeden Puls kommt es in der Manschette zu oszillierenden Volumenänderung ΔV , welche sich in einer oszillierenden Druckänderung Δp niederschlagen. Der Idealfall ist in Abb. 3.2a (oben) zu sehen. Die Änderungen beginnen mit dem systolischen Druck und enden mit dem diastolischen Druck, dazwischen kommt es zu einem Maximum, welches den transmuralen Blutdruck wider gibt, siehe Abb. 3.2b. Im Idealfall werden tatsächlich die korrekten Blutdruckwerte gemessen, die Realität zeigt jedoch ein anderes Bild [Sto12].

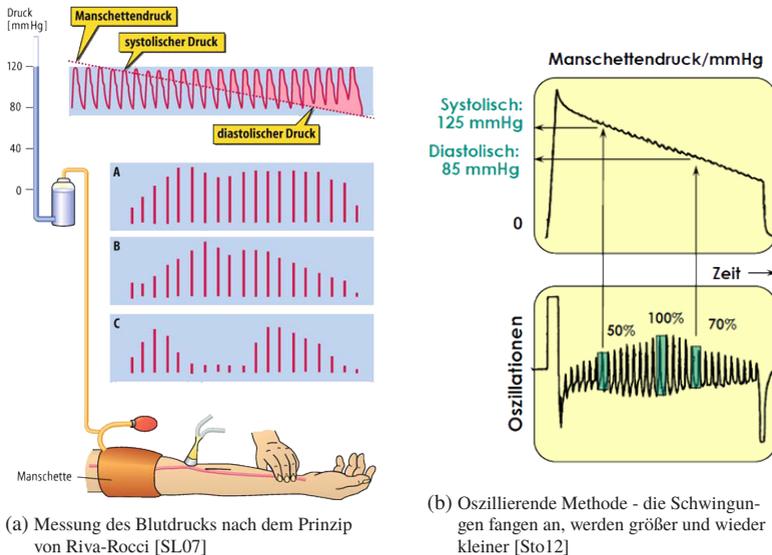


Abbildung 3.2: Messung nach Riva-Rocci

Wie in Abb. 3.2b sehen, werden nicht der Anfang und das Ende einer Pulsation als die Blutdruckwerte angenommen, sondern angenäherte Werte. So wird der systolische Druck bei etwa 50% vor dem maximalen Wert, der diastolische bei etwa 70% nach dem Maximum angenommen. Da jeder Mensch eine individuelle Einstellung bräuchte, sind Abweichungen bis zu 20 mmHg möglich [Sto12].

Mideke [Mid10] hat gezeigt, dass es nicht sinnvoll ist gemittelte Werte aus nacheinander folgenden Messungen zu berechnen, da durch das Abdrücken die Arterie belastet und eine zweite Messung durch die kurzfristig veränderten Arterieneigenschaften ungenauer wird. Auch ist die Wahl der Manschettengröße entscheidend und sie muss auf den Anwender abgestimmt sein. Eine zu breite Manschette kann zu falsch niedrigen, eine zu kleine Manschette zu falsch hohen Blutdruckwerten führen [BF].

Volumenkompensation nach Penaz

Diese Methode beinhaltet ebenfalls eine Manschette, welche jedoch am Finger angebracht ist und zusätzlich ein photoplethysmographisches Signal aufnimmt. Mit den in die Manschette eingearbeiteten LEDs (Light Emitting Diodes) kann die Volumenschwankung von Arterien erfasst werden. Bei dieser Methode wird die Manschette auf Grund des Signals der LEDs aufgepumpt bzw. Luft wird abgelassen. Dies geschieht mit einem schnellen elektropneumatischen Ventilsystem. Dadurch wird das Volumen der Arterie konstant gehalten, sodass diese entlastet ist und der Druck in der Manschette dem Blutdruck entspricht. Dies gilt sowohl für den diastolischen als auch systolischen Druck, siehe Abb. 3.3. Diese Methode kann erst nach einer Kalibrierung gemäß der volumenzilometrischen Methode verwendet werden, bei welcher der transmurale Druck ermittelt wird, siehe Abschnitt 3.1.1. Vorteil dieser Methode ist, dass sie länger durchgeführt werden kann, da die Arterien nicht kollabieren und somit die dahinterliegenden Körperteile weiterhin durchblutet werden [Elt01].

Aber auch hier gibt es deutliche Nachteile. Der Finger eignet sich nicht bei jedem Menschen als Messort, da die Durchblutung der Extremitäten stark schwanken kann. Bei Patienten mit niedriger Durchblutung in diesem Bereich können die optischen Signale derart reduziert werden, dass der Regelkreis in-

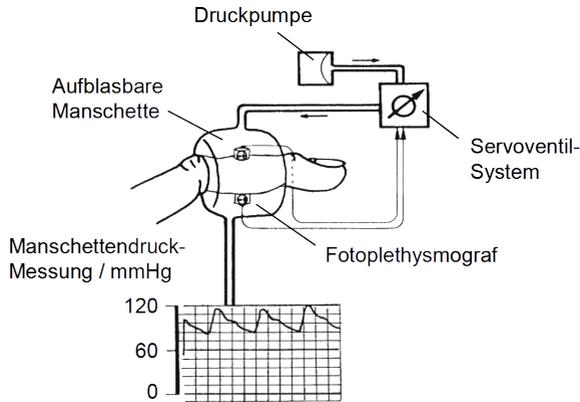


Abbildung 3.3: Volumenkompensation nach Penaz [Bol07]

stabil wird und die Genauigkeit somit abnimmt. Auch kann es dazu kommen, dass in besonderen Situationen wie beispielsweise Stress oder bei massivem Blutverlust das hämodynamische Verhalten von Fingerarterie und zentralem Kreislauf stark voneinander abweichen. Weiterhin treten bei vielen Patienten Fingerspasmen, zyanotische Fingerverfärbungen, Schmerzen sowie Taubheitsgefühle auf. Deswegen wird eine maximale Messzeit von ca. 2 Stunden empfohlen [Elt01].

3.1.2 Mensch-Maschine-Schnittstellen

Unter Mensch-Maschine-Schnittstelle (engl. Human-Machine-Interface) (HMI) versteht man Eingabesysteme, welche der Mensch nutzt um eine Maschine zu steuern. Diese können in unterschiedliche Kategorien unterteilt werden, z.B. nach verwendeten Körperteilen. Anfangs wurden mechanische Komponenten zur Steuerung verwendet und diese v.a. durch Hände und Füße bedient, z.B. bei Autos. Mit der Entwicklung von Computern und moderner Sensoren, welche auch andere Signale interpretieren können, wurde es möglich auch andere Eingabesysteme einzusetzen, z.B. Eye-Tracking, welches durch die Augenposition detektiert. Hier wird sich auf HMI konzentriert, welche Bewegungen des Mundraums bzw. Druckänderungen im Gehörgang verwenden.

Mensch-Maschine-Schnittstellen auf Basis des Mundes

Zungenbewegungen können auf unterschiedliche Weisen detektiert werden. Huo und Ghovanloo [HG09] verfolgen ein Konzept, bei dem ein Dauermagnet als Tracer, also als Markierung, eingesetzt wird. Der Magnet wird an der Zungenspitze positioniert und dessen Position über zwei Sensoren außerhalb des Mundraumes auf Wangenhöhe gemessen. Die Sensoren sind mit einem Kopfteil verbunden, welches die Recheneinheit und die Stromversorgung beinhaltet, siehe Abb. 3.4.

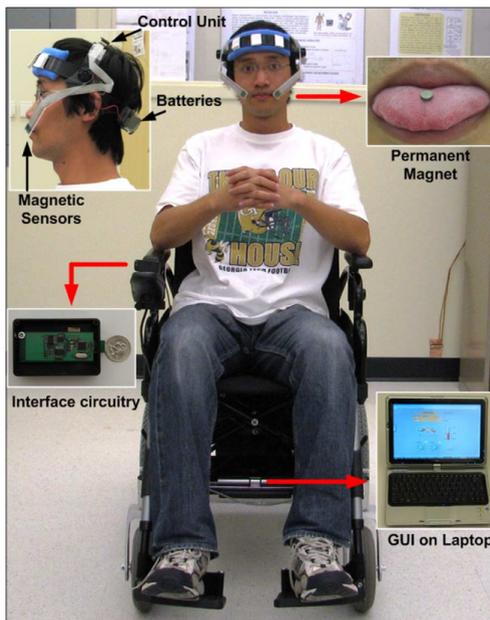


Abbildung 3.4: System einer zungenbasierten HMI [HG09]

Eine weiteres System hat die dänische Firma TKS Technology [Tec] entwickelt. Hier wird eine Art Zahnsperre mit einem Bedienfeld in den Mundraum eingesetzt und durch die Zähne am Gaumen gehalten. Der vordere Teil des Bedienfelds besteht aus zehn Sensoren, welche als Tastatur verwendet werden können. Der hintere Teil mit acht Sensoren dient zur Steuerung einer Computer-Maus, eines Smartphones oder eines el. Rollstuhls, siehe Abb. 3.5.

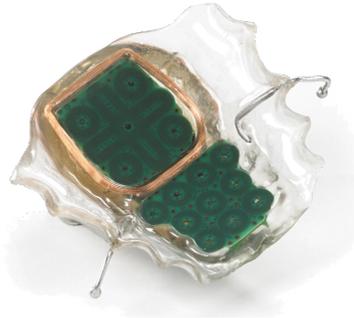


Abbildung 3.5: Itongue von TKS Technology z.B. zur Rollstuhlsteuerung [Tec]

Für die Bedienung muss ein Piercing in der Zunge befestigt werden. Dabei bestehen die Gefahren des Verschluckens, von allergischen Reaktionen oder Ersticken, auch kann der Fremdkörper dazu führen, dass Sprechen und Schlucken behindert werden.

Weitere Möglichkeiten sind Mund-Mäuse, die per Lippenbewegungen oder auch Pusten, bzw. in einer Kombination bedient werden, z.B. Integramouse Plus (Abb. 3.6).



Abbildung 3.6: Integramouse von LIFEtool [Gmbb]

Wie ein Experte² berichtet, kann der Einsatz eines solchen Gerätes dazu führen, dass beim Überfahren von Kanten, z.B. am Bordstein, die Zähne ausgeschlagen werden.

Trotz ausführlicher Recherche konnte kein käufliches System gefunden werden, welches durch Druckmessung im äußeren Gehörgang funktioniert. Es wurden lediglich Ansätze aus der Wissenschaft gefunden, siehe Absatz 3.2.3.

3.2 Stand der Wissenschaft

In diesem Abschnitt werden Forschungen vorgestellt, welche sich sowohl mit neuen Ansätzen zur Blutdruckmessung als auch mit Mensch-Maschine-Schnittstellen beschäftigen. Es ist zu erwähnen, dass es mittlerweile viele Variationen (bei Blutdruckmessung) gibt, welche nicht alle vorgestellt werden können. Sie basieren auf dem gleichen Prinzip, welches in Abschnitt 3.2.1 vorgestellt wird.

3.2.1 Pulstransitzeit

Dieser Abschnitt basiert auf den Arbeiten von Peter Elter [Elt01] und Hans-Peter Boll [Bol07], wobei letztere die Fortsetzung der ersten ist.

Bei der Pulstransitzeit Messung wird die Zeit gemessen, die die Pulswelle benötigt um einen Abschnitt im Blutgefäß zurückzulegen. Daraus wird dann die Pulswellengeschwindigkeit berechnet, indem die Strecke durch die gemessene Zeit dividiert wird. Dabei wird davon ausgegangen, dass bei einem höheren Blutdruck die Arterienwände stärker gedehnt sind und somit sich die Welle schneller fortbewegt, was zu einer kleineren Pulstransitzeit und somit zu einer höheren Pulswellengeschwindigkeit führt.

Die Zeit kann durch unterschiedliche Methoden gemessen werden, es bedarf jedoch auf der Strecke immer zwei unterschiedliche Messpunkte, einem Start- und einem Endpunkt. Diese befinden sich idealerweise auf dem gleichen Arterienast, um andere Einflüsse ausschließen zu können. Es besteht auch die

² Frank Leder, Geschäftsführer der TalkTools GmbH, <https://www.talktools-gmbh.de/>

Möglichkeit als Startpunkt die Kontraktion des Herzens zu verwenden, diese kann in einem EKG sehr einfach ermittelt werden.

Es wurden viele Untersuchungen zur Pulstransitzeit und der Korrelation mit dem Blutdruck durchgeführt. Als Fazit sei zu erwähnen, dass unterschiedliche Ergebnisse zur Korrelation gefunden wurden, diese reichen von $-0,85$ bis $+0,90$ [Elt01]. Diese Ergebnisse werden von verschiedenen Faktoren beeinflusst, hier werden die Messmethode, die Art der erfassten Pulswellen, die Methode zur Pulswellenregistrierung, die analoge und digitale Signalverarbeitung, die Art der Referenzmessung, das Vorgehen bei den Messungen, die Variation des Blutdrucks bei der Vergleichsmessung, das Erzeugung der Blutdruckschwankungen zur Vergleichsmessung und die Auswahl der Testpersonen bei der Vergleichsmessung erwähnt [Elt01]. Für weitere Details wird an dieser Stelle auf [Elt01] und [Bol07] verwiesen.

Die Methode ist z.B. in einem System von IEM integriert, welches in der Lage ist auf den Herznahen Blutdruck Rückschlüsse zu ziehen. An dieser Stelle sei erwähnt, dass trotz eines herzfernen hohen Blutdrucks es sein kann, dass der herznahe Blutdruck normal ist und somit keiner Behandlung bedarf [Gmba].

3.2.2 FH Lübeck

An der FH Lübeck, siehe [KA13], wurde bereits ein System aufgebaut, welches die Druckänderung im abgeschlossenen Gehörgang misst. Dazu wurde ein Ohrstück angefertigt, in dessen Inneren ein Photoplethysmographie (PPG)-Sensor verbaut ist. Dieser besteht aus einer Lichtquelle und -sensor. Die Messeinheit liegt am äußeren Rand, sodass sie an die Gehörgangswand zeigt und so das Signal aus dieser misst, siehe Abb. 3.7.

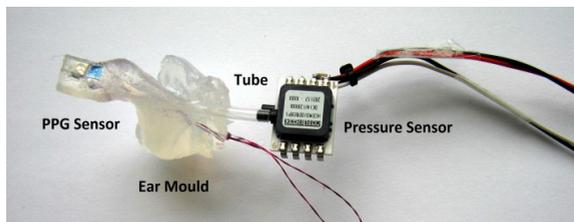


Abbildung 3.7: Messaufbau der FH Lübeck [KA13]

Durch einen Kanal wird der Druck von innen nach außen zu dem Drucksensor geleitet. Der Drucksensor selbst sitzt also nicht im Gehörgang, sondern außerhalb, wodurch Sensoren mit Abmaßen, die größer als der Gehörgang sind, verwendet werden können. Parallel wird ein EKG aufgenommen.

Verwendet wird ein „differential pressure sensor (HCEM010DBE85P, First Sensor GmbH) with a pressure range of ± 1000 kPa (\pm mbar)“ [KA13].

Diese Forschung beschäftigt sich mit der Auswertung der Pulswave Arrival Time (PAT) welche mit der Pulswellengeschwindigkeit zusammenhängt. Kaufmann behauptet, dass das Ohr in der gleichen Orientierung gegenüber dem Herzen bleibt, solange sich die Person in Aufrechter Position befindet, was eine komplizierte Kalibrierung für die Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit reduziert. Des Weiteren wird am anderen Ohr das gleiche Signal mit in-ear Kopfhörern aufgenommen. Die Ergebnisse einer Messung ist in Abb.3.8 zu sehen.

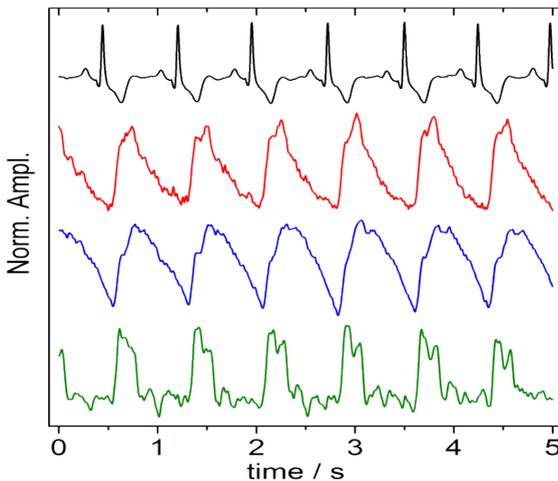


Abbildung 3.8: Resultat der Messung an der FH Lübeck [KA13]

Schwarz: EKG, Rot: in-ear PPG (linkes Ohr), Blau: in-ear Drucksensor (linkes Ohr), Grün: Kopfhörer (rechtes Ohr)

Wie an der blauen Linie deutlich zu erkennen, kann ein Signal mit diesem Aufbau gemessen werden. Kaufmann und seine Kollegen haben jedoch nicht

versucht aus den Druckmessungen im Ohr, sondern über die Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit aus den Signalen auf den Blutdruck zu schließen.

3.2.3 Mensch-Maschine-Schnittstellen auf Basis von Druckmessung im Ohr

Vaidyanathan hat im Jahr 2007 bereits nachgewiesen, dass Bewegungen der Zunge zu Druckänderungen im äußeren Gehörgang führen [VCG07]. Die erzeugten Signale nennt er Tongue-Movement-Ear-Pressure (TMEP) und werden im verschlossenen Gehörgang gemessen. Dafür wurden ein Mikrofon mit einem Verschlussystem in den äußeren Gehörgang integriert und zur Detektion die Signalenergie und Kreuzkorrelation der paarweise normierten Signale betrachtet. In der Evaluation wurden vier verschiedene Zungenbewegungen an acht Probanden getestet, welche mit einer Wahrscheinlichkeit von 97 % erkannt wurden.

Mace hat im Jahr 2013, aufbauend auf der Arbeit von Vaidyanathan die Echtzeitklassifizierung bewusst erzeugter Zungenbewegungen und die Abgrenzung unbeabsichtigter Aktivität mit drei Bewegungen und sechs Probanden bzw. vier Bewegungen und vier Probanden evaluiert [MaMea13]. Es konnte eine Fehlerabgrenzung von mehr als 90 % bei der Dreierbewegung und mehr als 80 % bei der Viererbewegung erreicht werden. Abbildung 3.9 zeigt das verwendete Messprinzip, das entsprechende Frequenzspektrum und den Signalverlauf der bewusst erzeugten Zungenbewegungen der durchgeführten Untersuchungen.

Zur Verbesserung der Echtzeitfähigkeit der Klassifizierung der TMEP-Signale und Abgrenzung von Artefakten, sind Datensätze mit den durch Zungenbewegungen erzeugten Druckänderungen im Gehörgang und anschließender Wavelet-Paket-Transformation erstellt worden. Diese ist vergleichbar mit der Fourier Transformation, besitzt darüber hinaus jedoch noch weitere Informationen aus dem Zeitbereich [unbb]. Anhand dieser Daten werden der Bayes-Klassifikator und eine Support Vector Machine (SVM) miteinander verglichen. Beim Vergleich der beiden Klassifikatoren zeigt sich, dass der Bayes-Klassifikator bessere Ergebnisse liefert.

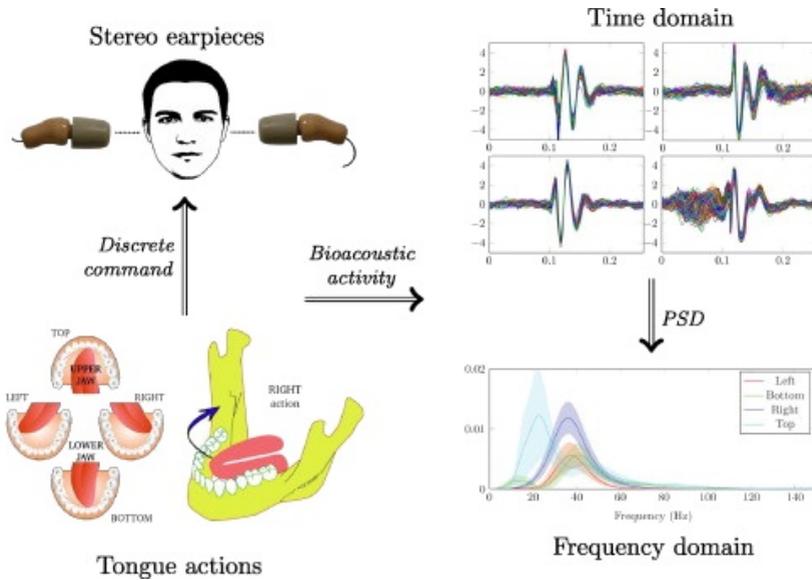


Abbildung 3.9: Aufbau und Auswertung der TMEP-Signale [MaMea13]

3.3 Fazit aus dem Stand der Technik und Wissenschaft

Der goldene Standard ist die invasive Blutdruckmessung, welche nur im klinischen Umfeld durch Experten und nicht im häuslichen Umfeld durchgeführt werden kann. Durch Laien werden vor allem Messung mit der Oberarm- oder Handgelenkmanschette durchgeführt, wobei hier häufig Fehler, wie falsche Positionierung des Arms oder Sprechen während der Messung auftreten, welche das Messergebnis verfälschen. Auch sind diese Messungen deswegen ungenau, weil sie über mehrere Herzschläge, welche jeweils im Druck variieren können, hinweg durchgeführt werden, um einen Wert zu ermitteln. Durch die Ein- und Ausatmung wird der Blutdruck ebenfalls beeinflusst. Ein System, das über mehrere Herzschläge hinweg misst wird also zwangsweise dadurch beeinflusst.

Es zeigt sich, dass Systeme die den Blutdruck nicht-invasiv und permanent messen können aus unterschiedlichen Gründen nicht im Alltag verwendbar sind. Teilweise würden sie auf Grund der Größe den Nutzer zu sehr einschränken oder oft sind sie auch wegen des Messortes stark Artefakt behaftet, weswegen die Messergebnisse nicht ausreichend gut sind.

Die mangelnden Informationen führen zu Fehldiagnosen, Fehlmedikationen und dadurch zu teilweise schwerwiegenden Folgen. Ein System, welches in der Lage ist, permanent und nicht-invasiv den Blutdruck messen zu können wird dringend benötigt.

Es konnte auch gezeigt werden, dass keine Systeme existieren, welche im Ohr den Druck messen, um auf den Blutdruck zu schließen und mit invasiven Messungen verglichen wurden.

Weiter konnte gezeigt werden, dass der Ansatz über Druckmessung im Ohr eine Mensch-Maschine-Schnittstelle zu verwenden vielversprechend ist, da mit Mikrofonen bereits gute Resultate erzielt werden konnten. Deswegen wird auch dieser menschliche Parameter näher untersucht.

4 Konzept und Aufbau

Wie in den vorangehenden Kapiteln beschrieben, gibt es einen großen Bedarf an einem System, welches permanent und nicht-invasiv den Blutdruck messen kann. In diesem Kapitel wird zunächst das zugrunde liegende Konzept und anschließend die verschiedenen, eingesetzten Systemaufbauten beschrieben. Auf Grund fehlender vergleichbarer Studien, musste der Aufbau mehrfach iteriert und angepasst werden. Die unterschiedlichen Systeme werden ab Abschnitt 4.3 aufgeführt und in den einzelnen Abschnitten aus den Kapiteln 5 und 6 jeweils darauf Bezug genommen.

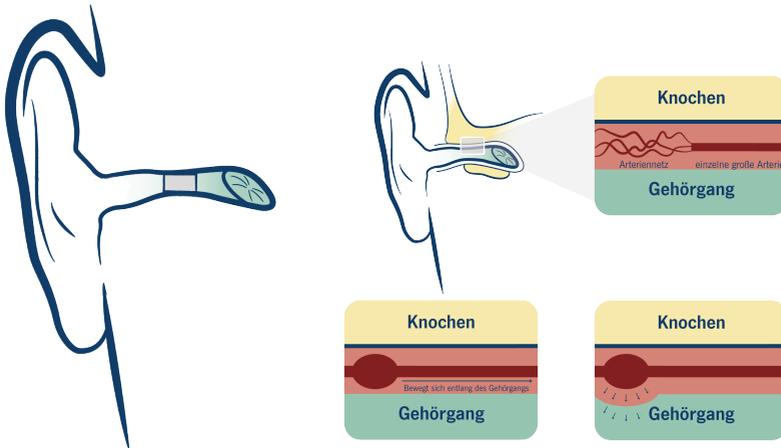
4.1 Konzept zur Druckmessung im Ohr

Wird der äußere Gehörgang luftdicht verschlossen, so bildet sich eine Kammer zwischen dem Verschluss, der Gehörgangswand und dem Trommelfell, siehe Abb. 4.1a. Ist der Abschluss ausreichend gut, so kann diese Kammer als luftdicht verschlossen angesehen werden, womit keine Masse mehr zwischen der Kammer und der Umwelt ausgetauscht werden kann. Wird die äußere Form der Kammer verändert, so ändert sich deren Volumen und somit der Druck, da keine Masse entweichen kann, siehe auch Abschnitt 2.4.

Mit jedem Herzschlag wird Blut in die Arterien gepumpt, wodurch diese sich im Durchmesser vergrößern und anschließend wieder verkleinern. Die Haut des Gehörgangs und das Trommelfell sind mit feinsten Adern durchzogen, siehe Abb. 2.11. Wie schon in [Zei15] gezeigt, kann mit einem Drucksensor der Herzschlag gemessen werden, für den Rückschluss auf den Blutdruck müssen noch Vergleichsmessungen gemacht werden. Hierauf wird in Kapitel 5 genauer eingegangen. Abb. 4.1b zeigt das Schema des Konzepts. Zu sehen ist die vereinfacht dargestellte Messumgebung (Abb. 4.1b links oben), also die Anatomie des Gehörgangs. Der Knochen kann als feste Wand angesehen werden, der von Haut überzogen ist. Die in der Haut befindlichen Arterien

werden zu einer großen zusammengefasst. Dies ist zulässig, da die Pulswelle zum gleichen Zeitpunkt in allen Arterien im Gehörgang ankommt und sich somit die Volumenänderung aufaddiert (Abb. 4.1b rechts oben). Bei jedem Herzschlag erhöht sich das Volumen in der angenommenen Arterie durch die Pulswelle, und bewegt sich entlang dieser (Abb. 4.1b links unten). Dabei wird auch die Haut des Gehörgangs ausgedehnt, was zu einer Änderung des Volumens des Gehörgangs führt (Abb. 4.1b rechts unten).

Die Fließrichtung des Blutes (vom Trommelfell zur Ohrmuschel oder anders herum) in der Gehörgangshaut konnte nicht eindeutig geklärt werden. Diese Information wird jedoch als vernachlässigbar angesehen, da sie keine Auswirkungen auf das Messprinzip hat.



(a) Abgeschlossene Kammer in Gehörgang, links Ohrmuschel, rechts Trommelfell

(b) Schema des Messprinzips

Abbildung 4.1: Konzept der Blutdruckmessung

In Abb. 4.2 ist zu sehen, dass das System im Gehörgang platziert wird und diesen Luftdicht verschließt. Eine Auswerteeinheit, welche auch größere Komponenten, wie z.B. einen Mikrocontroller enthalten kann, kann auch in der Ohrmuschel platziert werden. Die einzige Bedingung hierfür ist, dass die aufgenommenen Signale des Drucksensors durch Kabel an die Einheit übertragen

werden können. Die aufgenommenen Signale werden dann in den Blutdruck übersetzt.

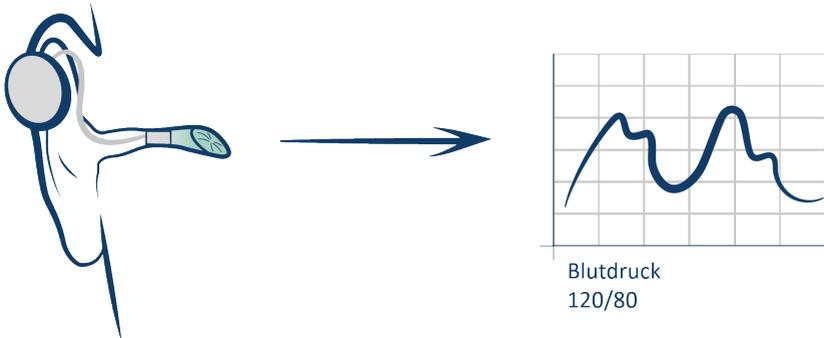


Abbildung 4.2: Möglichkeit zur Platzierung der Auswerteeinheit

Im ersten Schritt sollen dafür Vergleichsmessungen durchgeführt werden.

4.2 Systemkomponenten

Jedes System besteht aus den gleichen hier beschriebenen Komponenten, welche sich jedoch in der jeweiligen Ausführung unterscheiden:

- Verschluss - zum Abdichten des Gehörgangs
- Drucksensor - zur Aufnahme der Änderung des Drucks
- Auswertelektronik - zur Aufbereitung, Speicherung, Verarbeitung und/oder Übertragung der aufgenommenen Daten
- Stromversorgung - in Form eines Akkus

Ggf. wird noch eine Auswerteeinheit benötigt, auf welcher rechenaufwändigere Aufgaben ausgeführt werden können, z.B. mit MATLAB. Der Verschluss, welcher zum Abdichten des Gehörgangs benötigt wird, wird in den äußeren Gehörgang eingeführt. Der Drucksensor ist in allen Untersuchungen in den Verschluss integriert, siehe z.B. Abb. 4.3



Abbildung 4.3: In den Verschluss integrierter Drucksensor [SZPS16]

Die an dem Drucksensor angebrachten Kabel werden durch den Verschluss hindurchgeführt und dabei z.B. durch Cyanacrylat-Klebstoffe abgedichtet, sodass kein Luftaustausch stattfinden kann.

Als Drucksensor wird der BMP 280 von Bosch Sensortec verwendet. Dieser arbeitet mit einer Genauigkeit von $\pm 0,12$ hPa und in einem Messbereich von 300 bis 1100 hPa [BOS]. Bei der Wahl des Drucksensors muss darauf geachtet werden, dass dieser in der Lage ist den absoluten Druck und nicht nur den Differenzdruck zu messen und dass dieser klein genug ist um in den Gehörgang zu passen.

Ist dies nicht möglich, so müsste eine Schlauchleitung bis zum Sensor gelegt werden. Da die Volumenänderung durch den Herzschlag gleich bleibt, sich wegen einer solchen Leitung das Volumen des Messraums jedoch vergrößert, nimmt die Messgenauigkeit ab und die Qualität der Ergebnisse wird reduziert.

Die Komponenten der Platine werden jedes Mal den Randbedingungen entsprechend ausgewählt. Hier ist die Größe der Platine und die z.B. Art der Datenspeicherung der ausschlaggebende Faktor. Soll auch z.B. die Platine im bzw. am Ohr tragbar sein, so muss diese sehr klein sein und hat nur wenig Platz für Bauteile. Sollen z.B. die Daten auf einer SD Karte für eine spätere offline Auswertung gespeichert werden, so muss dieses Bauteil auf der Platine verbaut werden.

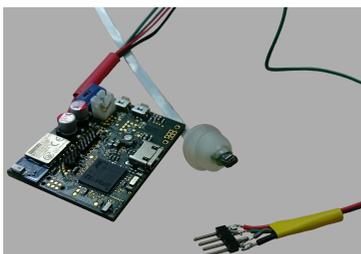
4.3 Aufbau 1

Das in diesem Abschnitt vorgestellte System wird bei den Versuchen aus Kapitel 5.1 am Schwein verwendet.

Für die Messungen am Schwein wird extra eine Platine auf Basis eines Mikrocontrollers der EFM32 Reihe von Silicon Labs (EFM32GG330) entwickelt. Weiter wird für eine Bluetooth-Kommunikation ein BLE113 Bluetooth Modul, ebenfalls von Silicon Labs, verwendet. Damit ist es möglich die Daten per Funk zu übertragen. Da es hier jedoch zu Unterbrechungen kommen kann, wird zur Sicherheit eine Möglichkeit zur offline Datenspeicherung in Form eines SD-Karten Slots integriert. Zum Laden des Lithium-Polymer-Akkumulators (LiPo Akku), welcher auch die notwendige Versorgungsspannung bereitstellt, ist ein Ladecontroller (BQ25015 von Texas Instruments) integriert. Über zwei SPI Schnittstellen sowie eine I²C Schnittstelle können Sensoren angeschlossen werden.

Auf der Platine selbst ist außerdem der Beschleunigungssensor MPU6050 von Invensense (MPU-6050 Six-Axis, Gyroskop + Accelerometer, MEMS Motion-Tracking™ Devices) aufgebracht, welcher jedoch lediglich der Vollständigkeit halber erwähnt wird, da er bei den Messungen nicht verwendet wird.

In Abb. 4.4a ist die Platine mit den aufgelöteten Bauteilen zu sehen, Abb. 4.4b zeigt das verwendete Ohrstück. Es werden zwar auch andere Ohrstücke getestet, aber nur mit dem hier gezeigten werden Daten aufgenommen, siehe auch Abschnitt 5.1.2.



(a) Platine für Schweinetestmessungen



(b) Ohrstück für Schweinetestmessungen

Abbildung 4.4: Messsystem für Schweinetestmessungen

4.4 Aufbau 2

Das hier vorgestellte System wird bei den Versuchen, welche in Kapitel 5.2 vorgestellt werden, eingesetzt. Die aus den ersten Untersuchungen am Schwein (mit dem aus Abschnitt 4.3 vorgestellten System) gewonnene Erkenntnis, dass zwingend eine Synchronisierung notwendig ist, wird in diesem Aufbau beachtet.

Hierfür wird ein Sensornetzwerk (Prinzip siehe Abb. 4.5) aufgebaut, welches es ermöglicht unterschiedliche Sensoren an eine Plattform (Gateway) anzuschließen, siehe z.B. Abschnitt 4.5.

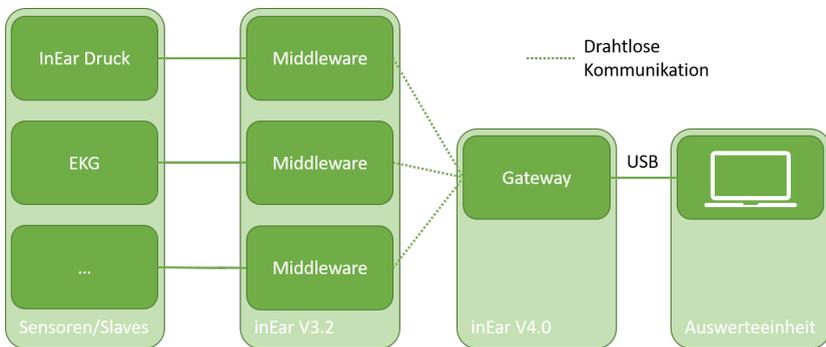


Abbildung 4.5: Prinzip des Aufbaus, nach [Die17]

Die genannte Plattform ist hier als Master anzusehen und die angebotenen Sensoren als Slaves. Ziel dabei ist es, dass die Sensoren (Slaves) synchron Daten aufnehmen, trotz z.B. unterschiedliche Sample Raten. Dafür bekommen die Slaves regelmäßig vom Master ein „Synchronisierungssignal“¹ geschickt, mit dem es möglich ist eine zeitgleiche Aufnahme zu erhalten.

Auf der Plattform (inEar V4.0, siehe Abb. 4.6, links) befinden sich neben dem EFR32BG12 Mikrocontroller von Silicon Labs, noch eine Schaltung zur mobilen Energieversorgung, eine RGB LED von Würth und der Beschleunigungs-

¹ Das Gateway löst ein singuläres Event in der BLE Übertragung aus, dass auf beiden Seiten quasi zeitgleich registriert wird und anschließend ein „Uhrenvergleich“ stattfindet. Die Slave-(inEar 3.2)-Zeit wird mit der des Gateways synchronisiert.

gungssensor mit Gyroskop BMI160 von Bosch. Weiter ist noch ein SD-Karten Halter aufgebracht, wodurch Daten gespeichert werden können.

Als Sensor, welcher an den Master angeschlossen wird, kommt für die Druckmessung im Ohr die in Abb. 4.6 rechts abgebildete Platine, ebenfalls mit einem EFR32BG12 Mikrocontroller von Silicon Labs zum Einsatz. Es können mehrerer solcher Sensoren zeitgleich angeschlossen werden. Hier besteht keine Möglichkeit Daten auf einer SD-Karte zu speichern, die Daten werden mittels Bluetooth Low Energy Standard im freien 2,4 GHz ISM Band übermittelt. Weitere Details zum Aufbau und Funktion können [Die17] entnommen werden.

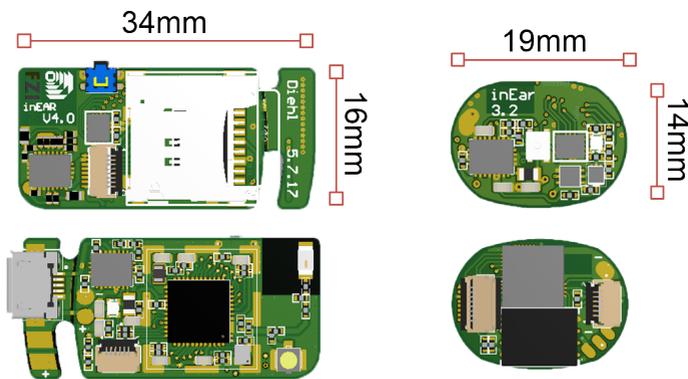


Abbildung 4.6: Platinen für die Kippstimmungen, links Master, rechts Slaves [Die17]

Für die Messung wird das Ohrsensormodul in ein Gehäuse, welches auf dem Design von The Dash von Bragi² basiert, integriert. Diese Kopfhörer haben verschieden große Kappen, welche für die unterschiedlichen Formen von Ohren verwendet werden können. Diese Kappen können nachgekauft werden, sodass sie auch für modifizierte Gehäuse, wie das hier eingesetzte (siehe Abb. 4.7), verwendet werden können.

² <https://bragi.com/>

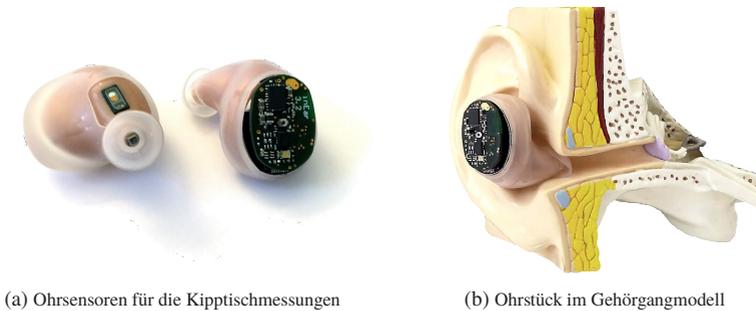


Abbildung 4.7: Ohrstück für Kipptismessungen

4.5 Aufbau 3

Für diese Messungen ist der Drucksensor in einen Alpine InEar Gehörschutz integriert, siehe Abb. 4.3. Zur besseren Identifikation der Sensorsignale wird ein Drucktaster installiert, welcher im gedrückten Zustand einen high-Pegel ausgibt und in der nicht aktiven Zeit auf low geschaltet ist. Für eine bessere Nutzerfreundlichkeit wird der Taster an der Spitze eines Holzstabs angebracht, siehe Abb. 4.8.

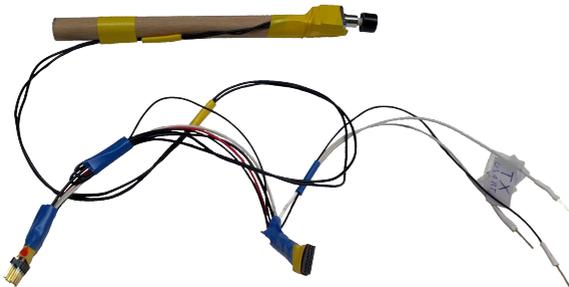


Abbildung 4.8: Kabelsatz mit Trigger [Bus16]

Der Trigger ist über den Kabelsatz an zwei GPIO-Pins einer Platine angeschlossen. Die Platine arbeitet mit einem EFM32LG230 Mikrocontroller und hat eine integrierte RGB-LED, welche zur Interaktion mit dem Benutzer dient,

um bestimmte Programmabschnitte anzuzeigen. Zusätzlich befindet sich ein Schalter auf der Platine, mit dem der Betriebszustand gesteuert wird, siehe Abb. 4.9. Mit dem CP2102 von SILICON LABS, siehe Abbildung 4.10, wird die Universal-asynchronous receiver-transmitter (UART)-Schnittstelle (USB UART Wandler) angebunden. Mit dieser Schnittstelle werden die Sensorwerte in Echtzeit an einen Computer gesendet.



Abbildung 4.9: Platine mit Ein-/ Ausschalter, RGB-LED und Akku [Bus16]



Abbildung 4.10: CP2102 zur Datenübertragung in Echtzeit per UART [Bus16]

Während der ersten Testreihen stellt sich heraus, dass die Sensorposition im äußeren Gehörgang häufig von der vorherigen Messreihe abweicht, was direkte Auswirkungen auf das Messsignal zur Folge hat. Zur Kompensation dieses Problems wird ein Reif entwickelt, welcher, vergleichbar einem Stethoskop, um den Kopf herum führt und einen gleichmäßigen Druck auf die Gehörgänge ausübt. Abbildung 4.11 zeigt die Entwicklungsstufen des Sensorreifs.

Die Basis stellt ein Gehörschutzbügel von Moldex³ dar, deren Endstücke entfernt und durchbohrt werden. Zur Abdichtung in der Bohrung werden die Kabel mit Cyanacrylat-Klebstoff fixiert und zur Stabilisierung mit Schmelzklebstoff ummantelt. Zur Abdichtung am Ohr werden zwei Schaumstoffelemente auf die Halterung gezogen, durch den Alpine InEar Gehörschutz, dessen Lamellen sich an den äußeren Gehörgang anpassen, wird das System luftdicht.

Dieser Aufbau wird für die Evaluation in den Kapiteln 6.4, 6.5.1 und 7.1 verwendet. Weitere Details siehe [Bus16].

³ <https://www.moldex-europe.com/produkte/gehorschutzbuegel/>



Abbildung 4.11: Entwicklung des Sensorreifs [Bus16]

4.6 Aufbau 4

Bei diesem Aufbau wird der BMP280 in einem InEar Kopfhörer Gehäuse von QCY [QCY] verbaut, hierfür wird die ursprüngliche Elektronik komplett entfernt und ersetzt, siehe Abb. 4.12. Die Daten werden mittels Bluetooth Low Energy (BLE) übertragen und die Abtastrate auf 128 Hz eingestellt. Es ist zwar bei dem Sensor eine Abtastrate von 158 Hz möglich, der Mehrwert ist jedoch gering und die Übertragungsrate der Schnittstelle ist für eine stabile Funkverbindung limitiert.

Der Sensor wird über einen SPI-Bus (Serial Peripheral Interface) mit einem BGM121 von SILICON LABS angesteuert. Hierbei ist der Vorteil des BGM121 die Kombination aus einem ARM Cortex M4 Mikroprozessor und einer integrierten Bluetooth Low Energy Antenne, trotz des geringen Abmaßes.

Zum Laden des integrierten 60 mAh LiPo-Akkus, kann die Transportbox mit integriertem Akku und Mikro-USB Anschluss zum Laden des QCY Kopfhörers verwendet werden, siehe Abb. 4.13.

Auf der Empfängerseite wird ein EFR32 Mikrocontroller ebenfalls von SILICON LABS verwendet, siehe auch Kapitel 4.4. Dieser gibt die über den



Abbildung 4.12: Ohrteil mit integriertem Drucksensor [Bus18] [BOS]



Abbildung 4.13: QCY Transportbox mit Anschlüssen zum Aufladen [Bus18]

BLE-Controller empfangenen Daten an eine UART Schnittstelle weiter. Über diese Schnittstelle werden die Daten über einen virtuellen COM-Port an einen leistungsfähigen Rechner an den UART-Converter mit dem Mikrocontroller CP2102 (Single-Chip USB-to-UART Bridge von SILICON LABS) weitergeleitet.

In Abbildung 4.15 ist das komplette Empfängersystem zu sehen. Zur einfachen Anschlussmöglichkeit des Flachbandkabels an den CP2102 dient die in der Mitte befindliche Lochrasterplatine. Da der CP2102 einen integrierten Spannungsregler hat, kann dieser zusätzlich zur UART-Kommunikation auch als Spannungsversorgung für die EFR32-Empfangsplatine verwendet werden. Weitere Details siehe [Bus18].

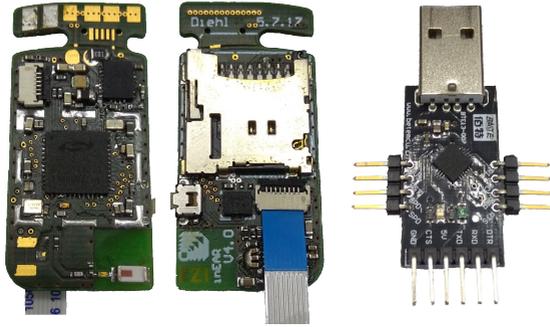


Abbildung 4.14: Vorder- und Rückseite des BLE-Empfängers (links) und USB-to-UART Bridge (rechts) [Bus18]

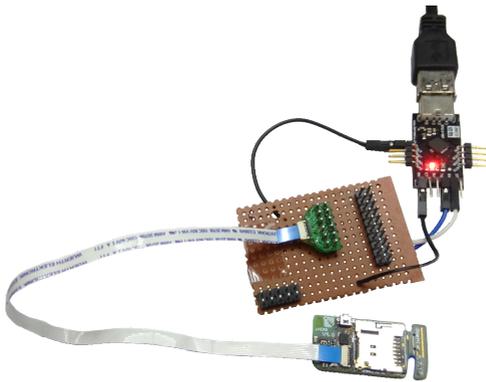


Abbildung 4.15: Vollständiges Empfängersystem [Bus18]

5 Blutdruckmessung

In diesem Kapitel wird auf die Evaluation des Konzepts zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung eingegangen. Wie bereits in Vorfeld gezeigt werden konnte, lässt sich mit dem beschriebenen Verfahren der Puls messen, die Übertragung auf den Blutdruck fehlt jedoch noch [Zei15]. Hierfür sind Referenzmessungen notwendig, welche vorzugsweise invasiv an Probanden im Krankenhaus durchgeführt werden. Leider war es nicht möglich die bevorzugten Messungen durchzuführen, weswegen auf Tierversuche und nicht-invasive Vergleichsmessungen ausgewichen werden musste. Die Ergebnisse dieser Messungen werden in diesem Kapitel vorgestellt und diskutiert.

5.1 Vergleichsmessungen am Schwein

Für diese Messungen wird der in Kapitel 4.3 vorgestellt Messaufbau verwendet, wobei die Daten offline, also auf einer SD-Karte, gespeichert werden.

Die Messungen werden an der Klinik für Neurochirurgie (Universitätsklinikum Freiburg) durchgeführt. Hier finden im Rahmen einer Messreihe bereits Schweinetests statt, bei denen der Blutdruck invasiv aufgezeichnet wird. Im Vorfeld der Messungen wird genau untersucht, ob das Schwein als möglicher Ersatz für menschliche Messungen dienen kann.

5.1.1 Feststellung der Eignung

Zur Überprüfung der Eignung der Schweinetests als Referenzmessung, werden zwei ausschlaggebende Faktoren überprüft: die Übertragbarkeit des Konzepts auf das Herz-Kreislaufsystem und auf die Anatomie des Schweineohrs.

Auf Grund der hohen Vergleichbarkeit wird das Schweineherz bereits im Schulunterricht seziert, um den Schülern einen Einblick in die menschliche Anatomie zu ermöglichen. Weiter wurde von vielen Forschergruppen die Eignung des Schweineherzens als Transplantat für den Menschen untersucht und als geeignet befunden [CW95]. Hiermit wird davon ausgegangen, dass die Übertragbarkeit des Konzepts auf das Herz-Kreislaufsystems des Schweins zulässig ist.

Abb. 5.1 zeigt die organisierten Schweineohren, welche für Voruntersuchungen zur Eignung genutzt werden. Hier wird untersucht, ob der äußere Gehörgang und dessen Verlauf für die Messungen geeignet sind.



Abbildung 5.1: Schweineohren zur Voruntersuchung auf Eignung

Die beiden Bilder in Abb. 5.2 zeigen das Abmaß des Schweineohrs. In Abb. 5.2a ist zu sehen, dass der Durchmesser des Gehörgangs in etwa dem eines Menschen entspricht, während in Abb. 5.2b zu sehen ist, dass der Gehörgang zumindest zum äußeren Ende hin und somit im relevanten Bereich für die Messungen, gerade verläuft (siehe Verlauf des Wattestäbchens auf dem Bild). Es zeigt sich also, dass das Konzepts auf die Anatomie des Schweineohrs übertragbar ist, was auch in [GKS⁺10] deutlich wird.

Da sich sowohl das Herz-Kreislaufsystem als auch das Ohr des Schweins sich als geeignet herausgestellt haben, können die Messungen als Vergleich herangezogen werden.

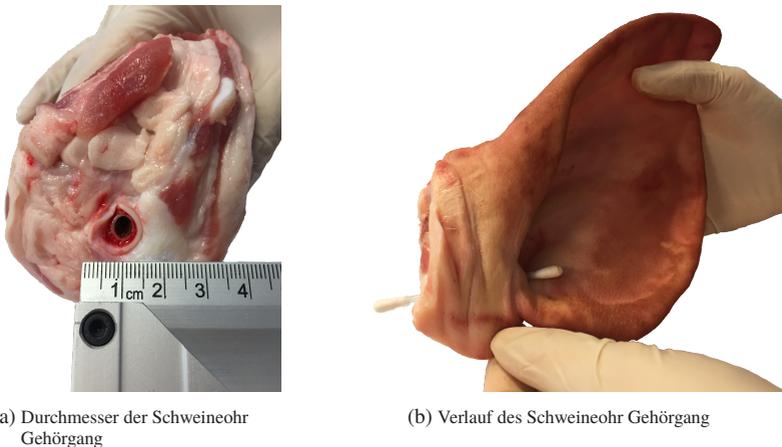


Abbildung 5.2: Abmaße des Schweineohr Gehörgang

5.1.2 Durchführung der Schweinemessungen

Wie bereits erwähnt werden die Messungen an der Klinik für Neurochirurgie (Universitätsklinikum Freiburg) durchgeführt. Hierfür wird ein Minischwein verwendet. Minischweine werden etwa 65 kg schwer und 12 bis 15 Jahre alt [Wick], dadurch sind sie wesentlich einfacher zu handhaben als normale Hausschweine, welche bereits im Alter von sechs Monaten etwa 100 kg schwer werden und somit andere Anforderungen an u.B. den Operationstisch stellen.

Das Minischwein wird in Narkose versetzt und ein Blutdrucksensor invasiv in die Halsschlagader (Arteria Carotis) eingeführt, wo der Blutdruck gemessen wird. Es werden noch weitere Systeme, wie z.B. eine Atemmaschine angeschlossen, worauf hier jedoch nicht genauer eingegangen wird. In Abb. 5.3 ist das Minischwein mit den angeschlossenen Apparaten und dem Ohrsensor zu sehen.

Die erste wichtige Erkenntnis ist, dass die Ohren der Schweine stark verschmutzt sind, weswegen es zwingend notwendig ist, diese vor der Messung zu säubern. Durch das viele Ohrenschmalz wird der Drucksensor zugesetzt, sodass dieser nicht mehr in der Lage ist Messungen aufzuzeichnen und weiter wird die Abdichtung beeinträchtigt. Weiter zeigt sich, dass der Verschluss mit



Abbildung 5.3: Minischwein auf dem OP Tisch, mit angeschlossenen Systemen

Ohrenwachs¹ nicht geeignet ist, weswegen hier der Drucksensor, wie bereits beschrieben, in einem Gehäuse verbaut verwendet wird. Erst bei einer erneuten Messung mit gesäuberten Ohren, können Daten aufgezeichnet werden.

Auf Grund der Randbedingungen vor Ort war es nicht möglich eine synchronisierte Messung des Ohrsignals und des invasiv gemessenen Blutdrucks aufzunehmen. Die Daten werden jeweils lokal gespeichert und im Folgenden ausgewertet.

5.1.3 Auswertung der Schweinemessungen

Die Daten werden zunächst mit dem UnisensViewer² eingelesen. Abb. 5.4 zeigt einen etwa 18 Sekunden, bzw. 2 Sekunden langen Ausschnitt aus dem Ohrsignal (oben) und dem Referenzsignal (unten). Es ist deutlich zu sehen,

¹ OHROPAX® Classic: <https://www.ohropax.de/produkte/ohropax-classic>

² Dieses Tool wurde am Forschungszentrum Informatik (FZI) entwickelt und wird häufig für die Analyse von Signalen eingesetzt. Über die Seite <http://www.unisens.org/> steht er zum download zur Verfügung

dass sowohl die Atmung (Abb. 5.4a), als auch der Herzschlag (Abb. 5.4b) enthalten sind.

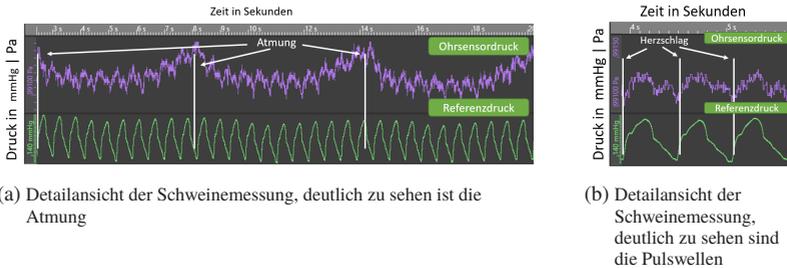


Abbildung 5.4: Rohdaten aus den Schweinemessungen, oben Ohrsensor Daten, unten Referenzdruck (invasiv gemessen)

Das größte Problem bei der Auswertung der Daten ist die Synchronisation. Es ist leider nicht möglich die Daten so zu synchronisieren, dass eindeutig klar ist, welcher Wert aus dem Ohr mit welchem Wert aus dem invasiv gemessenen Blutdruck übereinstimmt. Auch gibt es keine signifikanten Punkte, welche in beiden Signalen zeitgleich auftreten, siehe Abb. 5.5. Der einzige Anhaltspunkt ist das Ende der Messung, an dem der Blutdruck manipuliert wurde. Im Ohrdruck-Signal kann dieser genaue Zeitpunkt nicht bestimmt werden. Deswegen wird darauf verzichtet, weitere Energie in die Auswertung zu investieren und stattdessen ein neuer Aufbau für neue Messungen erarbeitet.



Abbildung 5.5: Übersicht der beiden aufgenommen Signale der Schweinemessungen, oben Ohrdruck, unten Referenzdruck (invasiv gemessen)

Es bleibt lediglich zu sagen, dass der aufgezeichnete Verlauf den Erwartungen entspricht, dass der Herzschlag in Form von Pulswellen mit dem Signal aus der Atmung überlagert ist, welche zu einer Blutdruckänderung führt, siehe Abschnitt 2.1.9. Dieser Verlauf ist in Abb. 5.4a zu sehen. Man erkennt einen wellenförmigen Verlauf mit sechs Hochpunkten, welche die Atmung zeigen, der Herzschlag ist durch die kleineren Amplituden sichtbar.

5.2 Vergleichsmessungen am Kipptisch

Da keine eigenen invasiven Blutdruckmessungen mehr durchgeführt werden konnten, wurde auf ein nicht-invasives System zurückgegriffen und damit Vergleichsmessungen durchgeführt. Hierfür wird der in Kapitel 4.4 vorgestellte Aufbau verwendet, als Referenzsystem wird der Task Force[®] Monitor von CN-Systems³ verwendet. Die Messungen werden am Herz- und Diabeteszentrum NRW in Bad Oeynhausen zusammen mit Herrn Doktor Siegfried Eckert und dessen Team durchgeführt.

5.2.1 Durchführung der Kipptischmessungen

Ziel von Kipptischversuchen ist die Manipulation des Blutdrucks durch Lageveränderung. Diese Messungen werden mit gesunden Probanden durchgeführt, siehe Tabelle 5.1.

	Geschlecht	Alter	Gewicht	Größe
Proband 1	männlich	25-35 Jahre	91 kg	188 cm
Proband 2	weiblich	25-35 Jahre	68 kg	166 cm
Proband 3	männlich	25-35 Jahre	80 kg	172 cm

Tabelle 5.1: Übersicht über Probanden der Kipptischmessungen

Die Probanden werden auf einem Kipptisch, einem Tisch der mittels Bedienfeld in seiner Neigung verstellt werden kann, platziert und mit Gurten fixiert,

³ <https://www.cnsystems.com/de/products/task-force-monitor>

siehe Abb. 5.6. Die Fixierung (in Abb. 5.6 Gurt für Fixierung genannt) dient der Stabilisierung der Probanden. Auf Grund des hydrostatischen Druckunterschieds kann es zu einem plötzlichen Blutdruckabfall im Kopf und somit zu einer Ohnmacht kommen. Das Referenzsystem besteht aus einem Armteil (in Abb. 5.6 Referenzsystem Armteil genannt), welches an den Fingern regelmäßig, nach dem in Kapitel 3.1.1 vorgestellten Prinzip, den Blutdruck misst, einem Kalibrierungssystem (in Abb. 5.6 Kalibrierung Referenzsystem genannt), mit dem die Messungen regelmäßig neu kalibriert werden und einem EKG (in Abb. 5.6 Referenz-EKG genannt). Die Probanden tragen den Ohrstecker im rechten Ohr. Das Synchronisierungs-EKG (in Abb. 5.6 nicht zu sehen), ist mit dem Ohrstecker-System verbunden und synchronisiert das aufgenommene Ohr-Signal mit dem Referenz-EKG. Dafür wird das Referenz-EKG am Anfang und am Ende der Messung am Synchronisierungs-EKG angeschlossen. Das Synchronisierungs-EKG gibt ein zeitcodiertes Signal aus, welches dann im Referenz-EKG zu sehen ist und auf die Druckmessung im Ohr synchronisiert ist.

Die Probanden liegen zunächst ruhig auf dem Rücken und verweilen in dieser Position für etwa 400 Sekunden. Danach werden die Probanden in eine aufrechte Position gebracht in der sie für 700 Sekunden verweilen. Anschließend werden sie für 250 Sekunden in eine 45° Lage zurück gekippt. Final liegen sie wieder horizontal, für etwa weitere 350 Sekunden.

5.2.2 Auswertung der Kipptischmessungen

Erst während der Durchführung der Messungen zeigte sich, dass es nicht möglich ist, das aufgenommene Referenz-EKG abzuspeichern. Hierfür ist ein extra Software Paket notwendig, was im Vorhinein nicht klar war. Trotzdem wird versucht die Messungen auszuwerten und evtl. wertvolle Erkenntnisse zu gewinnen. Hierfür werden die Signale an den auftretenden Blutdruckänderungen, hervorgerufen durch die Lageveränderung, aneinander ausgerichtet. Da es nicht möglich ist, auf den Herzschlag genau die Signale zu synchronisieren, kann lediglich eine Tendenz angegeben werden.

Nach dem Einlesen der Daten zeigt sich, dass bei Proband 3 keine Druckdaten im Ohr aufgezeichnet wurden, der Grund dafür ist unklar. Bei Proband 1 werden zwar Signale aufgenommen, diese eignen sich jedoch auf Grund der

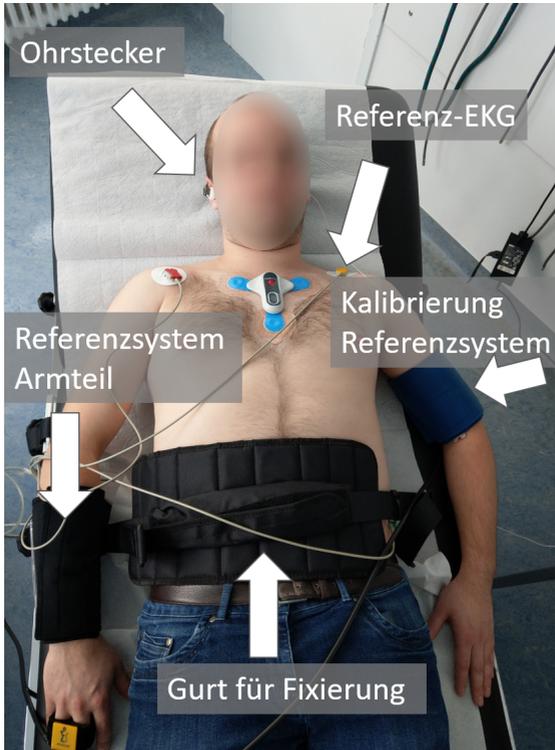


Abbildung 5.6: Aufbau des Messsetups zur Kipptischmessung

Qualität nicht für eine Auswertung. Die Messungen von Proband 2 können ausgewertet werden, da die Signale im Ohr gut ausgeprägt sind und auch die Referenzmessung funktioniert hat.

Eine erste optische Überprüfung zeigt, dass das Referenzsystem in seiner Aussage stark anzuzweifeln ist. Zwischen zwei aufgenommenen Werten springt der Blutdruck immer um etwa 6 mmHg, siehe Abb. 5.7 dieses Phänomen lässt sich physiologisch nicht erklären, was auf eine mangelnde Mess- bzw. Auswertemethode des Referenzsystems schließen lässt. Die Aussagekraft der Referenzmessungen muss stark hinterfragt und in der Auswertung beachtet werden.

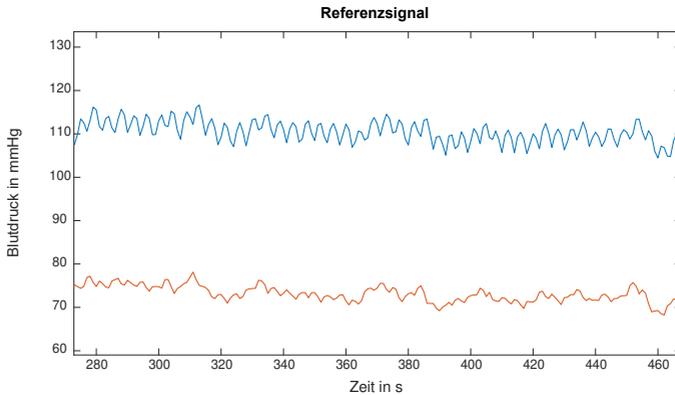


Abbildung 5.7: Sprünge im Referenzsignal von etwa 6 mmHg zwischen zwei Werten; blau: systolischer Druck, rot: diastolischer Druck

Das Ohr-Signal wird eingelesen, mit einem Bandpass gefiltert (0,01 - 5 Hz) und sowohl die Hoch- als auch die Tiefpunkte errechnet. Anschließend werden die Amplituden des Signals berechnet. Dafür wird von jedem systolischen Wert der darauffolgende diastolische Wert abgezogen.

Das Referenzsignal besteht lediglich aus den systolischen und diastolischen Blutdruckwerten, also nicht aus den Kurven selbst. Auch bei diesem Signal werden die Amplituden berechnet, wobei wieder von jedem systolischen Wert der darauffolgende diastolische Wert abgezogen wird.

Das Ohrsignal und das Referenzsignal werden in MATLAB geplottet und miteinander verglichen. Es zeigt sich, dass wenn der Tisch aufgerichtet wird, sich der Druck im Ohrsignal verringert, was damit übereinstimmt, dass sich durch die Lageänderung der hydrostatische Druck ändert, der Blutdruck abfällt und somit auch der Druck im Gehörgang, siehe Abb. 5.8 (ca. 400 Sekunden). Gleichzeitig steigt der Druck im Referenzsignal an, was nicht erklärt werden kann, da eigentlich die Kalibrierung am Oberarm dafür sorgen soll, dass immer der Blutdruck auf Herzhöhe gemessen wird.

Das Referenzsignal wird weiter als kritisch betrachtet und davon ausgegangen, dass die Kalibrierung evtl. nicht richtig funktioniert. Es ist auch möglich, dass der Blutdruck von Proband 2 an den entsprechenden Stellen rasch gestiegen

bzw. gefallen ist. Es zeigt sich erneut, dass nur eine invasive Vergleichsmessung als Referenz dienen sollte.

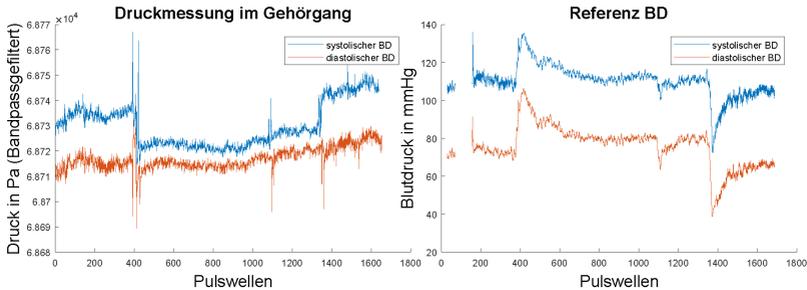


Abbildung 5.8: Auswertung der Kipptischmessung von Proband 2

Um trotzdem eine Aussage bezüglich des hier erforschten Konzepts treffen zu können, werden die Amplituden der beiden Signale verglichen. Hierfür werden die Amplitudenkurven im gleichen Schaubild aufgezeichnet und optisch ausgewertet. Es zeigt sich, dass die beiden Verläufe ähnlich sind. D.h. dass nach 400 Sekunden die Amplitudenwerte beider Signale fallen und etwa bei Sekunde 1400 wieder steigen, siehe Abb.5.9.

Da die Amplituden unabhängig vom absoluten Wert sind kann die Aussage getroffen werden, dass die Theorie durch diese Messungen bestätigt, statt widerlegt wird. Deswegen wird weiterhin angestrebt, invasive Vergleichsmessungen durchzuführen.

In Abb. 5.8 ist auch zu erkennen, dass sich hauptsächlich der systolische Wert verringert, während der diastolische nahezu identisch bleibt. Dies ist tatsächlich der Fall beim Umlagern, es verändert sich v.a. der systolische Blutdruck, während der diastolische gleich bleibt. Dadurch wird das vorgestellte Konzept weiter gestärkt, auch wenn es nicht bewiesen werden konnte.

Dies kann aus zeitlichen Gründen in dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt werden.

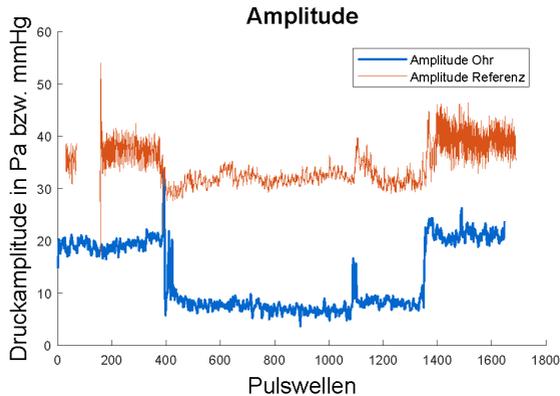


Abbildung 5.9: Vergleich des Amplituden Verlaufs der Kipptischmessungen von Proband 2. Das Referenzsystem hat anfänglich kurzzeitig kein eWerte erfassen können, deswegen fehlen hier Daten

5.3 Fazit der Blutdruckmessungen

Die Messungen am Schwein zeigen, dass es von außerordentlicher Wichtigkeit ist, dass die Signale synchron aufgenommen werden. Möglich ist auch, dass in beiden Signalen zum gleichen Zeitpunkt ein oder zwei signifikante Punkte auftreten, an denen die Signale im Nachgang ausgerichtet werden können. Trotz des Misserfolges in der Auswertung, lässt der Verlauf des Signals, bei dem deutlich sowohl die Pulswellen als auch die Atmung zu sehen sind, den Rückschluss zu, dass tatsächlich der Blutdruck aufgenommen wurde.

Die Kipptischmessungen zeigen erneut auf, dass eine synchrone Messung notwendig ist. Da es hier jedoch markantere Punkte im Signal gibt, kann das Signal wenigstens bis auf wenige Herzschläge genau synchronisiert werden. Da die Aussage des Referenzsystems stark hinterfragt werden muss, ist kein genauer Vergleich möglich. So steigt der Blutdruck beim Aufrichten des Probanden um etwa 20 mmHg an, was bei einer Messung auf Herzhöhe nicht der Fall sein kann, sodass davon ausgegangen wird, dass die Kalibrierung nicht optimal ist.

Dennoch kann aus den Messungen ein positives Fazit gezogen werden, da der Verlauf der Amplituden sehr ähnlich ist und auch bei den Lageänderungen sich

hauptsächlich der systolische Wert ändert während der diastolische nahezu gleich bleibt. Dies entspricht beides der gefundenen Literatur.

6 Mensch-Maschine-Schnittstelle

In allen durchgeführten Messungen zeigt sich, dass diese stark anfällig für Bewegungsartefakte sind. Besonders stark machen sich Bewegungen des Kiefers, aber auch andere Bewegungen, wie z.B. die des Kopfes, bemerkbar. Um diese Artefakte nutzbar zu machen, soll untersucht werden, in wie weit das System mit bewussten Bewegungen als Mensch-Maschine-Schnittstelle (engl. Human Machine Interface - HMI) genutzt werden kann.

6.1 Motivation

Krankheiten, wie beispielsweise Apoplexie, oder Unfälle können dazu führen, dass konventionelle und bestehende Mensch-Maschine-Schnittstellen, wie zum Beispiel eine Computer-Maus oder Tastatur, nicht mehr oder nur noch eingeschränkt genutzt werden können. In Deutschland gibt es im Jahr 2011 laut dem deutschen Bundesamt für Statistik 7,8 Mio. schwerbehinderte Menschen, was einer Schwerbehindertenquote von 9,4 % entspricht [Buna]. Folglich gilt etwa jeder 11. Einwohner in Deutschland als körperlich schwerbehindert.

Es gibt unterschiedlichste Motivationen für die Entwicklung weiterer HMI, sowohl im industriellen als auch im häuslichen Umfeld. HMI welche einfach erlernt und durch eine intuitive Ausführung genutzt werden können, bergen ein hohes Potential, um das alltägliche Leben zu vereinfachen. Vor allem körperlich eingeschränkte Personen nutzen das Angebot der HMI.

Für Querschnittsgelähmte Personen, welche lediglich den Kopf bewegen können ist die Auswahl stark eingeschränkt, da sie ihre Extremitäten nicht mehr ansteuern können. Die zur Verfügung stehenden HMI werden aus unterschiedlichsten Gründen abgelehnt, teilweise werden sie als stigmatisierend empfunden, ein mit dem Mund geführter Joystick kann beim Überfahren einer Bordsteinkante mit dem elektrischen Rollstuhl sogar dazu führen, dass z.B.

Zähne ausgeschlagen werden. Es zeigt sich also, dass die Entwicklung eines HMI, welches unauffällig im Ohr getragen werden kann und zur Steuerung von z.B. einem Rollstuhls genutzt werden kann, sinnvoll ist.

In Abschnitt 3.1.2 wurde gezeigt, dass es bereits HMI im ohrnahen Umfeld gibt. Im Vergleich zeigt sich, dass das hier vorgestellte System deutliche Vorteile gegenüber den bisherigen Lösungen hat. Wie schon beschrieben ist das System unauffällig im Ohr tragbar, sieht einem normalen Kopfhörer ähnlich und ist somit wenig stigmatisierend. Andere HMI (Kopftaster) sind deutlich zu sehen oder verlangen sogar einen invasiven Eingriff (Zungen-HMI mit Piercing).

6.2 Dimensionalität der Eingabe

Für ein neues HMI ist es grundlegend, dass es in der Lage ist, ebenso viele Dimensionen zur Verfügung zu stellen, wie andere Systeme, die bereits heute dazu genutzt werden einen Rollstuhl zu steuern.

Wegen der fehlenden Echtzeitfähigkeit ist die Verwendung von lediglich einer Bewegung zur binären Informationsübertragung, z.B. in Form eines Morse-Codes, nicht geeignet. Da sich hier primär auf den Anwendungsfall Rollstuhlfahren bezogen wird, werden die Eingaben *Vorne* (\uparrow), *Hinten* (\downarrow), *Rechts* (\rightarrow) und *Links* (\leftarrow) als wichtig angesehen und dementsprechend betrachtet. Zur besseren Lesbarkeit werden die Richtungen kursiv geschrieben und einer Pfeilrichtung zugeordnet, welche vornehmlich in den Graphen verwendet wird. Zur *Bestätigung* einer Eingabe sieht dieses Konzept eine fünfte Bewegung vor.

6.3 Konzept

Wie bei der Blutdruckmessung auch, wird der Gehörgang luftdicht verschlossen und das Drucksignal gemessen. Durch die Bewegung des Kiefers kommt es zu einer Verschiebung des umliegenden Gewebes, siehe Kapitel 2.3, und dadurch auch zu einer Verformung des äußeren Gehörgangs. Je nach Bewegung der Zunge und des Kiefers, sind die Verformungen unterschiedlich. Die Vermutung, dass eine Bewegung des Kiefers nach links spiegelverkehrte Signale zu der Bewegung rechts verursacht, liegt jedoch nahe. Abbildung 6.1 zeigt eine schematische Darstellung des Konzepts.

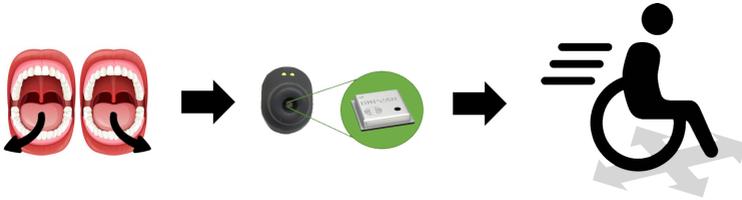


Abbildung 6.1: Konzept für die Umsetzung als Mensch-Maschine-Schnittstelle, nach [Bus16], [fre] und [ico]

Zunächst werden Zungenbewegungen untersucht, diese erscheinen am intuitivsten, da die Zunge beim Sprechen und auch Kauen permanent bewegt wird. Sie ist sehr flexibel und lässt sich in unterschiedlichste Positionen bringen und so intuitiv und vielseitig einsetzen.

6.4 Zungenbewegungen als HMI

Für die Umsetzung als HMI mit Zungenbewegung werden zunächst die genauen Bewegungen mit der Zunge definiert. Dies ist notwendig, da die Wiederholbarkeit der Bewegung gewährleistet sein muss, um die Signale untersuchen zu können. Die Bewegungen sollen also intuitiv, eindeutig und leicht wiederholbar sein. Auf Grund der bereits in Kapitel 6.2 beschriebenen Eingabe-Dimensionalität werden zunächst vier Zungenbewegungen (*Vorne*, *Hinten*, *Rechts* und *Links*) untersucht.

6.4.1 Zungenbewegungen bei geschlossenem Kiefer

Um ein möglichst natürliches Aussehen zu gewährleisten werden zunächst Bewegungen der Zunge mit geschlossenem Kiefer durchgeführt. Dabei wird der Kiefer entspannt gehalten, also nicht aufeinander gepresst oder geöffnet, und die Zunge an die Zähne bewegt. Der vollständige Bewegungsablauf, besteht aus einer Hin- und Rückbewegung.

Für den Zustand *Vorne* wird die Zungenspitze gegen den Gaumen gedrückt und wieder zurück in die Ausgangsposition bewegt. Der Zustand *Hinten* wird

durch Bewegen der Zungenspitze an den Mundboden und der Rückkehr zur Ausgangsposition definiert. Die Zustände *Rechts* bzw. *Links* werden durch bewegen der Zungenspitze an die Innenseite der rechten bzw. linken hintersten Backenzähne und wieder zurück in Ausgangslage erreicht. Diese Bewegungen sind leicht durchführbar und schon nach wenigen Wiederholungen eindeutig wiederholbar. In Abbildung 6.2 sind die Bewegungen schematisch dargestellt.

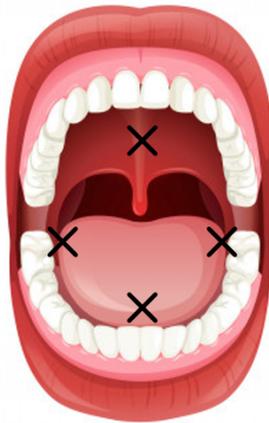


Abbildung 6.2: Übersicht der Zungenpositionen *Vorne*, *Hinten*, *Rechts* und *Links* bei geschlossenem Kiefer [fre]

Abbildung 6.3 zeigt den Druckverlauf über einen Zeitraum von 55 Sekunden. Die Aufnahmen werden zunächst im UnisensViewer ausgewertet.

Die beiden Graphen zeigen die im rechten (orange) bzw. linken (grün) Ohr aufgezeichneten Signale. Für die Aufnahmen werden fünf Mal die definierte Bewegungen *Vorne*, dann *Hinten*, danach *Rechts* und abschließend *Links* durchgeführt.

Bei rein visueller Betrachtung des Drucksignals sind die Amplitudenausschläge fast nicht erkennbar. Es können keine Merkmale identifiziert werden, welche zur Detektion der Bewegungen genutzt werden könnten. Auf Grund der kleinen Ausschläge und dadurch nicht zuordenbaren Signalen, werden neue Bewegungen der Zunge definiert. Diese sind zwar von außen sichtbar, jedoch immer noch intuitiv, eindeutig und leicht wiederholbar.

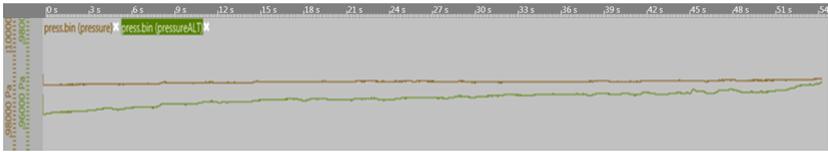


Abbildung 6.3: Druckverlauf durch Zungenbewegungen bei geschlossenem Kiefer, kein Signal zu erkennen [Bus16]

6.4.2 Zungenbewegungen mit Beteiligung der Kieferbewegung I

Da die Ergebnisse der Zungenbewegung mit geschlossenem Kiefer negativ waren und die bisherigen Messungen vor allem die Bewegungen des Kiefers als starke Artefakte identifizieren konnten, werden nun Zungenbewegungen untersucht, durch die der Kiefer automatisch mitbewegt wird.

Für *Vorne* wird die Zungenspitze aus der Ausgangsposition zwischen die vorderen, oberen Schneidezähne und die Oberlippe und wieder zurück in die Ausgangsposition bewegt. Der Unterkiefer schwingt dabei nach vorne und wieder zurück. Für *Hinten* wird die Zungenspitze zwischen die vorderen, unteren Schneidezähne und Unterlippe und wieder zurück bewegt. Der Kiefer wird dabei leicht geöffnet und wieder geschlossen. Für *Rechts* bzw. *Links* wird die Zungenspitze an die rechte bzw. linke Mitte der Wange gedrückt und wieder zurück in die Ausgangsposition bewegt. Der Unterkiefer schwingt dabei leicht mit.

Diese Bewegungen werden im Weiteren mit dem Vermerk *I* versehen, z.B. Auswertung von Kieferbewegungen I. Es folgt eine Aufzählung der vier Bewegungen und deren Ausführung:

- *Vorne I*: Zungenspitze zwischen vordere, obere Schneidezähne und Oberlippe (und zurück)
- *Hinten I*: Zungenspitze zwischen vordere, untere Schneidezähne und Unterlippe (und zurück)
- *Rechts I*: Zungenspitze an die rechte bzw. linke Mitte der Wange (und zurück)

- *Links I*: Zungenspitze an die rechte bzw. linke Mitte der Wange (und zurück)

Auch diese Bewegungen sind leicht durchführbar und schon nach kurzem Üben eindeutig wiederholbar. In Abbildung 6.4 sind die Bewegungen schematisch dargestellt.



Abbildung 6.4: Übersicht der Zungenpositionen *Vorne I*, *Hinten I*, *Rechts I* und *Links I* Einziehen der Kieferbewegung [fre]

In Abbildung 6.5 ist ein 65 Sekunden langer Verlauf des Drucks aus dem abgeschlossen, äußeren Gehörgang abgebildet. Nach einem Artefakt am Anfang ist fünf Mal die Bewegung nach *Vorne I* (↑), gefolgt von fünf Mal nach *Hinten I* (↓), fünf mal nach *Rechts I* (→) und fünf mal nach *Links I* (←) zu sehen.



Abbildung 6.5: Druckverlauf im Ohr durch Zungenbewegungen mit Kieferbewegung I (Unisens-Viewer) [Bus16]

Die optische Untersuchung des Druckverlaufs zeigt einen deutlichen, einzigartigen Amplitudenausschlag bei den unterschiedlichen Bewegungen. Auch die Wiederholbarkeit, also die Ähnlichkeit der jeweiligen Signale zu sich selbst, ist deutlich zu erkennen.

Die Bewegung nach *Hinten* ist die am schwächsten ausgeprägte und generell ist die Amplitude im linken Ohr (vgl. oberer Graph) deutlich stärker. Dies kann eine anatomische Asymmetrie oder eine unterschiedlich gute Sensorabdichtung der beiden Systeme als Ursache haben, siehe Abb. 6.6.

Die Graphen in Abb. 6.6 zeigen den Verlauf einer einzelnen Bewegung in einem zusammengefassten Diagramm. Hierbei werden die Signale übereinander gelegt, wobei das erste Maximum des im rechten Ohr gemessenen Signals als Zentrierung der Verläufe dient. Das Zeitintervall ist auf 1,2 Sekunden festgelegt, was in diesen Untersuchungen der Dauer der Zungenbewegung entspricht. Zur Eliminierung des Offsets wird ein gleitender Mittelwert verwendet, weiter werden die Signale mit einem Tiefpass 3. Ordnung und einer Grenzfrequenz von 5 Hz gefiltert.

Eine Auswertung der Bewegungen mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten zeigt den sehr starken linearen Zusammenhang untereinander. Um eine bessere Abgrenzung der Bewegungssignale zu erreichen, ist eine Neudefinition der Bewegungsabläufe erforderlich, wobei die Intuitivität beibehalten werden muss.

6.4.3 Neudefinition der Bewegungen *Rechts* und *Links* - Bewegung II

Wie eben erwähnt, werden für eine bessere Unterscheidbarkeit die Bewegungen der Zunge unter Einbeziehung des Kiefers neu definiert. Da für *Vorne* und *Hinten* keine anderen intuitiven Bewegungen erdacht werden konnten, werden lediglich die Bewegungen *Rechts* und *Links* neu bestimmt und untersucht. Für die neue Bewegung nach *Rechts* wird die Zungenspitze aus der Ausgangsposition an die Außenseite des hinteren, rechten, oberen bzw. unteren Backenzahns und wieder zurück, mit einem leichten Mitschwingen des Unterkiefers nach rechts, untersucht. Für die neue Bewegung nach *Links* wird die Zungenspitze aus der Ausgangsposition an die Außenseite des hinteren, linken, oberen bzw. unteren Backenzahns und wieder zurück, mit einem leichten Mitschwingen

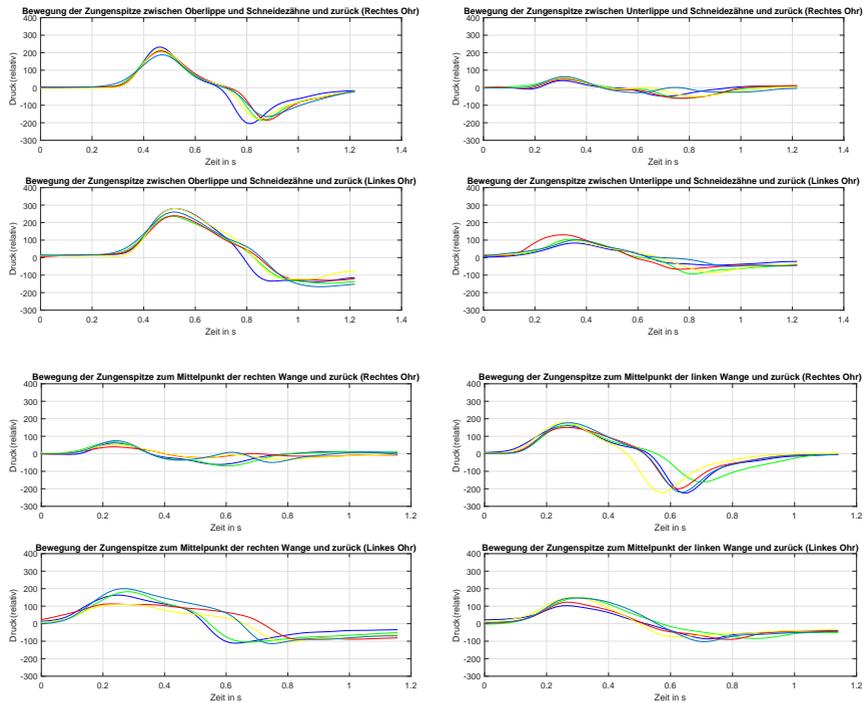


Abbildung 6.6: Übersicht der übereinandergelegten Signalverläufe der Bewegungen I, am ersten Maximum des rechten Ohres ausgerichtet [Bus16]

des Unterkiefers nach links, untersucht. Die Bewegung mit den besseren Ergebnissen, also ob der obere oder der untere Backenzahn als Ziel dient, wird für die Untersuchungen weitergenutzt werden.

Abbildung 6.7 zeigt den aufgezeichneten Druckverlauf der oben definierten Bewegungen an die Position des hinteren, unteren Backenzahns im Unisens-Viewer. Die ersten fünf klar sichtbaren Bewegungen sind nach *Rechts* (\rightarrow) ausgeführt worden, anschließend folgen fünf Bewegungen nach *Links* (\leftarrow).

In Abbildung 6.8 sind die Bewegungen nach dem gleichen Schema, jedoch an den hinteren, oberen Backenzahn zu sehen. Es zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen den aufgenommenen Signalen zum unteren bzw. obe-

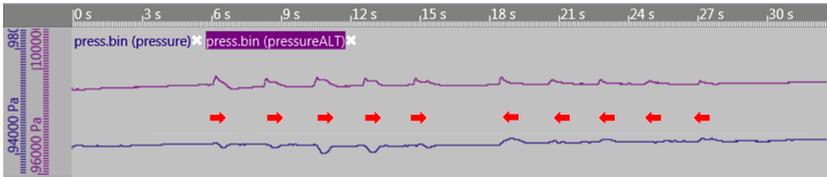


Abbildung 6.7: Druckverlauf durch Zungenbewegungen nach *Rechts* (unten) → und *Links* (unten) ← [Bus16]

ren Backenzahn. Die Amplituden der Bewegungen an den oberen, hinteren Backenzahn sind deutlich ausgeprägter, weswegen diese Bewegungen weiter genutzt werden. Zusammen mit den Bewegungen nach *Vorne* und nach *Hinten*.

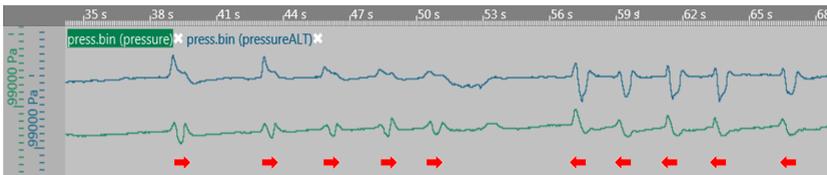


Abbildung 6.8: Druckverlauf durch Zungenbewegungen nach *Rechts* (oben) → und *Links* (oben) ← [Bus16]

Im Weiteren erhalten sie die Bezeichnung II, z.B. Auswertung von Kieferbewegungen II. Es folgt eine Aufzählung der vier Bewegungen und deren Ausführung:

- *Vorne II*: Zungenspitze zwischen vordere, obere Schneidezähne und Oberlippe (und zurück)
- *Hinten II*: Zungenspitze zwischen vordere, untere Schneidezähne und Unterlippe (und zurück)
- *Rechts II*: Zungenspitze an den rechten, oberen Backenzahn (und zurück)
- *Links II*: Zungenspitze an den linken, oberen Backenzahn (und zurück)

Wie schon in Abschnitt 6.4.2 werden, zu besseren Vergleichbarkeit und zur visuellen Untersuchung eines linearen Zusammenhangs und damit die Überprüfung der Eignung dieser Bewegungen zur Detektion mittels des Korrela-

tionskoeffizienten, die Signale in einem Schaubild übereinander gelegt. Die Abbildungen 6.9 (Bewegung an unteren Backenzahn) und 6.10 (Bewegung an oberen Backenzahn) zeigen diese Schaubilder.

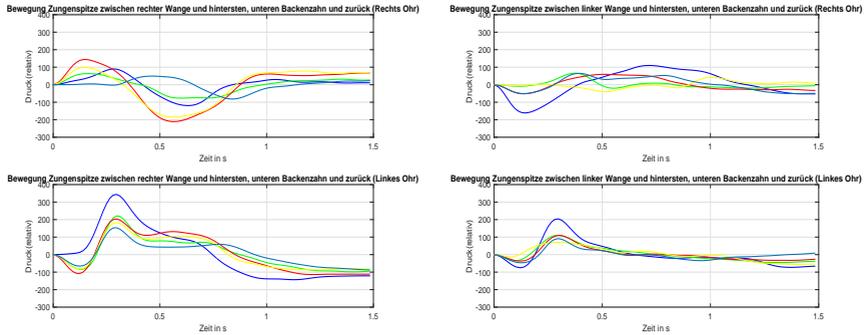


Abbildung 6.9: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen nach *Rechts* (unten) und *Links* (unten) [Bus16]

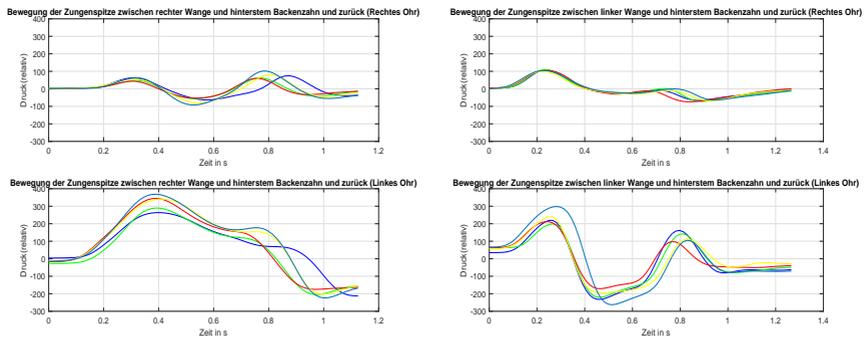


Abbildung 6.10: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen nach *Rechts* (oben) und *Links* (oben) - Bewegung II [Bus16]

Abbildung 6.11 zeigt die Zielpositionen der Zunge für den finalen Bewegungsablauf II in Überblick.

Für die Messungen wird der in Abschnitt 4.5 beschriebene Aufbau verwendet.



Abbildung 6.11: Übersicht über finale Zielposition der Zunge für Kieferbewegung II [fre]

6.4.4 Detektionsalgorithmus der Zungenbewegungen als HMI

Zur besseren Vergleichbarkeit der jeweiligen Signalvektoren ist eine Offsetbereinigung notwendig. Da der Luftdruck der Umgebung dynamisch ist, also keinen festen Wert annimmt, und sich der Signalbereich der Druckänderungen um den Luftdruck bewegt, muss die Offsetbereinigung ebenfalls dynamisch sein. Da zur Detektion ein FIFO¹-Buffer mit einer an die Zungenbewegungs-dauer einstellbaren Länge als Signalvektor verwendet wird, bietet sich hier eine gleitende Mittelwertbereinigung an.

Zur Bestimmung des Offsets wird nach jeder Bufferänderung die Summe der Einzelelemente gebildet und durch die Anzahl der Elemente dividiert. Der dadurch ermittelte Offset wird anschließend von jedem einzelnen Bufferelement subtrahiert, wodurch das Signal auf die Basislinie gebracht wird.

Beim Einführen des Sensors in den äußeren Gehörgang nähert sich dessen Temperatur der der Körpertemperatur an. Der Kalibrierungsprozess der Sen-

¹ First-In-First-Out bezeichnet eine Warteschlangereihenfolge, bei der das als erste Element die Warteschlange (first-in) auch wieder als erstes verlässt (first-out) [SW].

sorrohdaten berücksichtigt auch die Temperatur, d.h. durch diese Temperaturänderung ändern sich auch die Druckdaten. Bei Erwärmen des Sensors wird eine parallele, leicht ansteigende Druckkurve erzeugt. Die gleitende Mittelwertbereinigung kompensiert dies ebenfalls, weswegen auch eine Detektion in diesem anfänglichen Aufnahmebereich möglich ist. Zur Bestimmung der Ordnung und Grenzfrequenz eines geeigneten Filters wird ein Offline-Datensatz der entsprechenden Bewegungen erzeugt und anschließend mittels einer Fast-Fourier-Transformation in den Frequenzbereich übertragen.

Es tragen vor allem Frequenzen zwischen 0 und 5 Hz zu den Signalen bei, siehe Abb. 6.12, weswegen fällt die Wahl auf eine Grenzfrequenz von 5 Hz. Um eine hinreichend schnelle Dämpfung und die damit verbundene Artefakt-reduzierung zu erreichen, wird die Ordnung auf 3 festgelegt.

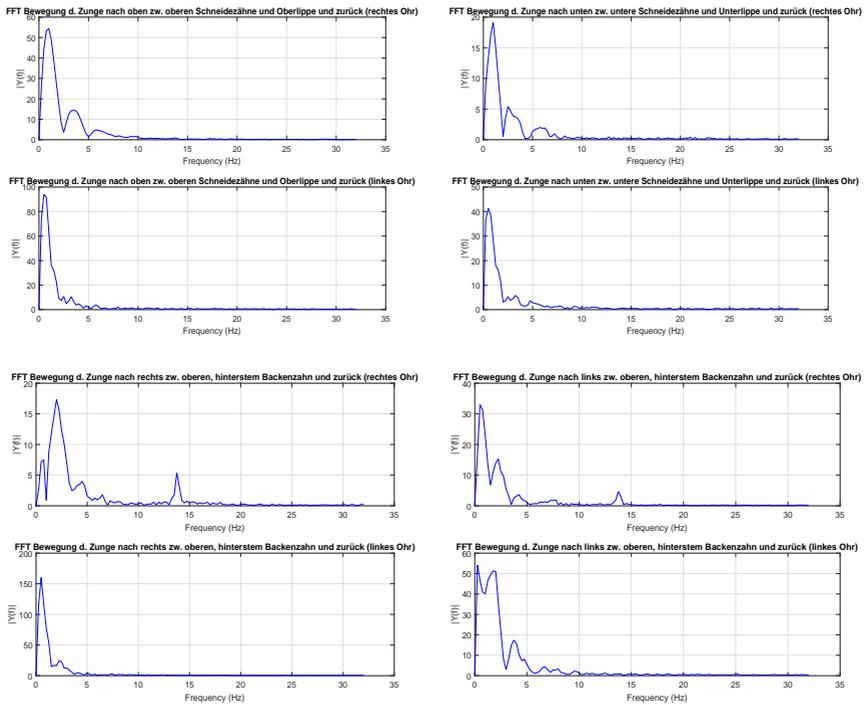


Abbildung 6.12: Frequenzspektren der Zungenbewegungen II [Bus16]

Der Filterrechenaufwand soll gering gehalten werden und der Filter sowohl unter MATLAB, als auch auf dem Mikrocontroller der in Abschnitt 4.5 beschriebenen Plattform lauffähig sein, weswegen die Wahl auf einen Butterworthfilter fällt. Dieser ist ein so genannter kontinuierlicher Frequenzfilter und verläuft unterhalb der Grenzfrequenz lange horizontal und die Übertragungsfunktion nimmt erst kurz vor der Grenzfrequenz um $n \cdot 20$ dB pro Dekade ab, wobei n die Ordnung des Filters ist.

Zur Bestimmung der Randparameter werden zu Beginn zuvor erzeugte Offline-Datensätze, wie Signalvektorlänge, Tiefpassgrenzfrequenz und Amplitudengrößen verwendet. Die benötigten Daten werden einzeln in einen Buffer geladen, um einen Umstieg auf ein Live-System zu erleichtern. Dieser simuliert die Erzeugung und den Erhalt von Messpunkten. Die Bufferlänge entspricht dabei der Dauer Zungenbewegung von 1 Sekunde, bei einer Abtastrate von 64 Hz entspricht das 64 Messwerten.

Um einen möglichst geringen Rechenaufwand zu erzeugen, bietet sich eine Detektion durch den Amplitudenverlauf an, wie auch den Abbildungen 6.6 und 6.10 zu entnehmen ist. Hierfür werden die Extrema der Signalvektoren im rechten und linken Ohr untersucht, wobei für eine bessere Abgrenzung ebenfalls die Extrema der 1. Ableitung mit einbezogen werden. Anhand eines offline Datensatzes von jeweils fünf Aufnahmen der vier definierten Zungenbewegungen erfolgt eine erste Bestimmung. Eine weitere Feinabstimmung der Trefferfelder erfolgt zu einem späteren Zeitpunkt durch Echtzeitbereitstellung der Messdaten.

Als Erkennungspunkt wird ein Maximum, welches bei allen definierten Zungenbewegungen II am Signalbeginn in unterschiedlicher Ausprägung sowohl im linken als auch im rechten Ohr auftritt, verwendet. Zur gleichen Positionierung bzw. zur Synchronisierung des Bewegungssignals im Buffer, muss ein Maximum über einem festgelegten Schwellenwert an einer bestimmten Bufferposition erreicht werden. Für eine erfolgreiche Detektion der Bewegung müssen Minima und Maxima des offsetbereinigten, Tiefpass gefilterten Signal aus dem rechten und linken Ohr und der 1. Ableitung in einem bestimmten, für jede Bewegung spezifisch festgelegten Wertebereich und Intervall liegen. Diese Bereiche werden empirisch ermittelt.

Um eine Doppeldetektion zu vermeiden, wird der Buffer nach einer erfolgreichen Detektion komplett gelöscht und mit neuen Messwerten beschrieben. Abbildung 6.13 zeigt den Ablauf des Algorithmus.

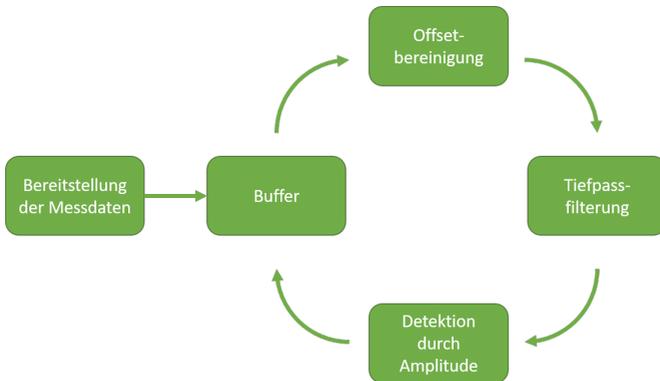


Abbildung 6.13: Ablaufdiagramm einer Detektion auf Basis der Amplitude, nach [Bus16]

Trotz der Modifikationen, die an dem Bügel vorgenommen wurden, weicht bei jedem neuen Einsetzen der Sensoren in die Ohren die Positionierung ab. Dies führt zu starken Änderungen der Bewegungssignale, weswegen eine Kalibrierung und weitere Detektionsverfahren untersucht werden. Der vorgestellte Ansatz zur Detektion auf Basis der Amplituden wird für die vier Zungenbewegungen II deswegen nicht weiter verfolgt. Ebenfalls wird keine dynamische Extraktion der Extrema aus vorher aufgenommenen Vergleichsvektoren untersucht.

Als nächstes wird ein Ansatz auf Basis des Korrelationskoeffizienten für die Detektion, siehe auch Abschnitt 2.5, angewendet. Da nicht nur Unterschiede in der Amplitude, sondern auch in der Dauer der Durchführung auftreten, eignet sich Pattern Matching² nicht so gut, wie der Korrelationskoeffizient. Wegen der sehr guten Wiederholbarkeit der Bewegungen, aber starken Schwankungen durch die jeweils unterschiedliche Positionierung der Sensoren im Gehörgang, wird davon ausgegangen, dass nach einer vorhergehenden Kalibrierungsaufnahme die Signale gut miteinander verglichen werden können.

² „Pattern Matching (englisch für Musterabgleich) oder musterbasierte Suche ist ein Begriff für symbolverarbeitende Verfahren, die anhand eines vorgegebenen Musters, der Suchmaske, diskrete Strukturen oder Teilmengen einer diskreten Struktur identifizieren.“ [Wikg]

Zu Beginn des Programmstarts werden zur Kalibrierung vier Vergleichsvektoren aufgezeichnet, dabei werden die Zungenbewegungen II aufgezeichnet. Hierfür werden die Bewegungen stets in der gleichen Reihenfolge durchgeführt: *Vorne II*, *Hinten II*, *Rechts II*, *Links II*. Dadurch ergeben sich für jedes Ohr vier Referenzsignale.

Um sicherzustellen, dass es sich um keine Falschaufnahme handelt, muss der Signalvektor im rechten Ohr störungsfrei³ sein. Es reicht aus nur ein Signal zu überprüfen, da über den Kiefer die Bewegungen automatisch auf den anderen Sensor übertragen werden und in beiden Ohren Signale entstehen. Die Überprüfung erfolgt anhand eines vorher eingestellten Schwellwerts. Dabei gilt der Vektor als störungsfrei, wenn keine Amplitude im Signal mehr den Schwellwert überschreitet, also keine unerwarteten Signale aufgenommen werden. Wenn dies der Fall ist, beginnt die eigentliche Messung und der Proband führt die Bewegungen aus.

Zur Speicherung und Erkennung der Bewegung muss ein zweiter, etwas höher gewählter Schwellwert überschritten werden. Der Buffer wird nach jeder Aufnahme gelöscht und mit neuen Messwerten beschrieben. Abbildung 6.14 zeigt das Ablaufdiagramm des Algorithmus.

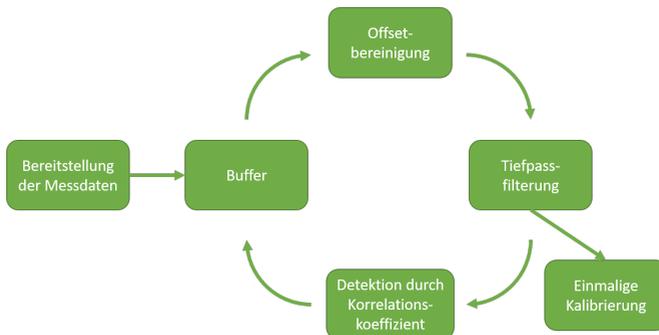


Abbildung 6.14: Ablaufdiagramm einer Detektion auf Basis des Korrelationskoeffizienten, nach [Bus16]

³ Störungsfrei bedeutet, dass keine Artefakte (z.B. durch andere Bewegungen) im Signal vorkommen. Diese sind häufig sehr stark ausgeprägt und haben höhere Ausschläge als das Nutzsignal

Während der Messung werden für jedes Ohr aus dem aufgenommenen Signal und den jeweiligen vier Referenzsignalen die Korrelationskoeffizienten berechnet, siehe Kapitel 2.5. Beide Korrelationskoeffizienten einer Bewegung (rechtes und linkes Ohr) müssen für eine erfolgreiche Detektion den empirisch ermittelten Wert von 0,8 erreichen bzw. überschreiten. Nach einer erfolgreichen Detektion wird der Buffer gelöscht und anschließend mit neuen Messwerten beschrieben.

Für die Differenzierung der Signale *Vorne II* und *Hinten II* ist es jedoch auf Grund der hohen Korrelation zueinander notwendig die Amplitude auf dem rechten Ohr, mit einzubeziehen. Diese ist bei der Bewegung nach *Vorne II* wesentlich höher als bei der Bewegung nach *Hinten II*. Zur Detektion wird der Amplitudenwert des 1. Maximums des Vergleichsvektors des rechten Ohres mit der Bewegung nach *Vorne II* extrahiert und um $\frac{1}{4}$ von sich selbst reduziert und dient damit als Schwellenwert. Ist im Signalvektor das Maximum des rechten Ohres höher als der Schwellenwert und die beiden Korrelationskoeffizienten größer oder gleich 0,8 wird *Vorne II* erkannt. Sind die beiden Korrelationskoeffizienten größer oder gleich 0,8 und das Maximum niedriger als der Schwellenwert, so wird die Bewegung *Hinten II* detektiert.

Zur weiteren Optimierung werden nicht mehr die beiden Korrelationskoeffizienten einer Bewegung des rechten und linken Ohres einzelnen betrachtet, sondern die Summe der beiden, hiermit werden einseitige Schwankungen der Korrelationskoeffizienten kompensiert. Für eine erfolgreiche Detektion wird Summe der beiden Korrelationskoeffizienten auf 1,4 reduziert, um auch schwächere Korrelationen zu berücksichtigen. Hierfür ist jedoch eine Voraussetzung, dass die Summen der Anderen 0,8 nicht überschreiten. Weiter führt ein Überschreiten der Summe 1,8 zu einer erfolgreichen Detektion unabhängig von den Schwellenwerten für *Vorne II* und *Hinten II*.

6.4.5 Evaluation der Bewegung II als HMI

Für die Evaluation wird der in Abschnitt 4.5 vorgestellte Aufbau verwendet.

Es werden zwei verschiedene Szenarien untersucht, einmal mit MATLAB und einmal auf dem Mikrocontroller. Da bei letzterem darauf geachtet werden muss, dass die Rechnungen ausgeführt werden können, liegen hier andere Randbedingungen vor, welche beachtet werden müssen. Für die Festlegung der

Bufferlänge sind zwei Faktoren von Bedeutung: die Signallänge und Rechenlast. Je länger das Signal im Buffer, umso höher der Rechenaufwand, dieses muss jedoch mindestens die vollständige Bewegung enthalten. Es gilt also eine Balance zwischen der Bewegungsgeschwindigkeit und somit Signallänge und der Rechenlast zu finden. Dadurch wird auch festgelegt, wie schnell eine Bewegung durchgeführt werden muss.

Die Anzahl von neuen Messwerten, die in den Buffer geschrieben werden, also die Änderungsrate des Buffers, kann festgelegt werden. Dadurch wird nur noch jede n-te Änderung überprüft. Dies führt zu einer niedrigeren Rechenlast, jedoch auf Kosten der Sensitivität.

Es wird für die MATLAB Auswertung eine Bufferlänge von 80 Messwerten verwendet, dies entspricht bei einer Abtastrate von 64 Hz 1,2 Sekunden. Die Änderungsrate wird auf 8 gesetzt, da durch den größeren Signalvektor es sonst zu zu großen Verzögerungen durch die Berechnung kommt. Auf dem Mikrocontroller beträgt die Bufferlänge 64 Messwerte und wegen der geringeren Rechenlast wird die Änderungsrate auf 2 gesetzt. Zur Unterscheidung von Rauschen und Signal wird die im Schnitt höchste Rauschamplitude als Schwellwert verwendet. Zur Erkennung des Signals während der Kalibrierung wird daher ein etwas höherer Amplitudenwert verwendet, dies setzt eine hinreichend gute Abdichtung des Gehörgangs voraus.

Bei beiden Auswertungen kommt es auf Grund des Algorithmus zu einer zeitlichen Verzögerung der Detektion von 0,5 - 0,7 Sekunden. Um das vollständige Bewegungssignal in den Vergleichsvektoren zu speichern, muss ein Hochpunkt der größer als der eingestellte Schwellenwert ist, zwischen dem Bereich 16 - 32 im Buffer erreicht werden.

Weiter entsteht bei der Änderungsrate von 1 eine Verzögerung von 4 Sekunden durch die erhöhte Rechenlast, welche jedoch bereits bei einer Änderungsrate von 2 verschwindet. Dadurch sinken jedoch die erreichten Summen der Korrelationswerte im Schnitt von 1,8 - 1,9 auf 1,4 - 1,7 ab. Daraus ergibt sich, dass die Detektion und Unterscheidung der Zungenbewegungen nicht echtzeitfähig ist.

In Tabelle 6.1 ist eine Fehlerstatistik der Detektion von jeweils zehn Ausführungen der vier Zungenbewegungen zusehen. Grün bedeutet die erfolgreiche Detektion und rot eine Fehldetektion bzw. keine Detektion.

Bewegung/Versuch	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Vorne II	V	V	H	V	H	H	V	V	V	H
Hinten II	H	H	H	H	H	H	H	H	H	H
Rechts II	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Links II	L	X	L	L	L	X	X	X	L	X

Tabelle 6.1: Ergebnisse der Detektion der Zungenbewegung II

V = Vorne II, H = Hinten II, R = Rechts II, L = Links II, X = keine Detektion

Bei diesem Versuch wird eine Sensitivität von 78 % und eine Spezifität von 89 % erreicht. Weiter zeigt sich, dass die Signalerzeugung generell störanfällig ist. Durch jegliche Bewegungen des Kiefers führen zu Artefakten, z.B. Sprechen, Schlucken aber auch Kopfbewegungen.

Für eine allgemeingültige Aussage, wird eine Probandenstudie mit sechs Probanden durchgeführt. Jeder der Probanden führt jede Bewegung II fünf Mal durch. Nach einer Einführung zum Ablauf der Studie und einer Erklärung der Bewegungen, wird zunächst die Kalibrierung durchgeführt. Die Probanden sind angehalten eine aufrechte, gerade Sitzhaltung einzunehmen und möglichst andere Bewegungen und Sprechen zu vermeiden. Dies dient der Reduzierung der Bewegungsartefakte.

Zusätzlich zu den erzeugten Messdaten werden Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht erfasst, um ggf. Rückschlüsse ziehen zu können.

Proband Nr. 1

Geschlecht: männlich
 Alter: 22 Jahre
 Größe: 175 cm
 Gewicht: 90 kg

Wie in Abbildung 6.15 zu sehen, sind die vier verschiedenen Bewegungen von Proband 1 am ersten Maximums des rechten Ohres zentriert und alle fünf durchgeführten Bewegungen übereinander gelegt. Die ähnlichen Signalverläufe gleicher Bewegungsabläufe sind deutlich zu erkennen, wenn auch mit unterschiedlicher Ausprägung. Weiter sind die Signale im rechten Ohr schwächer,

als die des linken Ohres. Grund dafür könnte z.B. eine ungünstige Platzierung des Sensors im Ohr sein.

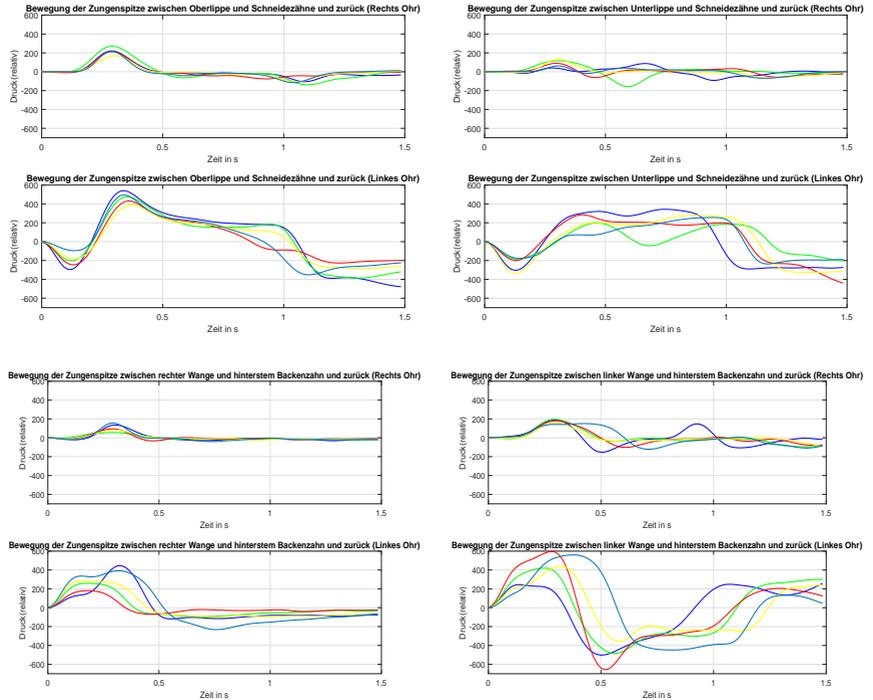


Abbildung 6.15: Übereinandergelagerte Signalverläufe der Zungenbewegungen II von Proband Nr. 1 [Bus16]

Bewegung/Versuch	1	2	3	4	5
Vorne II	V	V	V	H	V
Hinten II	H	X	X	H	X
Rechts II	X	X	R	R	R
Links II	L	L	X	X	X

Tabelle 6.2: Detektionsergebnisse Zungenbewegung II von Proband 1

Es wird bei Proband 1 eine Sensitivität von 55 % und eine Spezifität von 92 % erreicht.

Proband Nr. 2

Geschlecht: männlich
 Alter: 24 Jahre
 Größe: 185 cm
 Gewicht: 75 kg

Wie in Abb. 6.16 zu erkennen, sind die Signale untereinander sehr ähnlich, was auch die Auswertung (siehe Tab. 6.3) bestätigt. In der kompletten Aufzeichnung ist zwischen den fünf Bewegungen nach *Hinten II* und den fünf Bewegungen nach *Vorne II* ein Artefakt auf Grund von Sprechen zu sehen.

Da die Bewegungen in der Kalibrierung einen sehr eindeutigen Verlauf aufweisen, führt dieses Artefakt zu keiner Fehldetektion. Eine genauere, optische Betrachtung zeigt, eine starke Ähnlichkeit der Signale zu denen aus Abschnitt 6.4.3 vorgestellten Signalen.

Auch ist die Gegensätzlichkeit der Bewegungen nach *Rechts II* und *Links II* klar zu sehen, sowie eine deutlich stärker ausgeprägte Amplitude bei der Bewegung nach *Vorne II* auf dem rechten Ohr, als bei der Bewegung nach *Hinten II*. Laut eigenen Angaben ist der Proband an die Verwendung von Gehörschutz gewohnt.

Bewegung/Versuch	1	2	3	4	5
Vorne II	X	V	V	V	V
Hinten II	X	H	H	H	H
Rechts II	R	R	R	R	R
Links II	L	L	L	L	X

Tabelle 6.3: Detektionsergebnisse Zungenbewegung II von Proband 2

Es wird bei Proband 2 eine Sensitivität von 85 % und eine Spezifität von 1 erreicht.

Proband Nr. 3

Geschlecht: weiblich
 Alter: 22 Jahre

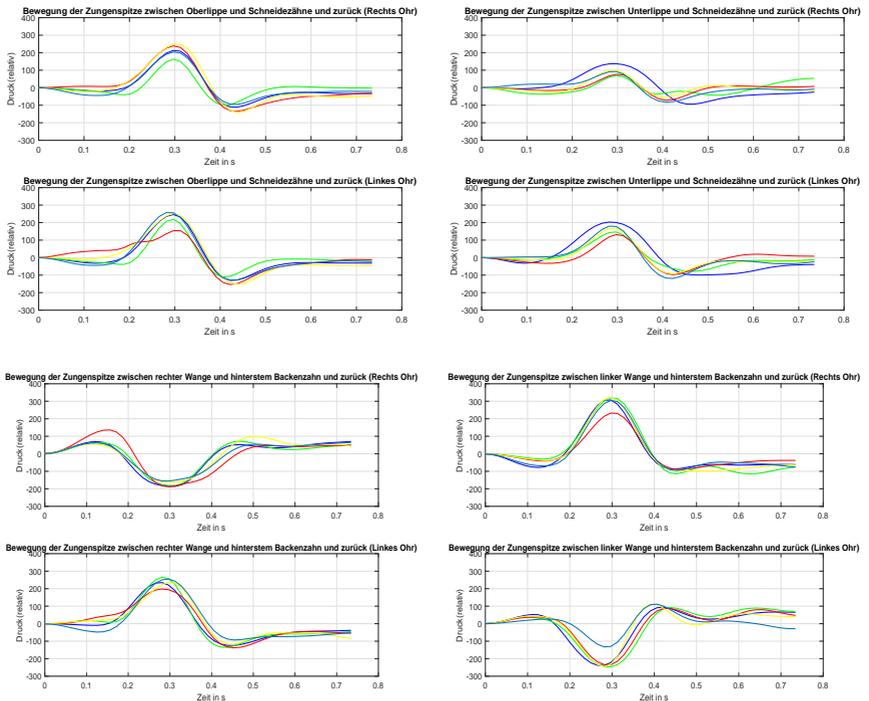


Abbildung 6.16: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen II von Proband 2 [Bus 16]

Größe: 164 cm
Gewicht: 50 kg

Die Amplituden der aufgenommenen Signale des dritten Probanden sind deutlich schwächer, wie auch in Abb. 6.17 zu sehen. Die Stärke der Signale reichen nicht aus, um den angegebenen Schwellwert zur Speicherung der Aufnahmen zu überschreiten, weswegen keine Detektion möglich ist. Der Proband gibt an, einen sehr engen und stark gekrümmten Gehörgang zu haben, genauere Untersuchungen dazu können leider nicht durchgeführt werden. Da die Signale jedoch teilweise eine Ähnlichkeit untereinander aufweisen, könnte ein anderer Algorithmus, z.B. individuelle Angabe, der Schwellwerte zu einer erfolgreichen Detektion führen.

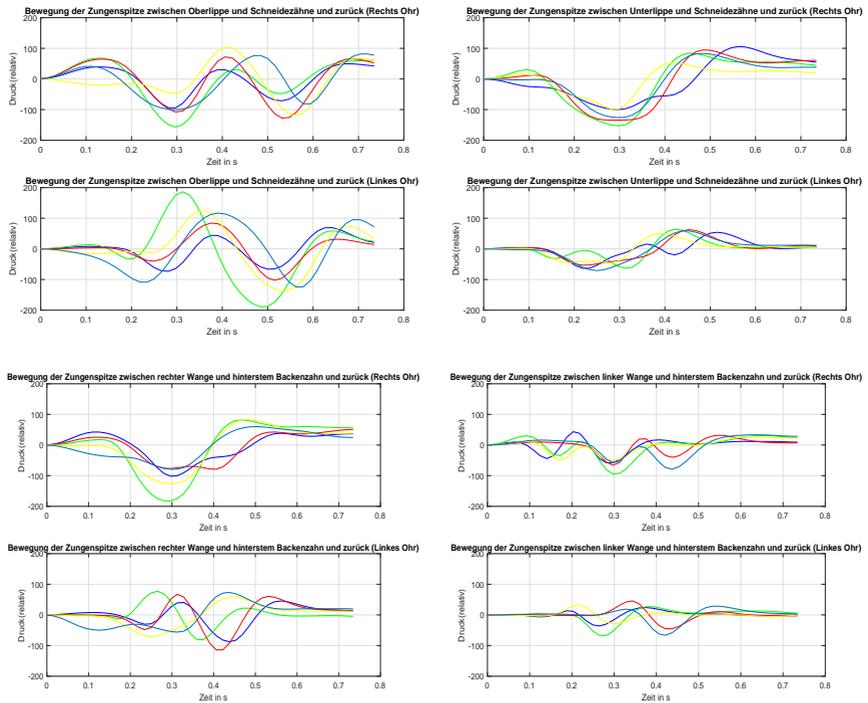


Abbildung 6.17: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen II von Proband 3 [Bus16]

Proband Nr. 4

Geschlecht: männlich
 Alter: 21 Jahre
 Größe: 180 cm
 Gewicht: 66 kg

Proband 4 erzeugt auf dem rechten Sensor, und bei der Bewegung nach Hinten auch auf dem linken Sensor, kein erkennbares Signal, siehe Abb. 6.18. Die anderen Bewegungen II sind klar und voneinander unterscheidbar zu erkennen. Mögliche Ursachen könnte sein, dass die Sensoren nicht richtig funktioniert haben oder nicht richtig saßen. Letzteres kann vermutlich ausgeschlossen werden kann, da der Proband aussagt, dass die Sensoren beidseitig luftdicht platziert

sind. Da aktuell eine beidseitige Überschreitung des Schwellwerts notwendig ist, können die Signale nicht ausgewertet werden. Durch eine passende Veränderung des Algorithmus, dass auch einseitige Signale ausgewertet werden können, könnten hier trotzdem gute Ergebnisse erzielt werden, welche jedoch nicht so robust wären, wie die der beidseitige Auswertung.

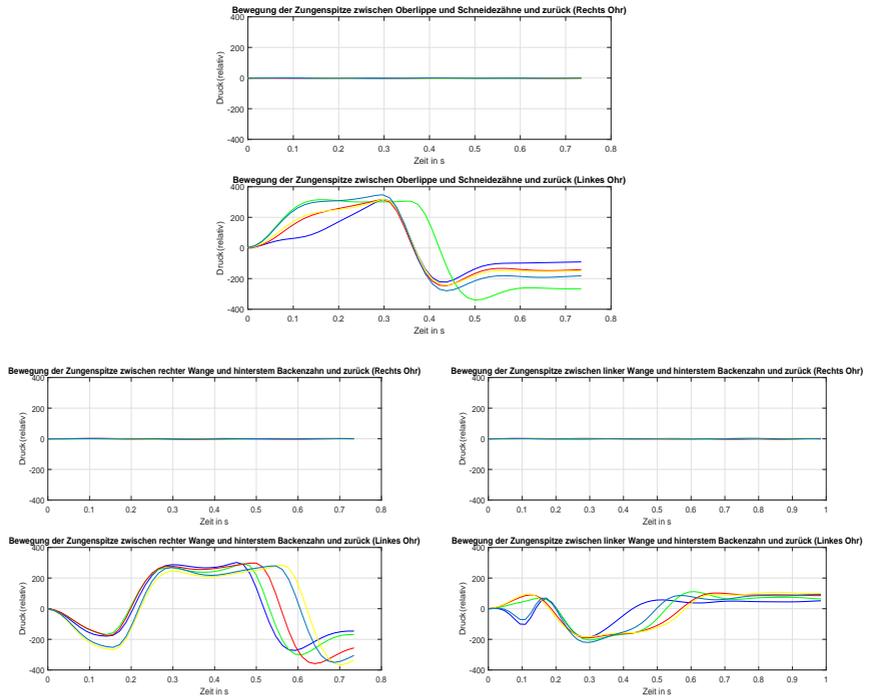


Abbildung 6.18: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen II von Proband 4 [Bus16]

Proband Nr. 5

Geschlecht: männlich
 Alter: 22 Jahre
 Größe: 188 cm
 Gewicht: 84 kg

Die aufgezeichneten Signale von Proband 5 weisen hohe Ausschläge auf, weichen jedoch in der zeitlichen Druchführen voneinander ab, weswegen die Detektion schlechter ausfällt, siehe Abb. 6.19.

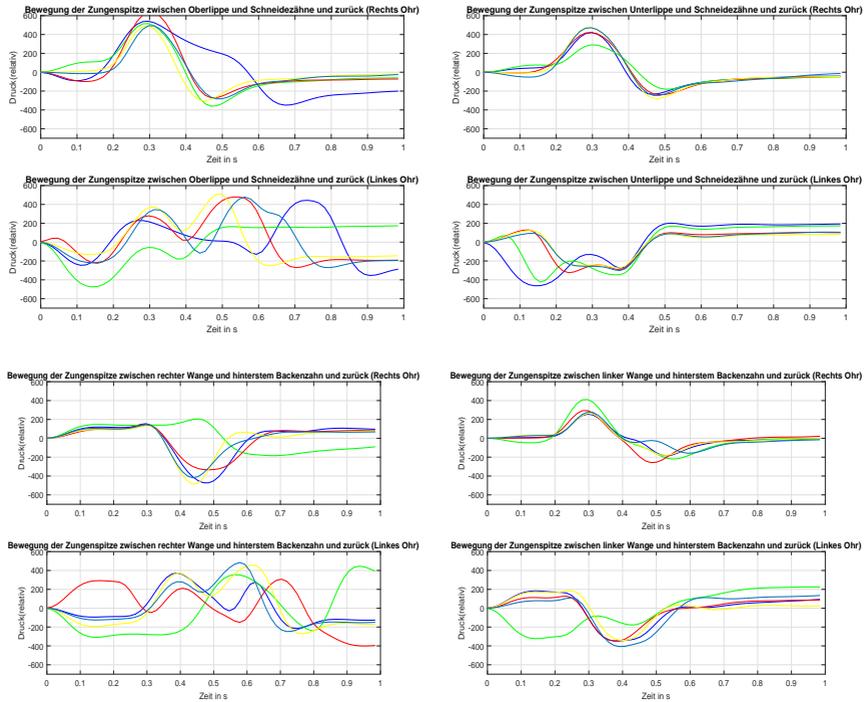


Abbildung 6.19: Übereinandergelegte Signalverläufe der Zungenbewegungen II von Proband 5 [Bus16]

Bewegung/Versuch	1	2	3	4	5
Vorne II	V	V	X	V	X
Hinten II	L	H	H	H	H
Rechts II	R	X	X	X	R
Links II	L	X	L	L	L

Tabelle 6.4: Detektionsergebnisse Zungenbewegung II von Proband 5

Es wird bei Proband 5 eine Sensitivität von 65 % und eine Spezifität von 93 % erreicht.

Proband Nr. 6

Geschlecht: männlich
Alter: 23 Jahre
Größe: 183 cm
Gewicht: 81 kg

Proband 6 erzeugt, trotz dreimaliger Wiederholung gar keine Signale, weder auf dem rechten, noch auf dem linken Sensor. Nach eigenen Aussagen sind die Sensoren dicht platziert und er ist den Umgang mit Gehörschutz gewohnt.

6.4.6 Zusammenfassung und Fazit von Zungenbewegungen als HMI

Um für Querschnittsgelähmte eine Alternative und intuitive Schnittstelle zur Steuerung ihres Rollstuhls zu bieten, wurde das vorgestellte System auf dessen Eignung hin untersucht. Für eine möglichst unauffällige Bewegungsart, wurden zunächst Zungenbewegungen bei geschlossenem Kiefer untersucht, welche sich jedoch auf Grund des sehr kleinen Signals als ungeeignet herausstellten. Bei diesen Untersuchungen zeigte sich bereits, dass Artefakte, welche durch die Kieferbewegung verursacht werden, wesentlich deutlicher im Signal zu erkennen sind. Deswegen wurden neue Bewegungen der Zunge untersucht, bei denen der Kiefer sich automatisch mitbewegen muss und so Einfluss auf das aufgezeichnete Signal nimmt. Die Zunge soll dabei als eine Art Leitwerkzeug dienen. Da die zuerst ausgewählten Bewegungen I nach *Links* und *Rechts* einen zu starken linearen Zusammenhang aufwiesen, wurden sie neu definiert, um eine bessere Abgrenzung voneinander zu erreichen. Die Bewegungen II lassen gut voneinander unterscheiden und wurden in einer Probandenstudie evaluiert.

Die Evaluation der Bewegungen II wurde mit insgesamt sechs Probanden durchgeführt, welche vorher das System nicht kannten. Jeder Proband hat zu Beginn seiner Messreihe ein Kalibrierungssignal aufgenommen, welches als Vergleich dient. Anschließend wurde jede Bewegung II von jedem Probanden fünf Mal durchgeführt. Bei einem Probanden wurden weder auf dem linken, noch auf dem rechten Sensor Signale aufgezeichnet. Ein anderer Proband war

auf dem rechten Sensor nie in der Lage ein Signal zu erzeugen und bei der Bewegung nach *Hinten* wurden sogar auf beiden Ohren keine Signale erfasst. Eine eindeutige Erklärung hierfür konnte nicht gefunden werden. Der einzige weibliche Proband konnte nur ein schwaches Signal erzeugen, dies reichte nicht aus um die Kalibrierung zu starten, weswegen die Signale nicht ausgewertet werden konnten. Eine Anpassung des Algorithmus wäre hierfür notwendig. Die Probanden 1, 2 und 5 erreichten hingegen gute Ergebnisse, welche in Tabelle 6.5 zusammengefasst sind.

Proband	1	2	5
Sensitivität	55 %	85 %	65 %
Spezifität	92 %	100 %	93 %

Tabelle 6.5: Zusammenfassung der Ergebnisse von Zungenbewegung II von Proband 1, 2 und 5

Somit konnte gezeigt werden, dass dieses HMI prinzipiell funktionieren kann, jedoch noch einige Anpassungen vorgenommen werden müssen. Diese Umfassen:

- Erkennung von schwächeren Amplituden
- Vermeidung von Artefakten im Vergleichsvektor, z.B. durch mehrfache Wiederholung der Bewegung durch ein Individuum und dadurch eine bessere Datenlage
- Statt Maximum als Auslöser ein individuelles Signal als Vergleichsvektor in der Kalibrierung
- Auswertungsmöglichkeit auch von nur einseitigen Signalen
- Anpassung des Schwellwerts zur Unterscheidung der Bewegungen *Vorne II* und *Hinten II*, bspw. anstatt $\frac{3}{4}$ des aus dem Vergleichsvektor der Bewegung nach *Vorne II* entnommenen Maximums, eine Reduzierung auf $\frac{2}{3}$
- Optimierung des Grenzwertes der Korrelationssummen, zur häufigeren Detektion der Bewegungen *Links II* und *Rechts II*, z.B. auf 1,7 statt 1,8

6.5 Kieferbewegungen als HMI

Die aus den Untersuchungen mit der Zungenbewegung gewonnenen Erkenntnisse, dass hauptsächlich durch die Bewegung des Kiefers Signale erzeugt werden, führte zu der Schlussfolgerung, dass reine Kieferbewegungen als HMI untersucht werden sollen.

6.5.1 Echtzeitfähigkeit von Kieferbewegungen III

Da es mit der Zungenbewegung nicht möglich war, ein echtzeitfähiges System umzusetzen, werden zunächst die Bewegungen *Links* und *Rechts* mit dem Kiefer untersucht und auf ihre Echtzeitfähigkeit hin evaluiert. Hierfür wird der Kiefer, ohne genauere Bestimmung nach links und rechts ausgelenkt, diese Bewegungen bekommen den Zusatz III, z.B. Bewegung III. Wie in Abbildung 6.20 deutlich zu sehen, sind die Bewegungen III eindeutig und gegenläufig, die Bewegung nach rechts ist also näherungsweise die umgekehrte Bewegung nach links.

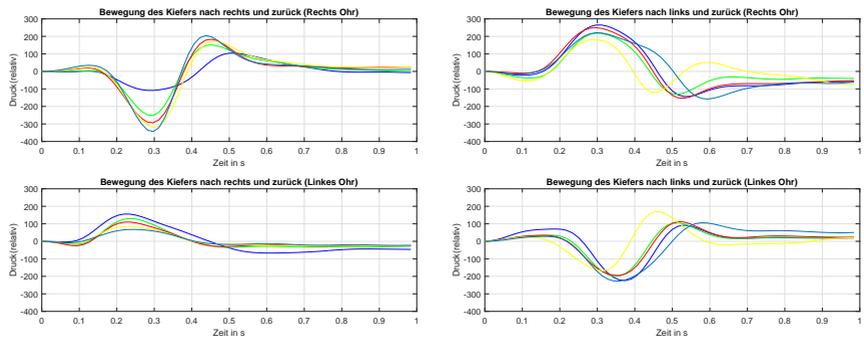


Abbildung 6.20: Signalverläufe der Kieferbewegungen III nach *Rechts* und *Links* (überinandergelegt) [Bus16]

Da die Auswertung der kompletten Bewegung im Widerspruch zur Echtzeitfähigkeit steht, müssen schon frühzeitig die Ausschläge im Signal identifiziert und zugeordnet werden. Es können also nicht die gesamten Signalverläufe untersucht werden. Wie in Abbildung 6.20 zu sehen, gibt es jeweils seitenverkehrt

einen Hoch- bzw. einen Tiefpunkt, je nachdem ob der Kiefer nach links oder rechts bewegt wird. Diese Gegenläufigkeit und die Höhe der Amplituden im Signal, sollen zur Detektion genutzt werden. Die Auswertung findet auf dem Mikrocontroller statt.

Auf Grund der starken Ausprägung der Amplitude ist eine Tiefpassfilterung nicht notwendig. Es wird lediglich die Offsetbereinigung zum Vergleichen benötigt, wodurch Rechenlast eingespart werden kann. Die Bufferlänge beträgt 64 Messwerte, die Änderungsrate 1, dies hat keine zeitliche Verzögerung zur Folge, da die Tiefpassfilterung und die Berechnung des Korrelationskoeffizienten, welche die größte Rechenlast in der Zungenbewegungsdetektion erzeugen, entfallen. Bei jedem Durchlauf werden der höchste und der niedrigste Wert der letzten zwölf Messwerte extrahiert. Diese werden für die Detektion auf die Über- bzw. Unterschreitung bestimmter Schwellwerte hin überprüft, um zwischen den Bewegungen nach rechts und links zu unterscheiden. Daraus ergibt sich bei einer Abtastrate von 64 Hz eine Algorithmus bedingte, zeitliche Verzögerung der Detektion von $\frac{1}{64}$ (= 0,02) bis maximal $\frac{12}{64}$ (= 0,19) Sekunden. Der Algorithmus ist also Echtzeitfähig, jedoch auf Grund des Aufbaus, es werden lediglich Amplituden und deren Über- bzw. Unterschreitung untersucht, stark anfällig für Artefakte.

Die beiden Buffer mit den offsetbereinigten Druckdaten werden nach einer erfolgreichen Detektion komplett mit neuen Messwerten beschrieben, was eine maximale Signalrate von 1 pro Bufferlänge verursacht, was bei einer Bufferlänge von 64 Messwerten einer Sekunde entspricht. Um eine doppelte Detektion zu verhindern, muss der Buffer neu beschrieben werden. Soll die Signalrate erhöht werden, muss eine Bufferlängenreduzierung und die Auswirkungen auf die Amplitudenausprägung zu untersucht werden.

Zum Testen und Demonstrieren der Echtzeitfähigkeit, wird das Geschicklichkeitsspiel *Looping Louie*⁴, welches ein Flugzeug an einem Hebelarm durch einen Motor im Kreis fliegen lässt, modifiziert. Bei dem Spiel muss im richtigen Moment ein Hebel gedrückt werden, sodass das rotierende Flugzeug über ein Hindernis gehoben wird. Dieser Hebel wurde so manipuliert, dass er über einen Servomotor ausgelöst werden kann. Um den Servomotor zu aktivieren wird das Signal der RGB-LED eines Arduino-Boardes abgegriffen. Bei den

⁴ von MB - Milton Bradley Company - siehe z.B. https://de.wikipedia.org/wiki/Looping_Louie

Versuchen wird eine Sensitivität von 90 % erreicht und mit der nur minimalen Verzögerung in der Signalerkennung die Echtzeitfähigkeit demonstriert.

6.5.2 Definition von Kieferbewegung IV

Nach den guten Ergebnissen aus den vorangehenden Untersuchungen, werden die Untersuchungen erweitert.

Die intuitiven Richtungen *Vorne*, *Hinten*, *Rechts* und *Links* werden um eine Bewegung *Eingabe* ergänzt, um z.B. eine Computermaus steuern zu können. Die Basisposition ist eine leicht geöffnete, entspannte Haltung des Kiefers, sodass sich die Zähne nicht berühren, daraus leiten sich die fünf Bewegungen wie folgt ab:

- *Vorne IV*: Zubeißen
- *Hinten IV*: Öffnen des Kiefers
- *Rechts IV*: Bewegen des Kiefers nach rechts
- *Links IV*: Bewegen des Kiefers nach links
- *Eingabe IV*: Nach vorne Schieben des Unterkiefers vor die Schneidezähne des Oberkiefers

Zur besseren Unterscheidung wird jede Bewegung in drei Unterbewegungen unterteilt. Eine Übersicht der Benennung und der auszuführenden Bewegung befindet sich in Tabelle 6.6.

Die Bewegung in die entsprechende Richtung und das Halten des Kiefers in der Position erhält den Zusatz *_hin*, z.B. *Vorne IV_hin*. Aus der gehaltenen Position zurück zur Basisposition wird durch *_rück* ergänzt, z.B. *Vorne IV_rück*. Diese Bewegung kann nur nach einer vorhergehenden *_hin*-Bewegung durchgeführt werden. Die Bewegung in die entsprechende Richtung und zurück in die Basisposition bekommen den Zusatz *_kombiniert*, z.B. *Vorne IV_kombiniert*.

Durch die Möglichkeit eine Richtung zu halten, wird sich versprochen, dass weitere Eingabemöglichkeiten, z.B. langes Drücken eines Buttons mit einer Maus, oder langes Geradeaus fahren, umgesetzt werden können.

	_hin	_rück	_kombiniert
Vorne IV	Vorne_hin	Vorne_rück	Vorne_kombiniert
Hinten IV	Hinten_hin	Hinten_rück	Hinten_kombiniert
Rechts IV	Rechts_hin	Rechts_rück	Rechts_kominiert
Links IV	Links_hin	Links_rück	Links_kombiniert
Eingabe IV	Eingabe_hin	Eingabe_rück	Eingabe_kombiniert

Tabelle 6.6: Übersicht über Nomenklatur und Ausführung aller (Unter-) Bewegungen IV

In Abb. 6.21 sind die drei Unterbewegungen von Rechts zu sehen, wobei der Sensor aus dem linken Ohr den Zusatz -0, z.B. Sensor-0-Signal, und der Sensor aus dem rechten Ohr den Zusatz -1, z.B. Sensor-1-Signal, erhält.

Für die Messungen wird der in Abschnitt 4.6 beschriebene Aufbau verwendet.

6.5.3 Messdatenverarbeitung mit Machine Learning Ansätzen

Während bisher die eindeutige Wiederholbarkeit eine wichtige Voraussetzung war, soll der Nutzer durch die Erkennung mittels maschinellem Lernen sehr viel freier in der Ausführung sein. Wie bereits in Abb. 6.21 zeigen die jeweiligen Signale einen ähnlichen Verlauf, jedoch Unterschiede in der zeitlichen Ausführung und der Amplitudenstärke.

Für maschinelles Lernen werden große Datensätze benötigt, aktuell beinhaltet die Datenbank 1013 Messkurven einer einzelnen Person. Die Aufteilung kann Tabelle 6.7 entnommen werden:

Neben den beiden bereits erforschten Ansätzen (Support Vector Machine und Naive-Bayes-Klassifikator [VCG07]) wird noch ein Convolutional Neuronal Network implementiert. Beobachtungen haben gezeigt, dass eine Bewegung durchschnittlich etwa 0,5 Sekunden dauert. Um die Rechenlast zu reduzieren werden deswegen nur die letzten 128 Messwerte übergeben, bei einer Abtast-rate von 128 Hz entspricht dies genau einer Sekunde. Da die Signale von zwei Sensoren verarbeitet werden, ergibt dies ein Datenbankvektor von 256 Samples pro trainierter Bewegung.

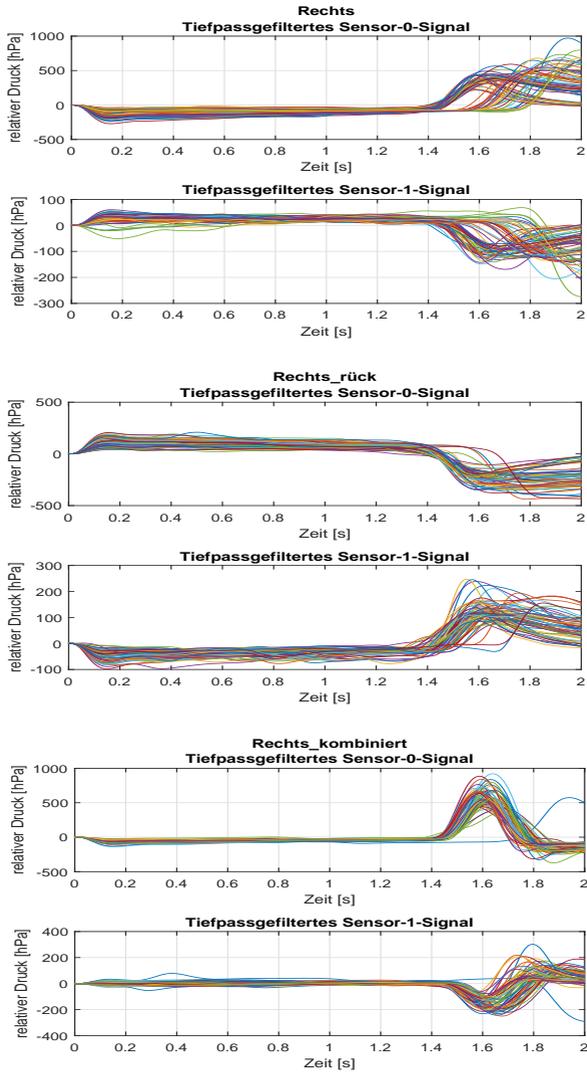


Abbildung 6.21: Übersicht aller Messungen der Unterbewegungen von Rechts - Rechts_hin, Rechts_rück, Rechts_kombiniert - von beiden Sensoren [Bus18]

78 Vorne_hin	80 Hinten_hin	
61 Vorne_rück	71 Hinten_rück	
77 Vorne_kombiniert	68 Hinten_kombiniert	
67 Rechts_hin	61 Links_hin	62 Eingabe_hin
64 Rechts_rück	64 Links_rück	62 Eingabe_rück
61 Rechts_kombiniert	65 Links_kombiniert	72 Eingabe_kombiniert

Tabelle 6.7: Übersicht über die Anzahl der Messkurven in der Datenbank

Naive-Bayes-Klassifikator

Für die Implementierung des Naive-Bayes-Verfahrens in Python wird die sklearn-Bibliothek [sld] verwendet. Die besten Klassifizierungsergebnisse ergibt die Anwendung der Normalverteilung (siehe. Gl. 2.18), auch Gauß-Verteilung genannt. Dies haben empirische Versuche ergeben.

Support Vector Machine (SVM)

Auch die Umsetzung der SVM erfolgt mit Hilfe der sklearn-Bibliothek [sld]. Diese stellt ein effizientes und einfaches Tool für die Analyse von Daten und Maschinelles Lernen bereit. Empirische Tests haben gezeigt, dass der lineare Kernel die besten Ergebnisse liefert, weswegen von der Verwendung anderer Kernels abgesehen wird.

Convolutional Neuronal Network (CNN)

Wegen der Einfachheit in der Nutzung und der besseren Kompatibilität zu anderen Systemen werden Keras und Tensorflow zur Realisierung des neuronalen Netzes eingesetzt. Abbildung 6.22 zeigt den Aufbau des implementierten, neuronalen Netzes mit seinen einzelnen Schichten (Layern). Zunächst wird ein Convolutional Layer verwendet, welcher dem Verfahren seinen Namen gibt und in diesem Fall vier Filter beinhaltet. Im Anschluss folgen durch die sogenannten Pool Layer eine Reduzierung der Dimension. Diese beiden Schichten (Convolutional mit vier Filtern und Pool Layer) wiederholen sich einmal. Anschließend wird im Flatten Layer der multidimensionale Output auf eine Dimension überführt, um in der Dense-Schicht klassifiziert zu werden.

Anmerkung:

Das in Abb. 6.22 zu sehende Ablaufdiagramm wurde mit Hilfe einer Software



Abbildung 6.22: Layer-Übersicht des implementierten CNN

basierend auf dem erstellten Code erstellt. Beim zweiten Convolutional Layer müsste auf Grund des Filters der Output $128, 16$ sein, im Nachgang kann nicht mehr nachvollzogen werden, warum dies nicht der Fall ist. Da das Diagramm mit dem Tool erstellt wurde, wird davon ausgegangen, dass dies die korrekten Angaben sind.

Auf Basis von empirischen Test, wird die Kostenfunktion oder auch Loss-Funktion gewählt, hierbei liefert die binary-crossentropy-Funktion die besten Ergebnisse. Die Batch Größe⁵ wird ebenfalls empirisch ermittelt und umfasst 30 Einheiten. Dabei ist es wichtig eine Balance zwischen der Datenbankgröße und den eingegebenen Trainingsdaten zu finden, um Auswendiglernen zu vermeiden. Abb. 6.23 veranschaulicht die kontinuierliche Verbesserung pro Trainingsdurchlauf (Epoche) bis zu einem gewissen Punkt, ab dem keine Verbesserung mehr erreicht wird. Dies gibt die optimale Anzahl von Epochen, hier zwischen 10-15 Durchläufen, wieder.

⁵ Die Batch Größe (engl. batch size oder batch) definiert wie viele Bilder pro Update trainiert werden [Des].

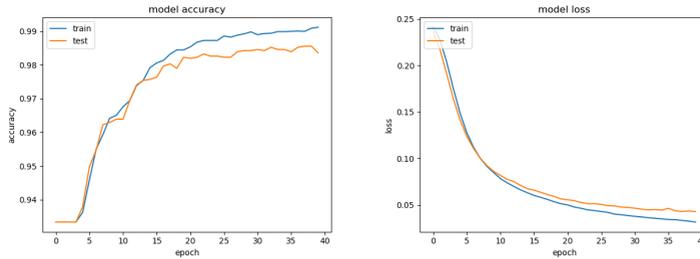


Abbildung 6.23: Trainingsprozess und -erfolg des implementierten CNN pro Epoche [Bus18]

6.5.4 Evaluation von Bewegung IV

Zunächst wird ein Teil der in der Datenbank gespeicherten Messungen evaluiert. Anschließend werden von der gleichen Person Echtzeitdaten, also Messungen die nicht in der Datenbank gespeichert werden, ausgewertet. Zum Schluss folgt eine Probandenstudie mit sechs Probanden an dem trainierten Datensatz.

Evaluation der Datenbank

Zur Bewertung der Datenbank wird der Datensatz in 80 % Trainingsdaten und 20 % Testdaten unterteilt. Bei der verwendeten Datenbankgröße ist ein hinreichender Umfang von Trainingsdaten zu gewährleisten.

Mit dieser Aufteilung erreicht die Support Vector Machine eine Genauigkeit von 85,22 % und der Naive-Bayes-Klassifikator eine Genauigkeit von 88,17 %. Das Neuronale Netz erreicht bereits nach den ersten Epochen eine Genauigkeit von über 93 % und stabilisiert sich bei ca. 98 %. Es wird davon ausgegangen, dass dieser sehr gute Wert, im Kontext des kleinen Datensatzes und durch den Effekt des Auswendiglernens, positiv verschoben ist.

Evaluation mit Live-Daten

Für diese Auswertung wird anhand von Live-Daten der gleichen Person, welche auch die Datenbank erstellt hat, der Algorithmus bewertet. Hierfür wird jede Bewegung fünf Mal ausgeführt und die Ergebnisse in die Tabellen 6.10 bis 6.12 eingetragen. Zur besseren Übersichtlichkeit, werden richtig detektierte Bewegungen grün und falsch detektierte Bewegungen rot geschrieben.

	Vorne_hin (Vh)	Vorne_rück (Vr)	Vorne_komb. (Vk)
Naive-Bayes	Vh Vh Vh Vh Vh	Vr Vr Vr Vr Vr	Vk Vk Vk Vk Vk
SVM	Vh Vh Vh Vh Vh	Vr Vr Vr Vr Vr	Vk Vk Vk Vk Vk
CNN	Vh Vh Vh Vh Vh	Vr Vr Vr Vr Vr	Vk Vk Vk Vk Vk

Tabelle 6.8: Evaluation der (Unter-) Bewegungen Vorne IV mit Live-Daten

	Hinten_hin (Hh)	Hinten_rück (Hr)	Hinten_komb. (Hk)
Naive-Bayes	Hh Hh Hh Hh Hh	Hr Hr Hr Er Vr	Vk Vk Hk Hk Hk
SVM	Hh Hh Hh Hh Vh	Hr Hr Hr Er Vr	Vk Vk Hk Hk Hk
CNN	Hh Hh Hh Hh Vh	Hr Er Lh Er Vr	Vk Hh Hk Hk Hk

Tabelle 6.9: Evaluation der (Unter-) Bewegungen Hinten IV mit Live-Daten

	Rechts_hin (Rh)	Rechts_rück (Rr)	Rechts_komb. (Rk)
Naive-Bayes	Rh Rh Rh Rh Rh	Rr Rr Rr Rr Rr	Rk Rk Rk Rk Rk
SVM	Rh Rh Rh Rh Rh	Rr Rr Rr Rr Rr	Rk Rk Rk Rk Rk
CNN	Rh Rh Rh Rh Rh	Rr Rr Rr Rr Rr	Rk Rk Rk Rk Rk

Tabelle 6.10: Evaluation der (Unter-) Bewegungen Rechts IV mit Live-Daten

	Links_hin (Lh)	Links_rück (Lr)	Links_komb. (Lk)
Naive-Bayes	Lh Lh Lh Lh Lh	Lr Lr Lr Lr Lr	Lk Lk Lk Lk Lk
SVM	Lh Lh Lh Lh Lh	Lr Lr Lr Lr Lr	Lk Lk Lk Lk Lk
CNN	Lh Lh Lh Lh Lh	Lr Lr Lr Lr Lr	Lk Lk Lk Lk Lk

Tabelle 6.11: Evaluation der (Unter-) Bewegungen Links IV mit Live-Daten

Alle drei Algorithmen erkennen $\frac{11}{15}$ Bewegungen zu 100 %. Die Bewegung *Hinten_rück* erzielt mit 20 % beim CNN und jeweils 60 % Sensitivität bei der SVM und Naive-Bayes-Klassifikator das schlechteste Ergebnis. Die Bewegung *Hinten_kombiniert* schneidet mit einer Sensitivität von nur 60 % bei allen drei Klassifizierern am zweitschlechtesten ab. Bei der Erkennung der Bewegung *Hinten_hin* erreichen der Naive-Bayes Klassifikator und die SVM jeweils 80 %.

	Eingabe_hin (Eh)	Eingabe_rück (Er)	Eingabe_komb. (Ek)
Naive-Bayes	Eh Eh Eh Eh Eh	Er Er Er Er Er	Ek Ek Ek Ek Ek
SVM	Eh Eh Eh Eh Eh	Er Er Er Er Er	Ek Ek Ek Ek Ek
CNN	Eh Eh Eh Eh Eh	Er Er Er Er Er	Eh Lh Ek Ek Ek

Tabelle 6.12: Evaluation der (Unter-) Bewegungen Eingabe IV mit Live-Daten

V = *Vorne IV*, H = *Hinten IV*, R = *Rechts IV*, L = *Links IV*, E = *Eingabe IV*

Das neuronale Netz erreicht bei der Bewegung *Eingabe_kombiniert* lediglich 60 %.

Insgesamt schneidet der Naive-Bayes-Klassifikator mit 94,67 % am besten ab, gefolgt von der Support Vector Machine mit 90,67 %. Das neuronale Netz erreicht den schlechtesten Wert mit 88 %. Es wird davon ausgegangen, dass dies an dem recht kleinen Datensatz liegt und es ist zu erwarten, dass mit zunehmender Datenmenge die Sensitivität zunimmt.

Mit Ausnahme der (Unter-) Bewegungen von *Hinten IV* erreichen alle drei Klassifikatoren durchweg sehr gute Ergebnisse. Vermutlich liegt das schlechte Abschneiden dieser Bewegung an der schwierigen, gleichmäßigen Wiederholbarkeit, was ebenfalls durch einen größeren Datensatz verbessert würde. Eine Übersicht über alle Ergebnisse aus der Evaluation mit Live-Daten befindet sich in Tabelle 6.13.

Evaluation mit Probanden

Die Evaluation wird mit sechs Probanden durchgeführt, von denen lediglich drei ausgewertet werden können, da bei den anderen Probanden, trotz mehrfacher Wiederholung, keine Signale aufgezeichnet werden konnte. Vermutlich konnte das Messsystem nicht luftdicht platziert werden.

Die Probanden führen jede Bewegung fünf Mal aus, die Daten werden aufgezeichnet und in einer neuen Datenbank gespeichert, welche jedoch in der Evaluation nicht beachtet wird. Anschließend wird jede Bewegung ein Mal durchgeführt und mit den erstellten Algorithmen und der vorhandenen Datenbank ausgewertet. Wird die Bewegung erkannt, so ist in den entsprechenden Auswertetabellen *Ja* eingetragen, wird sie nicht erkannt, wird *Nein* eingetragen. Nachfolgend werden die Aufnahmen der drei Unterbewegungen von Rechts eines jeden Probanden gezeigt und die Ergebnisse in Tabellen dargestellt.

	NBK	SVM	CNN
Vorne_hin	100%	100%	100%
Vorne_rück	100%	100%	100%
Vorne_komb.	100%	100%	100%
Hinten_hin	80%	80%	60%
Hinten_rück	60%	60%	20%
Hinten_komb.	60%	60%	60%
Rechts_hin	100%	100%	100%
Rechts_rück	100%	100%	100%
Rechts_komb.	100%	100%	100%
Links_hin	100%	100%	100%
Links_rück	100%	100%	100%
Links_komb.	100%	100%	100%
Eingabe_hin	100%	100%	100%
Eingabe_rück	100%	100%	100%
Eingabe_komb.	100%	100%	60%

Tabelle 6.13: Gesamtübersicht über Ergebnisse von Bewegung IV mit Live-Daten

NBK = Naive-Bayes-Klassifikator, SVM = Support Vector Machine, CNN = Convolutional Neural Network

Proband 1

Proband 1 ist mit dem Messsystem vertraut und es können eindeutige, gleichmäßige Druckkurven aufgenommen werden, siehe Abb. 6.24. Die Gegenläufigkeit der Signale zwischen den Bewegungen *Rechts_hin* und *Rechts_rück* sind klar erkennbar. Beim Auslenken des Kiefers nach rechts steigt der Druck im linken Gehörgang (Sensor-0) und fällt während der Bewegung zurück in die Ausgangsposition wieder ab. Die Aufnahmen aus dem rechten Gehörgang (Sensor-1) zeigen einen invertierten Verlauf. Die kombinierte Bewegung *Rechts_kombiniert* setzt sich aus den beiden einzelnen Komponenten zusammen. Die Kurven von Proband 1 zeigen große Ähnlichkeit mit den in den Datenbank hinterlegten.

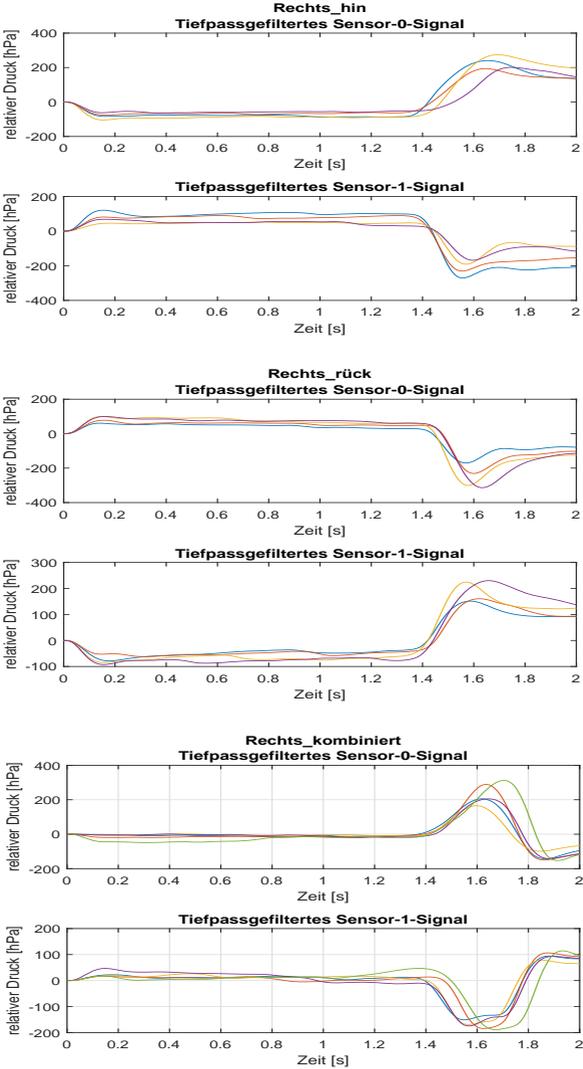


Abbildung 6.24: Übersicht aller Messungen der (Unter-) Bewegungen von Rechts von Proband 1 [Bus18]

Die Auswertung, siehe Tabellen 6.14 bis 6.18, zeigt eine gute Erkennung der aller Unterbewegungen von *Rechts IV* und *Links IV*. Alle Bewegungen von *Vorne IV* und *Hinten IV* weichen im Verlauf und vor allem in der Stärke der Ausprägung stark von den gespeicherten Abläufen ab, weswegen eine eindeutige Zuordnung nicht möglich ist. Die beiden Bewegungen *Rechts IV* und *Links IV* ergeben eine Sensitivität von 74 % erreicht, über alle Aufnahmen hinweg erreicht Proband 1 allerdings nur 49 % (alle Auswertelgorithmen kombiniert).

	Vorne_hin (Vh)	Vorne_rück (Vr)	Vorne_komb. (Vk)
Naive-Bayes	nein	nein	nein
SVM	nein	nein	ja
CNN	nein	nein	ja

Tabelle 6.14: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Vorne IV von Proband 1

	Hinten_hin (Hh)	Hinten_rück (Hr)	Hinten_komb. (Hk)
Naive-Bayes	nein	nein	nein
SVM	nein	nein	nein
CNN	nein	nein	nein

Tabelle 6.15: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Hinten IV von Proband 1

	Rechts_hin (Rh)	Rechts_rück (Rr)	Rechts_komb. (Rk)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	ja	nein
CNN	ja	ja	nein

Tabelle 6.16: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Rechts IV von Proband 1

Proband 2

Bei Proband 2 sind, wie in Abb. 6.25 deutlich zu sehen, die Signale des rechten Sensors (Sensor-1) ungewöhnlich schwach. Dies kann z.B. durch einen leicht herausgerutschten Sensor entstanden sein, dadurch wird der Schwellwert für

	Links_hin (Lh)	Links_rück (Lr)	Links_komb. (Lk)
Naive-Bayes	ja	nein	ja
SVM	ja	ja	ja
CNN	ja	ja	nein

Tabelle 6.17: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Links IV von Proband 1

	Eingabe_hin (Eh)	Eingabe_rück (Er)	Eingabe_komb. (Ek)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	ja	nein
CNN	nein	ja	nein

Tabelle 6.18: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Eingabe IV von Proband 1

die Erkennung und Fensterung zu früh erreicht und resultiert in der unvollständigen Erfassung der Bewegung. Auf der linken Seite (Sensor-0) werden gute Signalstärken erreicht.

Nach einer erneuten Positionierung der Sensoren werden bessere Ergebnisse erreicht, siehe Tabellen 6.19 bis 6.23. Dieser Proband erreicht jedoch anfangs die bei den Bewegungen nach *Vorne IV* notwendige Amplitude nicht. Durch eine Verlagerung des Druckpunktes beim Zubeißen von Bewegung *Hinten IV* auf die hinteren Backenzähne, werden nun die Schwellwerte und somit gute Ergebnisse erreicht. Proband 2 erreicht eine Sensitivität von 71 %.

	Vorne_hin (Vh)	Vorne_rück (Vr)	Vorne_komb. (Vk)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	ja	nein
CNN	ja	ja	nein

Tabelle 6.19: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Vorne IV von Proband 2

Proband 3

Proband 3 erzeugt, wie in Abb. 6.26 zu sehen, eindeutige, wiederholbare

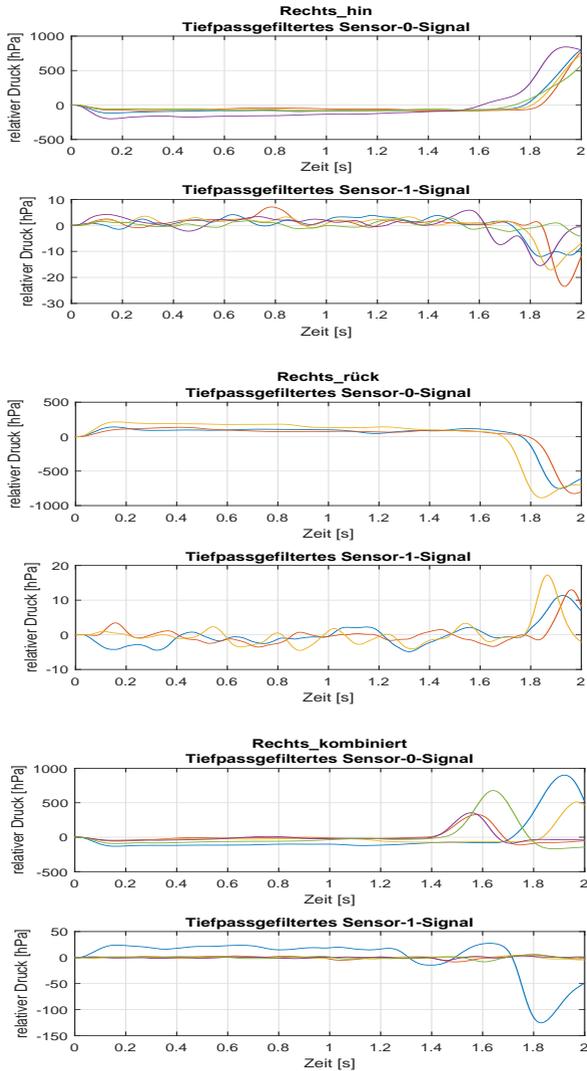


Abbildung 6.25: Übersicht aller Messungen der (Unter-) Bewegungen von Rechts von Proband 2 [Bus18]

	Hinten_hin (Hh)	Hinten_rück (Hr)	Hinten_komb. (Hk)
Naive-Bayes	nein	nein	nein
SVM	nein	ja	nein
CNN	nein	ja	nein

Tabelle 6.20: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Hinten IV von Proband 2

	Rechts_hin (Rh)	Rechts_rück (Rr)	Rechts_komb. (Rk)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	ja	ja
CNN	ja	ja	ja

Tabelle 6.21: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Rechts IV von Proband 2

	Links_hin (Lh)	Links_rück (Lr)	Links_komb. (Lk)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	nein	ja
CNN	ja	nein	ja

Tabelle 6.22: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Links IV von Proband 2

	Eingabe_hin (Eh)	Eingabe_rück (Er)	Eingabe_komb. (Ek)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	nein	ja
CNN	ja	nein	ja

Tabelle 6.23: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Eingabe IV von Proband 2

Signalverläufe. Bei genauerer Betrachtung fällt auf, dass diese stark von denen aus der Datenbank abweichen.

Auf Grund der großen Unterschiede wird lediglich die Bewegung nach *Links IV* gut erkannt, siehe Tabellen 6.24 bis 6.28. Proband 3 erreicht eine Sensitivität

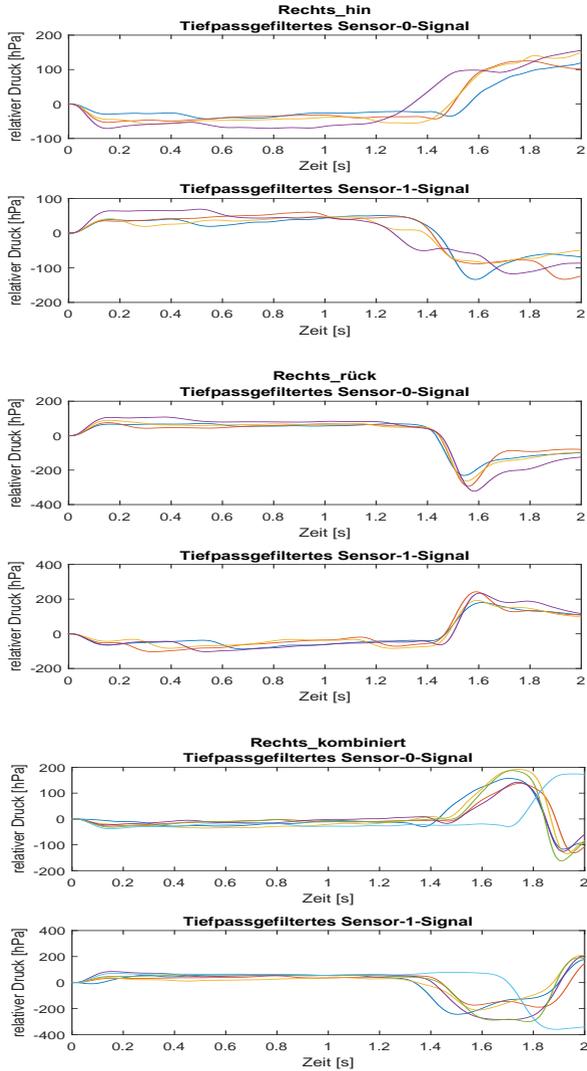


Abbildung 6.26: Übersicht aller Messungen der (Unter-) Bewegungen von Rechts von Proband 3 [Bus18]

von nur 40 %. Werden die drei Bewegungen *Vorne IV*, *Rechts IV* und *Links IV* betrachtet, wird eine Sensitivität von nur 67 % erreicht.

	Vorne_hin (Vh)	Vorne_rück (Vr)	Vorne_komb. (Vk)
Naive-Bayes	ja	nein	ja
SVM	ja	ja	nein
CNN	nein	ja	nein

Tabelle 6.24: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Vorne IV von Proband 3

	Hinten_hin (Hh)	Hinten_rück (Hr)	Hinten_komb. (Hk)
Naive-Bayes	nein	nein	nein
SVM	nein	nein	nein
CNN	nein	nein	nein

Tabelle 6.25: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Hinten IV von Proband 3

	Rechts_hin (Rh)	Rechts_rück (Rr)	Rechts_komb. (Rk)
Naive-Bayes	nein	ja	nein
SVM	nein	ja	nein
CNN	nein	ja	ja

Tabelle 6.26: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Rechts IV von Proband 3

	Links_hin (Lh)	Links_rück (Lr)	Links_komb. (Lk)
Naive-Bayes	ja	ja	ja
SVM	ja	ja	ja
CNN	ja	ja	ja

Tabelle 6.27: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Links IV von Proband 3

Eine Übersicht über alle Ergebnisse aus der Evaluation mit Probanden befindet sich in Tabelle 6.29.

	Eingabe_hin (Eh)	Eingabe_rück (Er)	Eingabe_komb. (Ek)
Naive-Bayes	nein	nein	nein
SVM	nein	nein	nein
CNN	nein	nein	nein

Tabelle 6.28: Evaluation Übersichtstabelle der (Unter-) Bewegungen Eingabe IV von Proband 3

Proband	1	2	3
Gesamt Sensitivität	49%	71%	40%

Tabelle 6.29: Gesamtübersicht über Ergebnisse von Bewegung IV mit Probanden

6.5.5 Zusammenfassung der Evaluation der Kiefernbebewegungen

Die drei implementierten Klassifikatoren erreichen trotz des aktuell noch kleinen Datensatzes sehr gute Ergebnisse, sodass pro Proband mindestens drei verschiedene Richtungen sehr gut erkannt werden können. Die Evaluation mit Probanden zeigt jedoch die aktuell noch bestehenden Schwächen des Systems auf.

Einerseits bestehen Hardware Probleme, deren Ursprung nicht final geklärt werden kann. Hierfür müssen Untersuchungen den Gehörgang und den Sitz betreffend durchgeführt werden. Diese Probleme könnten auch teilweise durch Software gelöst werden, indem z.B. über eine Frequenzanalyse bei der die Pulswelle ausgewertet wird und somit Aussagen über den Sitz des Messsystems bzgl. der Abdichtung getroffen werden können.

Auch die Algorithmen weisen noch Schwächen auf. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass bei einer größeren Datenbasis auch die Auswertung sich verbessert. Hier können auch zwei unterschiedlichen Ansätze verfolgt werden. Für Endnutzer wäre es denkbar einen eigenen, individuellen Datensatz zu erstellen. Durch eine einfache, graphische Nutzerschnittstelle, könnte der individuelle Datensatz kontinuierlich erweitert und somit verfeinert werden. Hier bietet sich ein Gamification Ansatz, z.B. durch Navigieren durch ein Labyrinth an, bei dem das mehrfache Wiederholen der gleichen Bewegung

stärker motiviert ist. Vorteil dabei ist, dass jeder Nutzer eigene Bewegungen, z.B. weites Öffnen des Mundes, erfinden könnte und diese einer Bewegung, z.B. Eingabe, zuordnen könnte.

Weiter ist es denkbar eine große, allgemeingültige Datenbank zu erstellen. Dann können alle Bewegungen zu großen Clustern zusammengefügt werden und so ggf. auch neue Signalverläufe richtig erkannt werden können. Es ist aber auch denkbar, dass zwei Individuen zwar ähnliche Signale erzeugen, jedoch zu unterschiedlichen Signalen, z.B. dass Individuum 1 bei einer Bewegung nach links zuerst einen Anstieg und dann einen Abfall erzeugt, Individuum 2 jedoch dieses Muster für eine Bewegung nach rechts erzeugt. Dadurch würden die Signalverläufe falsch zu sortiert werden und die Auswertung verschlechtern.

Aus zeitlichen Gründen können die notwendigen Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht durchgeführt werden.

6.6 Fazit

Nachdem zunächst reine Zungenbewegungen, bei geschlossenem Kiefer untersucht wurden und diese sich als ungeeignet erwiesen haben, wurden diese verworfen und durch Bewegungen der Zunge unter Einbeziehung der Kieferbewegungen untersucht. Da hier die Ergebnisse für die Bewegungen *Rechts* und *Links* zu ähnlich sind, wurden die Bewegungen neu definiert. Die Zunge wird nun nicht mehr an die Wangenwand, sondern an den jeweiligen hinteren Backenzahn geführt.

Die Ergebnisse der Evaluation der Zungenbewegung weisen bereits gute Ergebnisse auf, da jedoch die gesamte Bewegung ausgeführt werden muss um eine erfolgreiche Detektion durchführen zu können, eignet sich dieses System nicht als Echtzeit HMI. Weiter hat sich gezeigt, dass die Kieferbewegung hauptsächlich signalgebend ist, weshalb diese für die Weiterentwicklung des HMI genutzt wurde.

Hierbei konnte in einem ersten Aufbau gezeigt werden, dass die beiden Bewegungen III nach *Rechts* und *Links* auch in Echtzeit detektiert werden können. Daraufhin wurden mehr Kieferbewegungen untersucht, welche eine noch intuitiver Eingabe ermöglichen sollen. Hier wurde v.a. darauf geachtet, dass nicht mehr nur vier, sondern fünf Bewegungen umgesetzt werden. Bei fünf Bewe-

gungen kann eine Maus über einen Bildschirm bewegt werden und noch eine Eingabe getätigt werden, dadurch können wesentlich mehr Geräte gesteuert werden. Die Echtzeitfähigkeit wurde hierbei außer Acht gelassen.

Die Evaluation der fünf Kieferbewegungen hat gezeigt, dass die Hardware verbessert werden muss, da hier nur von 50 % der Probanden Signale aufgezeichnet werden können und dies vermutlich an einem unzureichendem Sitz des Messsystems liegt. Weiter konnte auch gezeigt werden, dass die Signale im Normalfall gut wiederholbar sind und sich in ihrer Ausprägung ähneln. Schon bei den drei erfolgreich getesteten Probanden konnten, trotz der relativ kleinen Datenbank, bei einigen Bewegungen gute Ergebnisse erzielt werden. Es zeigt sich auch, dass die Bewegungen sehr individuell sind und es weiterer Untersuchungen bedarf. Ziel der Untersuchungen sollte die Vergrößerung der Datenbank und die Klärung, ob jeder Nutzer einen individuellen Datensatz erstellen muss, sein.

7 Weitere Parameter

Wie in dem von der Autorin eingereichten Patent DE102017104268A1 beschrieben, kann „Eine solche Erkennung (...) in unterschiedlichen Situationen von Interesse sein, um beispielsweise *Kau- bzw. Schluckbewegungen* oder *lautloses Sprechen* zu erkennen oder auch um *Geräte anzusteuern*.“

In diesem Kapitel werden die durchgeführten Untersuchungen zur Kau- und Schluckbewegungen sowie die theoretische Betrachtung der Detektion lautlosen Sprechens vorgestellt.

7.1 Schlucken und Kauen

Bei diesen Untersuchungen kam ein System zum Einsatz, welches mit dem auch Abschnitt 4.5 vergleichbar ist. Ziel dieses Abschnitts ist es die prinzipielle Machbarkeit der automatisierten Erkennung von Schluck- bzw. Kaubewegungen zu zeigen, auf eine genauere Analyse wird jedoch verzichtet.

7.1.1 Motivation

Die Funktionalität des menschlichen Körpers, der je nach Alter aus bis zu 80 % Wasser besteht, ist stark von der zu sich genommenen Menge an Flüssigkeit abhängig. Die Folgen von einer Dehydratation reichen von Schwindelgefühl über mentale Einschränkungen bis hin zum Tod. Gerade ältere Menschen verspüren ein immer niedrigeres Verlangen nach Trinken und leiden somit häufiger an den Folgen der Dehydratation als jüngere Menschen. Weiter kommt es durch Erkrankungen oder Operationen zu Problemen beim Schlucken, was die Compliance gegenüber Trinken sinken lässt. Deswegen ist es, v.a. in der Geriatrie, von Interesse die genaue Trinkmenge zu detektieren.

Aber nicht nur bei Älteren kann die Information über das Ess- und Trinkverhalten von Interesse sein, auch bei adipösen oder anorektischen Patienten kann eine Aussage über das Essverhalten wichtig sein. So sollte z.B. ein anorektischer Mensch nicht die Nahrungsaufnahme meiden.

Es ist also sinnvoll sowohl die Kau- als auch die Schluckverhalten zu überwachen, am besten auf eine möglichst unauffällige Art und Weise, welche nicht zu sehr in den Alltag des Nutzers eingreift.

7.1.2 Der Schluckakt

Der Schluckakt kann in zwei unterschiedliche Phasen unterteilt werden, in einen willentlichen und einen reflektorischen Teil. Zunächst wird mit der Zunge ein Bolus¹ im Mund geformt (Abb. 7.1a), wird dieser aus dem Mundraum heraus Richtung Rachen befördert (Abb. 7.1b), wo dann der Schluckreflex (Abb. 7.1c) ausgelöst wird und der Bolus durch die Speiseröhre (Abb. 7.1d) zum Magen transportiert wird.

Der Schluckakt also in etwa in:

1. Mund Öffnen und Schließen
2. Bolus Formen und Befördern
3. Schlucken

unterteilt werden.

Die Menge und die Viskosität des Bolus haben einen Einfluss auf den Ablauf und vor allem die Dauer des Schluckvorgangs. Wird eine größere Menge geschluckt, so erhöht sich die Dauer und ein dickflüssiger Bolus benötigt ebenfalls mehr Zeit, als ein dünnflüssiger [NCD15].

¹ "(zum Verschlucken bereiter) Bissen", <https://www.duden.de/rechtschreibung/Bolus>

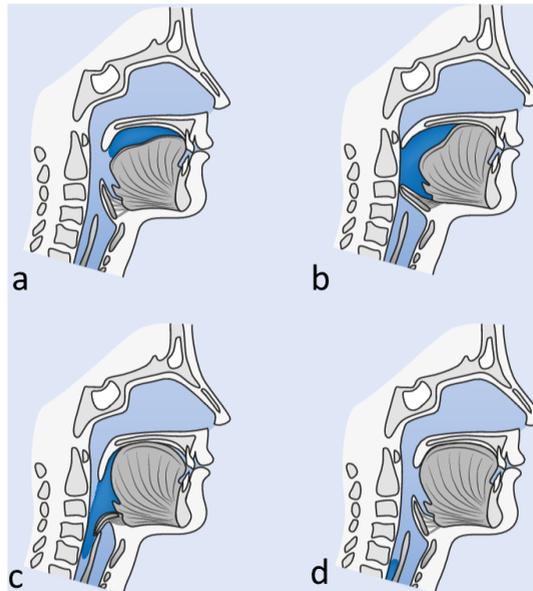


Abbildung 7.1: Der Schluckakt: a) Bolus formen, b) Bolus Richtung Rachen befördern, c) Auslösen des Schluckreflexes, d) Transport in der Speiseröhre [Bul13]

7.1.3 Durchführung der Schluckmessungen

Zunächst werden Untersuchungen zum Trinken unternommen, hierfür werden fünf Mal 50 ml Wasser aus einem Glas getrunken. Dafür werden fünf Gläser mit jeweils 50 ml Wasser vorbereitet, sodass keine weiteren Störfaktoren in die Messungen eingehen. In Abb. 7.2 ist die Ohrsensor-Aufnahme der fünf Trinkvorgänge zu sehen.

Die Startzeit eines einzelnen Trinkvorganges ist durch den Trigger markiert und wird in Abb. 7.2 durch ein * angezeigt. Der Graph weist jeweils kurz nach dem Triggersignal einen deutlichen Druckabfall durch das Aufnehmen der Flüssigkeit in den Mund auf, welche durch das Öffnen des Kiefers verursacht wird. Durch das Schließen des Kiefers steigt der Druck wieder an. Darauf folgt die Vorbereitung des Bolus mit dem Transport zum Rachen und dem

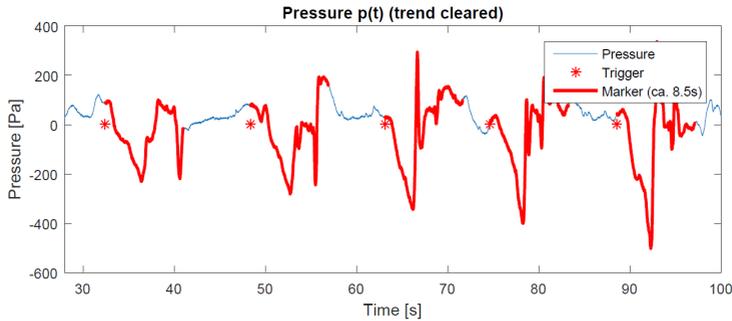


Abbildung 7.2: Aufnahme von 5 Trinkvorgängen (50 ml Wasser), mit Trigger [Ste16]

Anschließenden Schlucken. Da lediglich einmal der Trigger eingesetzt wird, ist es nicht ganz geklärt, wann die jeweiligen Bewegungen starten und enden.

Abbildung 7.3 zeigt eine Detailansicht aus dem ersten Trinkvorgang. Es kann davon ausgegangen werden, dass bei der Trigger-Markierung der Mund geöffnet und ab Sekunde 36,5 wieder geschlossen wird. Zwischen Sekunde 38 und 40 wird vermutlich der Bolus Richtung Rachen bewegt. Diese Überlegungen führen zu der Schlussfolgerung, dass in dem rot markierten Bereich der tatsächliche Schluckvorgang (Schluckreflex wird ausgelöst und der Bolus in die Speiseröhre befördert) vollzogen wird.

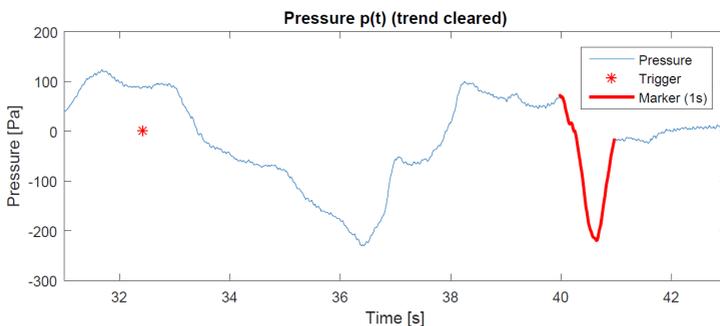


Abbildung 7.3: Detailansicht aus dem ersten Schluckvorgang aus Abb. 7.2 [Ste16]

Um den Einfluss der Trinkmenge zu minimieren, wird versucht den Schluckreflex ohne Zuführung von Flüssigkeit von außen auszulösen. Hierfür wird eine unerhebliche Menge Wasser verwendet, drei der aufgenommenen Signale sind in Abbildung 7.4 zu sehen. Diesmal wurden sowohl der Anfang (grün) und das Ende (rot) des Schluckvorgangs mit dem Trigger markiert.

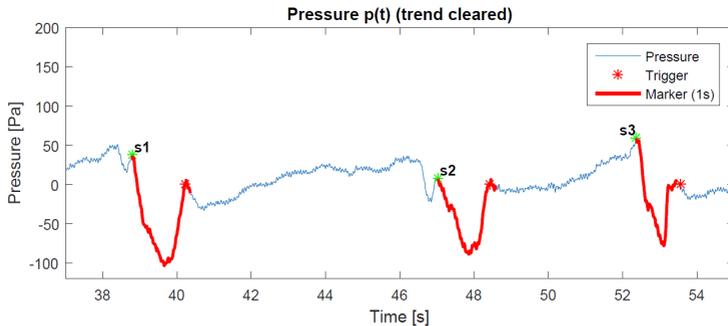


Abbildung 7.4: Schlucken von einer unerheblichen Menge Speichel, mit Trigger am Anfang und Ende des Vorgangs [Ste16]

Das markierte Signal wird hauptsächlich durch die Bewegung des Kiefers bei der Aufnahme der Trinkmenge verursacht, der Schluckvorgang selbst ist kaum in dem Signal zu identifizieren, wie die Aufnahme in Abb. 7.5 zeigt. Bei diesen Messungen wurde der Kiefer geschlossen gehalten und *trocken* geschluckt.

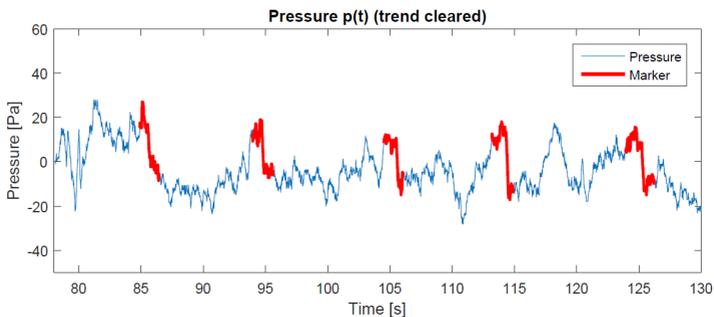


Abbildung 7.5: Schlucken einer unerheblichen Menge Flüssigkeit bei geschlossenem Mund [Ste16]

7.1.4 Evaluation der Schluckmessungen

Zur Evaluation wird eine Testreihe mit 3 Probanden durchgeführt, diese sind zwischen 22 und 29 Jahre alt. Für den Vorgang des Schluckens, trinkt jeder Proband 5 Mal 50 ml aus einer Tasse, wobei darauf geachtet wird, dass keine Artefakte durch andere Bewegungen entstehen.

Proband 2 zeigte in dem aufgezeichneten Signal keine signifikanten, auswertbaren Merkmale, siehe Abb. ???. Deswegen wird der Proband aus der Auswertung nicht beachtet. Die Gründe für das schwache Signal können nicht ermittelt werden, dieser Proband erzeugt bei anderen Messungen, z.B. Blutdruckmessungen, sehr gut auswertbare Signale. Es scheint keine Korrelation der Auswertbarkeit der beiden Messsignale zu geben.

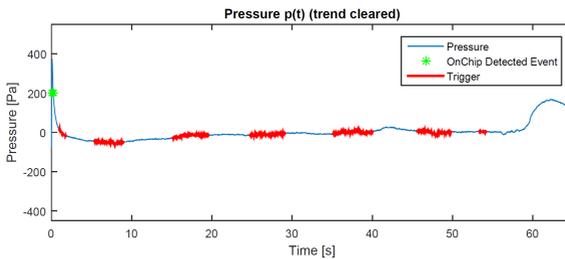


Abbildung 7.6: Schlucken Signal von Proband 2 [Ste16]

Bei Proband 1 können drei von fünf durchgeführten Aktionen richtig erkannt werden, während einmal am Anfang fälschlicher Weise eine Aktion detektiert wird, siehe Abb. 7.7.

Bei Proband 3 wird vier Mal die Aktion richtig erkannt, allerdings auch einige Male fälschlicherweise, siehe Abb. 7.8. Da teilweise die detektierten Ergebnisse dicht beieinander liegen, werden Fenster von 5 Sekunden zur Auswertung gebildet. Innerhalb dieses Fenster werden die detektierten Ereignisse als eines zusammengefasst, daraus ergibt sich, dass sechs Mal falsch positiv detektiert wurde.

Tabelle 7.1 zeigt die Übersicht über die Ergebnisse von Proband 1 und 3.

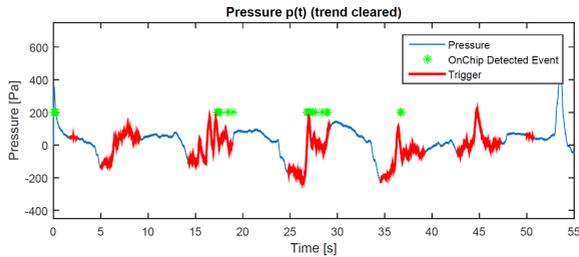


Abbildung 7.7: Schlucken Signal von Proband 1 [Ste16]

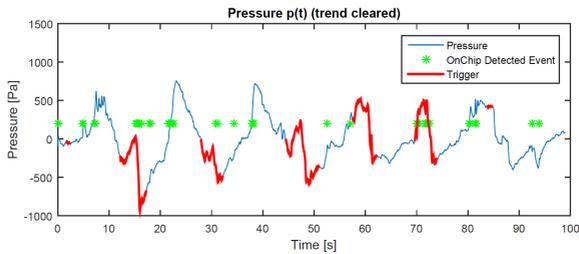


Abbildung 7.8: Schlucken Signal von Proband 3 [Ste16]

	fN	fP	rN	rP	Spezifität	Sensitivität
Proband 1	2	1	5	3	83 %	60 %
Proband 3	2	6	8	4	57 %	66 %
Gesamt	4	7	13	7	65 %	64 %

Tabelle 7.1: Übersicht der Ergebnisse von Schlucken

7.1.5 Der Kauakt

Beim Kauen wird eine Menge Nahrung in den Mund genommen. Dieser Bissen kann entweder schon im Vorhinein klein genug sein um komplett aufgenommen werden oder wird durch Abbeißen in die entsprechende Größe gebracht. Anschließend wird der Bissen, je nach Konsistenz, unterschiedlich lange durch Kaubewegungen weiter zerkleinert. Hierfür wird die Nahrung zwischen den

Zähnen durchtrennt und zermalmt, bis sie eine schluckbare Konsistenz erreicht. Anschließend wird der entstandene Bolus, wie in Abschnitt 7.1.2 beschrieben, heruntergeschluckt.

7.1.6 Durchführung der Kaumessungen

Zunächst werden für die Untersuchungen ein Apfel gegessen und zeitgleich das Signal aufgenommen, in Abb. 7.9 sieht man den Drucksignalverlauf im äußeren Gehörgang. Bei den ersten vier Bissen ist deutlich das Öffnen des Mundes zum Abbeißen erkennbar. Anschließend folgt das Kauen, was durch die hohen Ausschläge im Signal und der hohen Frequenz deutlich erkennbar ist.

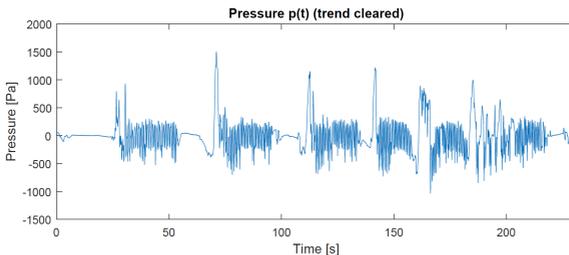


Abbildung 7.9: Drucksignal im Ohr beim Essen eines Apfels [Ste16]

In einer weiteren Untersuchung werden zwei Scheiben Zwieback gegessen, wie in Abb. 7.10 zu sehen. Hier wurde das Schlucken mit dem Trigger aufgenommen und im Signal rot markiert, jedoch nicht weiter beachtet.

Auf den ersten Blick zeigt sich bei diesen Messungen ein deutlich anderes Bild als beim Essen eines Apfels. Betrachtet man die Frequenzspektren, so zeigt sich, dass es eine Verschiebung gibt, siehe Abbildung 7.11. Dies soll bei der Auswertung beachtet werden.

Auf die nähere Beschreibung des Auswertalgorithmus wird an dieser Stelle verzichtet, für nähere Informationen siehe [SZPS16].

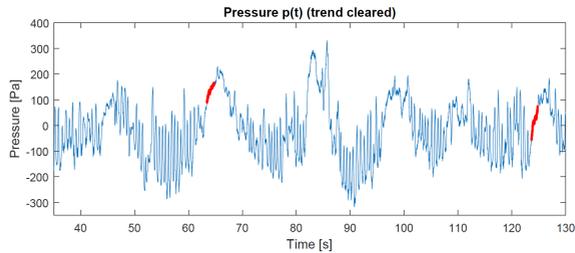
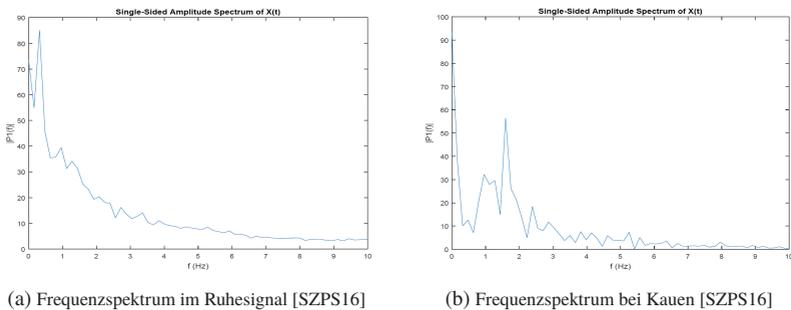


Abbildung 7.10: Drucksignal im Ohr beim Essen von Zwieback, Schlucken rot markiert [Ste16]



(a) Frequenzspektrum im Ruhesignal [SZPS16]

(b) Frequenzspektrum bei Kauen [SZPS16]

Abbildung 7.11: Beispiele von Frequenzspektren eines Ruhe- und eines Kausignals

7.1.7 Evaluation der Kaumessungen

Die Evaluation wird mit den gleichen Probanden durchgeführt, wie die Messungen zum Schlucken. Hierbei wird zunächst ein Stücke geschnittener Apfel, dann eine Scheibe Zwieback und anschließend ein etwas größeres Kaubonbon (Maoam) gegessen. Auch in diesen Messungen hat Proband 2 keine auswertbaren Ergebnisse produziert.

In den folgenden Abbildungen sind die rot markierten Stellen, die mit dem Trigger festgehaltenen Kauphasen. Die rote Linie zeigt die durch den Algorithmus erkannten Kavogänge (1 = erkannt, 0 = nicht erkannt). Die Qualität des Algorithmus ist stark von der Ruhephase zwischen (bzw. vor oder nach) den Kavorgängen abhängig, siehe Abb. 7.12 ab Sekunde 70.

Essen eines Apfels

Die Abbildungen 7.12 und 7.13 zeigen die aufgenommenen Signale von Proband 1 und Proband 3 beim Essen eines Apfels.

Bei der Auswertung erweisen sich auch die unterschiedlich hohen Amplituden als Herausforderung, sie reichen von etwa 300 Pa bis ca. 1500 Pa. Auch diese Erkennung erfolgt auch über Schwellwerte, welche nicht von Proband zu Proband angepasst werden, was teilweise zu einer Falschinterpretation führt. In Abb. 7.13 ist zu sehen, wie gegen Ende des dritten Kauvorgangs die Ausschläge im Signal zu gering sind um noch durch den Algorithmus erkannt zu werden.

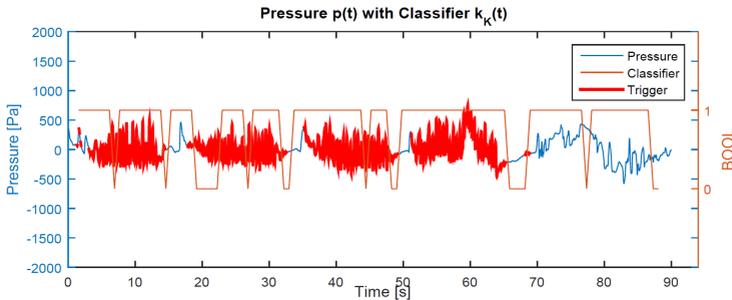


Abbildung 7.12: Drucksignal im Ohr von Proband 1 beim Essen eines Apfels [Ste16]

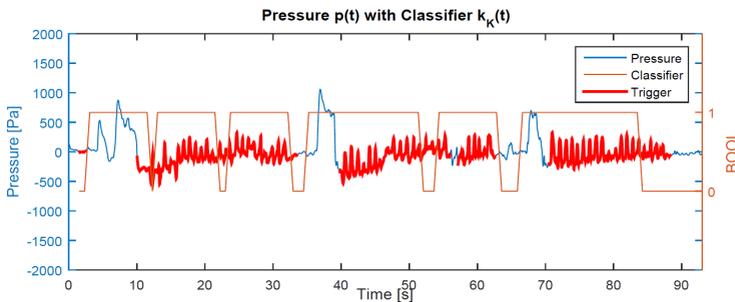


Abbildung 7.13: Drucksignal im Ohr von Proband 3 beim Essen eines Apfels [Ste16]

In Tabelle 7.2 sind die Ergebnisse der automatischen Auswertung zusammengefasst. Ist das aufgenommene Signal in der Abbildung blau und der Klassifikator erkennt ein Signal (Bool = 1), ist falsch Positiv (fP) detektiert worden. Ist

es blau und Bool = 0, so ist es richtig Negativ (rN) detektiert worden. Bei einem rot markierten Abschnitt und Bool = 1, dann ist das Signal richtig Positiv (rP) und bei Bool = 0 falsch Negativ (fN) erkannt worden. Allerdings lässt diese Interpretation etwas Spielraum, weswegen eine trennscharfe Unterscheidung nicht immer möglich ist, so muss z.B. auch beachtet werden, dass es möglich ist, dass der Trigger leicht verzögert aktiviert wurde.

	fN	fP	rN	rP	Spezifität	Sensitivität
Proband 1	1	5	2	10	29 %	91 %
Proband 3	3	3	0	12	0 %	80 %
Gesamt	4	8	2	22	20 %	85 %

Tabelle 7.2: Übersicht der Ergebnisse von Kauen, Apfel

Für eine neutrale Aussage, werden zwei Methoden miteinander kombiniert. Springt das Signal in einer Kau- oder Ruhephase plötzlich, so wird dies als falsche Erkennung gewertet.

Weiter wird sich, ähnlich bei der Schlucken Analyse, an 5 Sekunden langen Fenstern zu orientiert. So wird beispielsweise eine 10 Sekunden andauernde, richtig positiv Erkannte Phase mit $rP = 2$ bewertet. Dadurch werden die langen, richtigen Phasen mehr gewichtet, jedoch die kurzen, sprunghaften Ausreißer mit beachtet und ein Gleichgewicht geschaffen.

Essen eines Zwiebacks

Die Abbildungen 7.14 und 7.15 zeigen die Aufgenommenen Signale von Proband 1 und Proband 3 beim Essen einer Scheibe Zwieback.

Während bei Proband 1 zwischen den erkannten Phasen deutliche Ruhephasen detektiert werden, so sind diese bei Proband 3 mit zu starken Artefakten behaftet, sodass der Algorithmus nicht in der Lage ist sie Signale zu unterscheiden. Da hier ein sehr trockenes Lebensmittel gekaut wird, kann es sein, dass der Proband in den Ruhephasen versucht hat, den Speisebrei anzufeuchten und es so zu Bewegungsartefakten kam, welche nicht von Kauen zu unterscheiden sind.

In Tabelle 7.3 sind die Ergebnisse der automatischen Auswertung zusammengefasst.

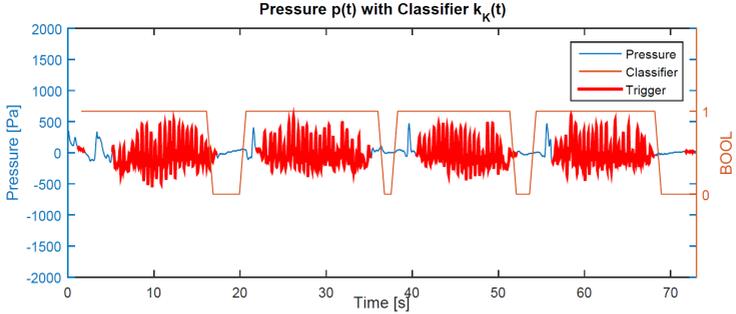


Abbildung 7.14: Drucksignal im Ohr von Proband 1 beim Essen einer Scheibe Zwieback [Ste16]

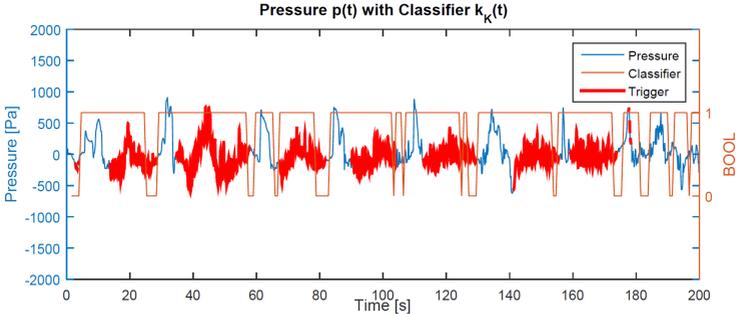


Abbildung 7.15: Drucksignal im Ohr von Proband 3 beim Essen einer Scheibe Zwieback [Ste16]

	fN	fP	rN	rP	Spezifität	Sensitivität
Proband 1	0	1	4	9	80 %	100 %
Proband 3	4	12	0	24	0 %	86 %
Gesamt	4	13	4	33	24 %	89 %

Tabelle 7.3: Übersicht der Ergebnisse von Kauen, Zwieback

Essen eines Kaubonbons

Die Abbildungen 7.16 und 7.17 zeigen die Aufgenommenen Signale von Proband 1 und Proband 3 beim Essen eines Kaubonbons.

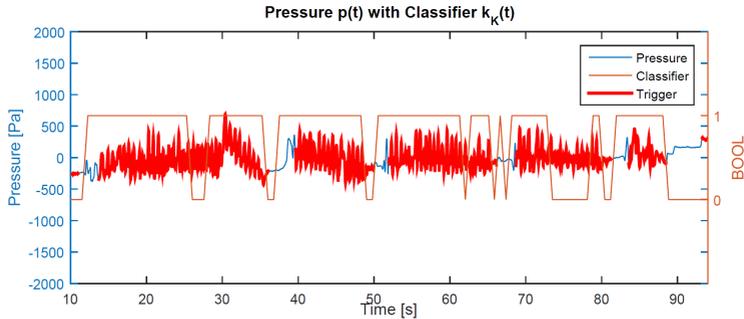


Abbildung 7.16: Drucksignal im Ohr von Proband 1 beim Essen eines Kaubonbons [Ste16]

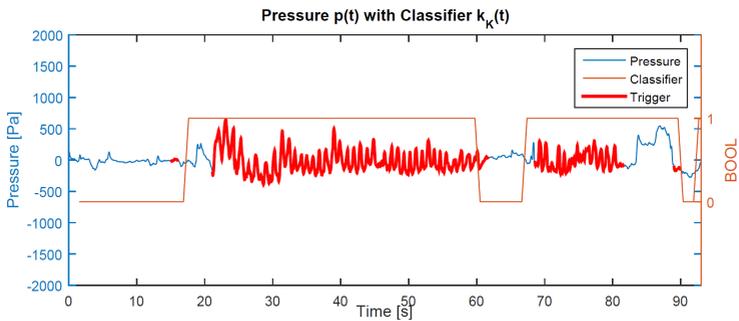


Abbildung 7.17: Drucksignal im Ohr von Proband 3 beim Essen eines Kaubonbons [Ste16]

Bei beiden Probanden ist beim Kauen eines Kaubonbons die Sensitivität sehr hoch, mit 85 % bei Proband 1 und 100 % bei Proband 3. Bei Proband 1 ist auffällig, dass die Nicht-Kauphasen nur schlecht erkannt werden. Proband 3 scheint bei diesem Versuch nicht so schnell gekaut zu haben, dies ist an den vergleichsweise wenigen Hoch- und Tiefpunkten, welche weiter auseinanderliegen zu erkennen.

Tabelle 7.5 zeigt die Gesamtübersicht des Klassifikators im Überblick.

	fN	fP	rN	rP	Spezifität	Sensitivität
Proband 1	2	3	1	11	25 %	85 %
Proband 3	0	4	4	10	50 %	100 %
Gesamt	2	7	5	21	42 %	91 %

Tabelle 7.4: Übersicht der Ergebnisse von Kauen, Kaubonbon

	fN	fP	rN	rP	Spezifität	Sensitivität
Proband 1	3	9	7	30	44 %	91 %
Proband 3	7	19	4	46	17 %	87 %
Gesamt	10	28	11	76	28 %	88 %

Tabelle 7.5: Gesamtübersicht der Ergebnisse von Kauen, Apfel, Zwieback, Kaubonbon zusammengefasst

7.1.8 Fazit der Schluck- und Kaumessungen

Es kann gezeigt werden, dass es unter Laborbedingungen möglich ist, Schlucken und Kauen mit dem vorgestellten Konzept zu detektieren. Die Algorithmen sind jedoch noch nicht ausgereift und müssen gegen Artefakte, v.a. die durch Sprechen, stabiler werden. Hierfür sind weitere Untersuchungen notwendig. Da kein Anwendungsfall gefunden werden konnte, bei dem diese Informationen von Interesse wären, werden diese Aspekte nicht weiter verfolgt.

7.2 Lautloses Sprechen

Auf Grund von Krankheiten oder Unfällen können Menschen die Fähigkeit laut zu sprechen verlieren, obwohl sie die richtigen Bewegungen ausführen, z.B. durch Verletzungen der Stimmbänder. Es gibt also eine gewisse Menge an Menschen, die zwar Sprechen gelernt hat, jedoch aus unterschiedlichen Gründen dies nicht mehr kann. Sie kennen immer noch die Bewegungen, welche beim Formen der unterschiedlichen laute notwendig sind, also wie Kiefer-

und Zungen bewegt werden müssen, um einen bestimmten Laut erzeugen zu können.

Wie bereits im Patent DE102017104268A1 beschrieben, kann „Eine solche Erkennung (...) in unterschiedlichen Situationen von Interesse sein, um beispielsweise Kau- bzw. Schluckbewegungen oder lautloses Sprechen zu erkennen oder auch um Geräte anzusteuern.“ Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnte bereits gezeigt werden, dass Kau- und Schluckbewegungen unabhängig voneinander erkannt werden können.

Um nun auch die Fähigkeit zur Erkennung unterschiedlicher Laute ermitteln zu können, muss zunächst analysiert werden, welche Merkmale für das Bilden von Lauten notwendig sind. Laute wie z.B. ein „a“ können mit nahezu geschlossenem Mund (z.B. beim Flüstern) und mit weit geöffnetem Mund (z.B. beim Schreien) ausgesprochen werden. Die Öffnung des Mundes ist somit kein eindeutiger Indikator für den gebildeten Laut. Die Laute „o“ und „u“ lassen sich mit nahezu gleicher Mund- und Zungenstellung bilden, welche demnach voraussichtlich mit dem vorliegenden Messsystem schwer zu unterscheiden sind.

Eine weitere Herausforderung stellt, wie bereits in der Evaluation der Mensch-Maschinen-Schnittstelle (siehe Kapitel 6.4) erläutert, die Detektion der Zungenbewegung bzw.-position dar. Da die Zunge maßgeblich an der Klangbildung innerhalb des Mundraums beteiligt ist, ist es notwendig, deren Position innerhalb des Mundes zu ermitteln. Die Ergebnisse aus den Untersuchungen zur Mensch-Maschine-Schnittstelle zeigen jedoch, dass vornehmlich die Kieferstellung im Signal zu erkennen ist. Bei einem laut gesprochenen „a“ kann es also passieren, dass die weite Kieferstellung das Signal der Zungenstellung deutlich überlagert, sodass diese nicht mehr identifiziert werden kann. Da dies jedoch zur Lauterkennung notwendig ist, wird die Ermittlung lautlosen Sprechens, im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter beleuchtet.

Für weiterführende Forschungsarbeiten empfiehlt die Autorin jedoch einen vergleichbaren Aufbau wie bei der Ermittlung der Bewegungen der Mensch-Maschinen-Schnittstelle. Zum Training des Systems, sollten die unterschiedlichen Laute mehrfach lautlos „gesprochen“ aufgenommen und entsprechend annotiert werden. Anschließend können die so ermittelten Trainingsdaten mit Hilfe passender Algorithmen evaluiert werden.

Zudem sollte untersucht werden, welche weiteren Messverfahren dem in dieser Arbeit beschriebenen System hinzugefügt werden könnten, um ggf. die beschriebenen Probleme zu minimieren. Taubblinde wie Frau Helen Keller zeigen z.B. dass sie trotz fehlendem Gehör und gleichzeitiger Blindheit in der Lage ist gesprochene Sprache zu verstehen. Hierfür setzt sie einen Finger auf den Kehlkopf, für die Vibrationen, einen auf den Mund für die Lippenform und einen auf die Nase für die nasalen Laute. Hält man sich beispielsweise einmal im Selbstversuch eine Hand an den Kehlkopf, so spürt man, dass dieser sich beim Bilden unterschiedlicher Laute oder dem Bewegen der Zunge verschiebt, was sich mit entsprechenden Sensoren detektieren ließe. Zudem verändert sich durch das Anspannen von Muskeln der messbare elektrische Widerstand innerhalb des Gewebes, was ebenfalls gemessen werden könnte. Zudem könnte mit zukünftigen, besseren Drucksensoren eine genauere Erkennung der Zungenbewegung möglich werden.

Folglich bietet das Forschungsfeld lautloses Sprechen ausreichend Potential für weiterführende Arbeiten.

8 Zusammenfassung und Ausblick

8.1 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde von der Autorin bereits entworfenes Konzept weiterentwickelt und auf seine Eignung zur Erfassung von menschlichen Parametern untersucht, im Speziellen zur Eignung als System zur permanenten, nicht-invasiven Blutdruckmessung bzw. Mensch-Maschine-Schnittstelle und im Weiteren zur Schluck- bzw. Kauererkennung und zum lautlosen Sprechen. Das jeweils zu Grunde liegende Prinzip ist der luftdichte Verschluss des äußeren Gehörgangs und die Messung des darin befindlichen Drucks, welcher sich auf Grund des Herzschlages bzw. Bewegungen des Kiefers ändert, das Konzept wurde in Kapitel 4 vorgestellt. Für die jeweiligen Untersuchungen wurden unterschiedliche Hardware-Systeme aufgebaut, welche ebenfalls in Kapitel 4 aufgezeigt wurden.

Für die Untersuchungen den Blutdruck betreffend, war es nicht möglich invasive Vergleichsmessungen mit menschlichen Probanden durchzuführen. Grund dafür war unter anderem die Abhängigkeit von einem klinischem Umfeld und z.B. dem benötigten Ethikantrag. Deswegen wurden zunächst invasive Vergleichsmessungen am Schwein und anschließend am Kipptisch mit menschlichen Probanden durchgeführt, die Ergebnisse wurden in Kapitel 5 vorgestellt.

Für die Messungen am Schwein wurden voneinander unabhängige Signale durch das vorgestellte System und das invasive Referenzsystem aufgezeichnet. Diese beiden Signale sollten miteinander verglichen und dadurch Aussagen über die Eignung des Konzepts zur Blutdruckmessung getroffen werden. Hierfür musste zunächst geklärt werden, ob Messungen am Schwein geeignet sind, um die Ergebnisse auf den Menschen zu übertragen. Es zeigt sich, dass Messungen an Schweinen geeignet sind, da diese in ihrer Anatomie der des Menschen in den bedeutenden Punkten (Anatomie des Herz-Kreislauf Systems und Aufbau des Ohres) entsprechen. Bei der Auswertung zeigte sich, dass die Si-

gnale nicht synchronisiert werden können, da keine signifikanten in den beiden Signalen vorhanden sind, welche für eine Synchronisierung geeignet wären. Deswegen wurde keine weitere Energie in die Auswertung dieser Messung investiert, sondern das System für die Kipptischmessung weiterentwickelt.

Im Anschluss an diese Messung, wurden auf Grund von mangelnden Probanden zur invasiven Messung, Messungen mit einem nicht-invasiven Vergleichssystem am Kipptisch durchgeführt. Hierfür wurden die Probanden am Kipptisch festgeschnallt und aus der Horizontalen schrittweise in die Vertikale und wieder zurück gekippt. Durch die Lageänderung und den hydrostatischen Einfluss ändert sich der Blutdruck im Kopf, was im Signal zu sehen sein sollte. Hier waren von drei Probanden nur einer auswertbar, da nur dieser ausreichend gute Signale im Ohr erzeugt hat. Auch bei diesen Messungen gab es noch Probleme mit der Synchronisierung, da es jedoch in den Signalen selbst durch die Kippbewegungen signifikante Punkte gab, konnten diese fast synchron ausgerichtet werden. Bei diesen Messungen ist vor allem das Referenzsignal stark zu hinterfragen, da dieses z.B. zwischen zwei Werten um jeweils 6 mmHg springt, was durch physiologisch Mechanismen nicht erklärt werden kann. Weiter soll es zwar den Blutdruck auf Herzhöhe messen, es ist jedoch zum Zeitpunkt der Lageveränderung ein deutlicher Blutdruckanstieg im Signal zu sehen, was erneut physiologisch nicht erklärt werden konnte und auf die Messmethode zurückgeführt wurde. Um trotzdem eine Aussage treffen zu können, wurden die Amplituden, also die Differenz zwischen systolischem und darauffolgenden diastolischen Wert, untersucht. Unabhängig vom absoluten Blutdruck, welcher vermutlich im Referenzsystem falsch ist, wird davon ausgegangen, dass die Werte des Referenzsystems nur in der Höhe verschoben sind, also die gemessene Amplitudenhöhe der tatsächlich vorliegenden entspricht. Die Auswertung zeigt, dass die Amplitudenverläufe sich ähnlich verhalten, also beim Aufrichten sinken und beim Hinlegen wieder steigen, was so auch im Vorhinein erwartet wurde. Diese Erkenntnis bestärkt das Konzept zur nicht-invasiven Blutdruckmessung, weswegen weitere Untersuchungen angestrebt werden, welche jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt werden können.

Da bereits im Vorhinein absehbar war, dass die Bemühungen Messungen zum Blutdruck durchzuführen scheitern könnten, wurde das System zeitgleich auf weiteren Nutzen hin untersucht. Weil sich schon früh abgezeichnet hat, dass Bewegungsartefakte, v.a. Bewegungen des Mundes, das Signal beeinflussen, wurden weitere Konzepte zur Nutzung dieser Bewegungen erarbeitet.

Die Eignung des Systems als Mensch-Maschine-Schnittstelle wird in Kapitel 6 evaluiert. Es zeigt sich, dass der Bedarf besteht, z.B. mit einem solchen System einen Rollstuhl oder eine Computermaus zu steuern. Nach einigen Untersuchungen auf Basis von Zungenbewegungen erweisen sich v.a. die Bewegungen des Kiefers als besonders signalgebend, weswegen diese näher gehend untersucht wurden. Hierfür wurden 5 Bewegungen und deren Unterbewegungen definiert: Vorne, Hinten, Rechts, Links und Eingabe mit den jeweiligen Unterbewegungen: -hin, -rück und -kombiniert. Zur Untersuchung wird mit einem Probanden ein großer Datensatz aufgenommen und an diesem die entworfenen Algorithmen (Naive-Bayes Klassifikator, Support Vektor Maschine und Convolutional Neuronal Network) evaluiert. Die Evaluation erfolgt in drei Schritten: erstens an dem Datensatz selbst, zweitens mit Live aufgenommenen neuen Daten (durch den Probanden des Datensatzes) und drittens an weiteren Probanden. Die Untersuchungen mit dem Datensatz und den Live-Daten, also mit der selben Person, die auch den Datensatz erstellt hat, waren gut bis sogar sehr gut mit einer Sensitivität von 100 %, siehe Tabelle 6.13. Die Auswertung mit neuen Probanden, welche nicht im Datensatz enthalten sind, zeigt, dass teilweise sehr gute und teilweise sehr schlechte Ergebnisse erreicht wurden. Die prinzipielle Möglichkeit wurde jedoch eindeutig gezeigt.

In Kapitel 7 wurden die weiteren möglichen Parameter, Schluck- bzw. Kauerkennung und lautloses Sprechen, untersucht. Die Schluck- bzw. Kauerkennung führt unter Laborbedingungen zu dem Ergebnis, dass eine Detektion möglich ist, da jedoch kein interessanter Anwendungsfall gefunden werden konnte, wurde davon abgesehen eine ähnlich umfangreiche Untersuchung wie bei der Mensch-Maschine-Schnittstelle durchzuführen. Die Untersuchungen zum lautlosen Sprechen sind rein theoretischer Natur, wobei schon dabei bereits zahlreiche Herausforderungen identifiziert werden konnten, was zu der Erkenntnis führt, dass dies eine eigenständige Arbeit darstellt.

8.2 Ausblick

Es hat sich gezeigt, dass vor allem die Hardware großen Einfluss auf die Qualität des Messergebnisses hat, weswegen diese genauer überdacht werden muss. Es gibt mittlerweile Ohrstücke für Hörgeräte, welche bei etwa 80 % der Bevölkerung gut im Gehörgang sitzen sollen. Diese können als Basis für

ein neues Ohrstück dienen, sodass die Ausbeute an qualitativ hochwertigen Messungen sich erhöht.

Weiter zeigt sich, dass die Synchronisierung bei den Blutdruckmessungen sehr genau durchdacht sein muss, alle Komponenten der verwendeten Systeme müssen im Vorhinein zu den Messungen überprüft werden. Nur mit einer guten Synchronisierung lassen sich die aufgenommenen Messungen so auswerten, dass die daraus resultierenden Ergebnisse aussagekräftig sind. Diese Messungen können auf unterschiedliche Weise ausgewertet werden. Als erstes ist die Ähnlichkeit des Blutdruckverlaufes zu untersuchen, hierfür könnte z.B. der systolische Wert aus beiden Signalen (Ohr und Referenz) über einander gelegt werden und zunächst optisch ausgewertet werden. Vermutlich wäre hierfür noch eine Art Normierung notwendig, damit die unterschiedlichen Messeinheiten keinen Einfluss auf die quantitative Aussagen haben. Weiter könnte das Ohrsignal in den tatsächlichen Blutdruck umgerechnet werden, was jedoch voraussichtlich einen ausgereiften Algorithmus benötigt, welcher in der Lage ist Messungen aus den Kapillaren des Ohres in den Blutdruck der Aorta umzuwandeln.

Die Weiterentwicklung des HMI besteht vor allem aus der Erweiterung der Datenbank. Durch eine größere Datenbank, könnten weitere Untersuchungen zur Allgemeingültigkeit des Systems getroffen werden. Hierbei gilt es zu unterscheiden, ob Bewegungen von unterschiedlichen Probanden zueinander ähnlich sind. Hier sollte auch ein Augenmerk darauf geworfen werden, ob Signale unterschiedlicher Probanden zwar ähnlich zueinander sind, aber nicht der gleichen Bewegung entsprechen, bspw. könnte bei Proband X und Proband Y der gleiche Signalverlauf (Graph) aufgezeichnet werden, jedoch bei Proband X für die Bewegung *Rechts* und bei Proband Y für die Bewegung *Links* stehen. Da die Bewegungen der Probanden in Normalfall zu sich selbst ähnlich waren und nur von der des Datensatzes deutlich abwichen, wird daraus geschlossen, dass entweder der Datensatz durch viele Probanden erweitert werden muss, um eine allgemeingültige Steuerung zu erhalten, oder dass jeder Nutzer einen individuellen Datensatz benötigt. Die Erweiterung der Datenbank bezüglich der Bewegungsrichtungen ist ebenfalls von Interesse. Bisher werden lediglich fünf Richtungen und deren Unterbewegungen erfasst, doch auch „Zwischenrichtungen“, z.B. Vorne-Links, erscheinen gerade für die Rollstuhlsteuerung sinnvoll.

Für die Untersuchungen zu der Kau- bzw. Schluckanalyse müsste ein passender Anwendungsfall gefunden werden, auf dessen Basis sich das System zielgerichtet weiterentwickeln lässt. Hier könnten dann evtl. die bereits implementierten Algorithmen aus den Untersuchungen der Mensch-Maschine-Schnittstelle angepasst und weiterentwickelt werden.

Für die Untersuchungen zu lautlosem Sprechen muss sowohl ein Versuchsaufbau als auch -protokoll entwickelt werden, mit welchem es möglich ist die Zungen- und Mundbewegungen Worten zuzuordnen. Für die Messungen ist ein Referenzsignal notwendig, was im Aufbau beachtet werden muss. Im ersten Schritt könnte hierfür eine Kamera verwendet werden, durch das synchron aufgezeichnete Video könnten einzelne Laute dem Ohrsignal zugeordnet werden. Anschließend könnte der Einfluss der Schwingungen der gesprochenen Sprache auf das Signal untersucht werden. Für die Messungen sind vermutlich zunächst Untersuchungen zu einzelnen Worten oder Lauten (Alphabet) sinnvoll, welche erkannt werden sollen. Diese können dann auch z.B. unterschiedlich laut oder schnell gesprochen werden, um diese Einflüsse zu evaluieren. Da sich aus den bisherigen Untersuchungen vor allem die Kieferbewegungen als Signal gebend herausgestellt haben, könnte es jedoch sein, dass diese Untersuchungen zu keinem zufriedenstellendem Ergebnis führen.

Literaturverzeichnis

- [AA] Dr. Frank Antwerpes and Dominik Advani. Epidemiologie. Online erhältlich unter: <http://flexikon.doccheck.com/de/Epidemiologie>, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [AJV] Ákos Jobbágy and Sándor Varga. Biomedical Instrumentation - Direct (invasive) blood pressure measurement methods. Online erhältlich unter: https://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop412A/2011_0079_jobbagy_biomedical/ch08s02.html, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [ARW] Dr. Frank Antwerpes, Thomas Rohner, and Stefanie Wendt. Definition Compliance. Online erhältlich unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Patientencompliance>, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [aSG] aktivoptik Service GmbH. Faszination Hören. Online erhältlich unter: <https://www.aktivoptik.de/hoergeraete/faszination>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Bay63] Thomas Bayes. An essay towards solving a problem in the doctrine of chances. Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 1763. Online erhältlich unter: <http://www.rssb.be/bsn57/bsn57-6.pdf>, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [BF] G. Bönner and H.-D. et al. Faulhaber. MANAGEMENT HYPERTONIE JOURNAL BY FAX; Ein Projekt des Herzkreislauf-Telefons der Hochdruckliga mit Unterstützung von Servier Deutschland GmbH; Fallstricke der 24h-Blutdruckmessung. Online erhältlich unter: http://www.hypertonie-akademie.org/tl_files/content/dhl/journal-by-fax/nr112002.htm, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [BL07] Hans-Georg Boenninghaus and Thomas Lenarz. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2007.

- [Bol07] Hans Peter Boll. Mobile Überwachung der Funktionalität des kardiovasculären Systems - Konzepte und Simulationen. 2007. Dissertation, KIT Karlsruher Institut für Technologie, Fak. f. Elektrotechnik und Informationstechnik.
- [BOS] BOSCH. BMP280 Datenblatt. Online erhältlich unter: <https://www.adafruit.com/datasheets/BST-BMP280-DS001-11.pdf>, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [Bul13] Marc Bullerdiek. Dysphagiemanagement. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013.
- [Buna] Statistisches Bundesamt. Behinderte Menschen. Online erhältlich unter: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Behinderte-Menschen/_inhalt.html, zuletzt aufgerufen am 01. August 2019.
- [Bunb] Statistisches Bundesamt. Todesursachen. Online erhältlich unter: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Todesursachen/_inhalt.html, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Bus16] Tobias Busch. Konzeption und Entwicklung einer Mensch-Maschinen-Schnittstelle auf Basis der Zungenbewegungen. 2016. Bachelor Thesis, KIT Karlsruher Institut für Technologie.
- [Bus18] Tobias Busch. Entwicklung einer Mensch-Maschine Schnittstelle für ALS-Patienten zur Steuerung eines Roboterarms mittels maschinellem Lernen. 2018. Master Thesis, KIT Karlsruher Institut für Technologie.
- [CB] Lars Chittka and Axel Brockmann. Die Anatomie des Ohres. Online erhältlich unter: <https://www.dr-reitberger-hno.de/die-anatomie-des-ohres/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [CW95] Emanuele Cozzi and David J.G. White. The generation of transgenic pigs as potential organ donors for humans, volume 1. 1995.
- [dB] Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Krankheitskosten in Mio. € für Deutschland. Gliederungsmerkmale: Jahre, Alter, Geschlecht, ICD10. Online erhältlich unter: <http://www.gbe-bund.de/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Des] Adit Deshpande. A Beginner's Guide To Understanding Convolutional Neural Networks. Online erhältlich unter: <https://ades>

- hpande3.github.io/adeshpande3.github.io/A-Beginner's-Guide-To-Understanding-Convolutional-Neural-Networks/, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Die17] Matthias Diehl. Multisensorielle Artefaktdetektion im ohrnahen Umfeld. 2017. Master Thesis, KIT Karlsruher Institut für Technologie.
- [ehn] european heart network. European Cardiovascular Disease Statistics 2017. Online erhältlich unter: <http://www.ehnheart.org/cvd-statistics/cvd-statistics-2017.html>, zuletzt aufgerufen am 06. August 2019.
- [Elt01] Peter Elter. Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung. 2001. Dissertation, KIT Karlsruher Institut für Technologie, Fak. f. Elektrotechnik und Informationstechnik.
- [Ert16] Wolfgang Ertel. Grundkurs Künstliche Intelligenz - Eine praxisorientierte Einführung. Springer Vieweg, 4 edition, 2016.
- [fG] Deutsche Gesellschaft für Geriatrie. Vorsicht bei neuen Blutdruck-Grenzwerten! Online erhältlich unter: <https://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/herzkreislauf/blut-hochdruck/article/954524/dgg-warnt-vorsicht-neuen-blutdruck-grenzwerten.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [fre] freepik. conjunto anatomia boca humana. Online erhältlich unter: https://www.freepik.es/vector-gratis/conjunto-anatomia-boca-humana_2413083.htm, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Fre00] Wolfgang B. Freesmeyer. Was man vom Kiefergelenk des Menschen wissen sollte, volume 38. Dec 2000. In: Manuelle Medizin Vol. 38.
- [FYM15] Hiroshi Fukui, Takayoshi Yamashita, and Hiroshi Murase. Pedestrian detection based on deep convolutional neural network with ensemble inference network. 2015.
- [Gas] Urs P. Gasche. Ärzte erhöhen Schwelle für Blutdruck-Medikamente. Online erhältlich unter: <http://www.infosperber.ch/Gesundheit/Bluthochdruck-Hypertonie-Diabetes-Grenzwert-gesenkt>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.

- [GKS⁺10] André Gurr, K. Kevenhörster, T. Stark, M. Pearson, and S. Dazert. The common pig: a possible model for teaching ear surgery. *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, 267(2):213–217, 2010.
- [Gmba] I.E.M. GmbH. Blutdruck- & Pulswellen-Messung in Einem reklassifiziert Risikopatienten. Online erhältlich unter: https://www.iem.de/_attic/website/IEM_Indikationsflyer_PWA_D_rev7.3kl.pdf, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Gmbb] LIFEtool Solutions GmbH. Integramouse Plus Set. Online erhältlich unter: <https://www.lifetool-solutions.at/de/mausersatz/40-integramouse-plus.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Hala] Stephen Hales. *Haemastatics*, 3rd edition. pg 1. 1738. Online erhältlich unter: <http://www.epi.umn.edu/cvdepi/essay/reverend-stephen-hales-on-blood-pressure/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Halb] Stephen Hales. *Statical Essays II Haemastaticks*, U.K., London: Innings and Manby, 1733. Online erhältlich unter: <https://play.google.com/store/books/details?id=ddMTAAA-AQAAJ&rdid=book-ddMTAAA-AQAAJ&rdot=1>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [han] hannemac. Bau und Funktion des Herzens. Online erhältlich unter: <https://www.karteikarte.com/card/1011967/bau-und-funktion-des-herzens>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Hei] Spektrum Akademischer Verlag Heidelberg. neuronale Netze. Online erhältlich unter: <https://www.spektrum.de/lexikon/neuro-wissenschaft/neuronale-netze/8653>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [HG09] Xiaoming Huo and Maysam Ghovanloo. Using Unconstrained Tongue Motion as an Alternative Control Mechanism for Wheeled Mobility. 2009. In: *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, Vol. 56 Nr. 6.
- [Hil13] Thomas Hillermann. Nutzen und Risiken invasiver Blutdruckmessung via Arteria radialis, volume 13. 2013.

- [Hoc] Deutsche Hochdruckliga. Bluthochdruck wirksam bekämpfen. Online erhältlich unter: <http://www.hochdruckliga.de/bluthochdruck.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [ico] icons. Rollstuhl - Kostenloses Web-Symbol. Online erhältlich unter: <https://icons8.de/icon/3048/rollstuhl>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [iG] iportale GmbH. Der menschliche Schädel, gesehen von der Seite. Online erhältlich unter: <http://www.wissen-digital.de/Schädel>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [KA13] Steffen Kaufmann and Gunther Ardelt. In-Ear Pulse Wave Measurements: A Pilot Study. 2013.
- [Kar] Praxis Dr. Kares. Kiefergelenk, Kopfschmerzen, Gesichtsschmerzen, Kraniomandibuläre Dysfunktion CMD. Online erhältlich unter: <https://www.dr-kares.de/leistungen/kiefergelenk-kopfschmerzen/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Ken65] Thomas Kenner. Die Druck-Volumenkurve längsfixierter Arterien und die Bestimmung der Elastizitätsmoduln. 1965.
- [Kin] Professor Dr. Ulrich Kintscher. Nebenwirkungsarme Blutdrucksenkung. Online erhältlich unter: <https://www.hochdruckliga.de/nebenwirkungsarme-blutdrucksenkung.html>, zuletzt aufgerufen am 06. August 2019.
- [Kra] Techniker Krankenkasse. Wann ist der Blutdruck zu hoch? Online erhältlich unter: <http://www.tk.de/tk/krankheiten-b/bluthochdruck/zu-hoher-blutdruck/193932>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Kri] Yvonne Kristen. Gasgleichung für ein ideales Gas. Online erhältlich unter: https://www.uni-ulm.de/fileadmin/website_uni_ulm/nawi.inst.251/Didactics/thermodynamik/INHALT/IDEAL.HTM, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [LBC46] Henry D. Lauson, Richard A. Bloomfield, and Andre Cournand. The influence of the respiration on the circulation in man, volume 1. 1946.
- [LG08] Ruda Leca and Voicu Groza. Why Are We Still Measuring Blood Pressure by Ear? 2008.

- [LGE93] Dominique Laude, Michael Goldman, and Jean-Luc Elghozi. Effect of breathing pattern on blood pressure and heart rate oscillations in humans, volume 20. 1993.
- [Lin52] Rud Link. Über die Gefäßversorgung des Trommelfelles und des äußeren Gehörganges, volume 572. 1952.
- [LK12] Fernando Puente León and Uwe Kiencke. Messtechnik - Systemtheorie für Ingenieure und Informatiker. Springer Vieweg, 9 edition, 2012.
- [LK15] Günther Jakob Lauth and Jürgen Kowalczyk. Thermodynamik eine Einführung. Springer Spektrum, 2015.
- [MaMea13] Michael Mace, Khondaker Abdullah al Mamun, and et al. A heterogeneous framework for real-time decoding of bioacoustic signals: Applications to assistive interfaces and prosthesis control. 2013. In: Expert Systems with Applications Vol. 40.
- [Men09] Katharina Mendler. Wanddicke und Elastizität der A. carotis communis, A. carotis interna und A. brachialis-Messung mittels hochauflösenden Ultraschalls bei gefäßgesunden Probanden und Patienten mit hochgradigen Stenosen der A. carotis interna. 2009.
- [Mid10] Martin Middeke. Editorial: Pulswellenanalyse: Renaissance einer alten Methode als moderner Biomarker der Gefäßsteifigkeit, volume 135. 2010.
- [Mit97] Tom M. Mitchell. Machine Learning. McGraw-Hill International Editions. McGraw-Hill, 1997.
- [NCD15] Weslania Nascimento, Rachel A Cassiani, and Roberto Dantas. Effect of bolus volume and consistency on swallowing events duration in healthy subjects, volume 21. 2015.
- [Ove] Peter Overbeck. Was bringt ein Blutdrucksenker bei noch normalen Blutdruckwerten. Online erhältlich unter: <http://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/herzkreislauf/bluthochdruck/article/403920/bringt-blutdrucksenker-noch-normalen-blutdruckwerten.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [QCY] QCY. QCY. Online erhältlich unter: <https://qcy.de/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [RCS99] Andreas Raabe, Marek Czosnyka, and Volker Seifert. Monitoring of intracranial compliance: correction for a change in body position, volume 141. 1999.

- [RM] Eva Rudolf-Müller. Mund. Online erhältlich unter: <https://www.netdoktor.de/anatomie/mund/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Rud] Julia Rudolf. Blutdruck Tagesprofil: Was es aussagt. Online erhältlich unter: <https://www.apotheken-umschau.de/Blut-hochdruck/Blutdruck-Tagesprofil-Was-es-aussagt-552199.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Run15] Thomas A. Runkler. Data Mining (Modelle und Algorithmen intelligenter Datenanalyse). Springer Verlag, 2 edition, 2015.
- [Saf10] Michel E. Safar. Destiffening drug therapy and blood pressure control, volume 3. 2010.
- [SL07] Robert F. Schmidt and Florian Lang. Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie. Springer-Lehrbuch. Springer Medizin Verlag Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 30. neu bearbeitete und aktualisierte Auflage edition, 2007.
- [sld] scikit-learn developers. Naive Bayes. Online erhältlich unter: http://scikit-learn.org/stable/modules/naive_bayes.html, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Ste16] Konrad C. Steimer. Entwicklung eines Konzeptes zur qualitativen Identifikation von Schluck- und Kauvorgängen mittels Druckmessung im äußeren Gehörgang. 2016. Master Thesis, KIT Karlsruher Institut für Technologie.
- [Sto12] Prof. Wilhelm Stork. Vorlesung: Biomedizinische Messtechnik, 2012. Vorlesungsskript, Karlsruhe Insitut für Technologie KIT.
- [SW] Robert Sedgewick and Kevin Wayne. Stacks and Queues. Online erhältlich unter: <http://introcs.cs.princeton.edu/java/43stack/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [SZPS16] Konrad C. Steimer, Jennifer Zeilfelder, Christian Pylatiuk, and Wilhelm Stork. Portable auricular device for real-time swallow and chew detection. Number 1. 2016. Current Directions in Biomedical Engineering.
- [Tec] TKS Technology. Your wireless world connection. Online erhältlich unter: <http://tk-technology.dk/>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.

- [unba] unbekannt. Das Kiefergelenk - anatomische Darstellung. Online erhältlich unter: <http://www.kfo-online.de/profile05e.html>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [unbb] unbekannt. WAVELETS: Ein neues Werkzeug in der digitalen Signal- und Bildanalyse. Online erhältlich unter: <http://dodo.fb06.fh-muenchen.de/maier/Wavelet-Transformation.pdf>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [VCG07] Ravi Vaidyanathan, Beomsu Chung, and Lalit Gupta. Tongue-Movement Communication and Control Concept for Hands-Free Human-Machine Interfaces. 2007.
- [vT61] Anton Friedrich v. Tröltsch. Die Anatomie des Ohres in ihrer Anwendung auf die Praxis und die Krankheiten des Gehörganges. Verlag der stahel'schen Buch und Kunsthandlung, 1861.
- [Wen53] Wenzler, Karl and Schlüter, Dr. Franz. Die Querdehnbarkeit isolierter kleiner Arterien vom muskulären Typ, 1953.
- [Wika] Wikipedia. Eustachi-Röhre. Online erhältlich unter: <https://de.wikipedia.org/wiki/Eustachi-R2019>.
- [Wikb] Wikipedia. Kollagene. Online erhältlich unter: <https://de.wikipedia.org/wiki/Kollagene>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Wikc] Wikipedia. Minischwein. Online erhältlich unter: <https://de.wikipedia.org/wiki/Minischwein>, zuletzt aufgerufen 02. August 2019.
- [Wikd] Wikipedia. Mittlerer arterieller Druck. Online erhältlich unter: https://de.wikipedia.org/wiki/Mittlerer_arterieller_Druck, zuletzt aufgerufen 02. August 2019.
- [Wike] Wikipedia. Mundhöhle. Online erhältlich unter: <https://de.wikipedia.org/wiki/Mundhöhle#Anatomie>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Wikf] Wikipedia. Ohr. Online erhältlich unter: <https://de.wikipedia.org/wiki/Ohr>, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Wikg] Wikipedia. Pattern Matching. Online erhältlich unter: https://de.wikipedia.org/wiki/Pattern_Matching, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.
- [Wikh] Wikipedia. Stephen Hales. Online erhältlich unter: https://de.wikipedia.org/wiki/Stephen_Hales, zuletzt aufgerufen am 02. August 2019.

- [WMS⁺18] Bryan Williams, Giuseppe Mancina, Wilko Spiering, Enrico Agabiti Rosei, Michel Azizi, Michel Burnier, Denis L. Clement, Antonio Coca, Giovanni de Simone, Anna Dominiczak, Thomas Kahan, Felix Mahfoud, Josep Redon, Luis Ruilope, Alberto Zanchetti, Mary Kerins, Sverre E. Kjeldsen, Reinhold Kreutz, Stephane Laurent, Gregory Y. H. Lip, Richard McManus, Krzysztof Narkiewicz, Frank Ruschitzka, Roland E. Schmieder, Evgeny Shlyakhto, Costas Tsioufis, Victor Aboyans, and Ileana Desormais. 2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology and the European Society of Hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Cardiology and the European Society of Hypertension, 2018.
- [Zei15] Jennifer Zeilfelder. Entwicklung eines Konzepts zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Blutdruckmessung im Ohr. 2015. Master Thesis, KIT Karlsruher Institut für Technology.
- [ZSK09] Klaus Zweckberger, Oliver Sakowitz, and Karl Kiening. Intrakranielle Druck-Volumen-Beziehung. *Physiologie und Pathophysiologie*, volume 58. 2009.

Eigene Veröffentlichungen

Patente

J. Zeilfelder, C. Zimmermann, W. Stork, F. Gauger, J. Schneider.
DE 10 2017 104 268 A1 - Überwachen eines Gesundheitszustands eines Menschen. 2016.

Konferenzbeiträge

J. Zeilfelder, M. Diehl, C. Pylatiuk und W. Stork (2019).
IEEE Biomedical and Health Informatics (BHI) - Concept for a Permanent, Non-Invasive Blood Pressure Measurement in the Ear.

J. Zeilfelder, T. Busch, C. Zimmermann und W. Stork (2018).
IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) - A human-machine interface based on tongue and jaw movements.

J. Zeilfelder, F. Mohr, C. Zimmermann, J. Parada, T. Blöcher, J. Schneider, F. Gauger, W. Stork (2016).
Zukunft Lebensräume Kongress (AAL Kongress) - Kontinuierliches Patienten Monitoring bei der Intensivpflege im häuslichen Umfeld.

T. Busch, J. Zeilfelder, K. Zhou und W. Stork (2019).
IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) - A jaw based human-machine interface with machine learning.

T. Bloecher, S. Krause, K. Zhou, J. Zeilfelder und W. Stork (2019).
IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) - VitalCamSet - a dataset for

Photoplethysmography Imaging.

C. Zimmermann, J. Zeilfelder, T. Bloecher, M. Diehl, S. Essig und W. Stork (2017).

IEEE Sensors Applications Symposium (SAS) - Evaluation of a smart drink monitoring device.

K. C. Steimer, C. Zimmermann, J. Zeilfelder, C. Pylatiuk und W. Stork (2016).

Current Directions in Biomedical Engineering (DGBMT) - Portable auricular device for real-time swallow and chew detection.

C. Zimmermann, N. Müller, N. Göpper, J. Zeilfelder, T. Blöcher, F. Gauger, J. Schneider, W. Stork, T. Vetter, S. Jahn und A. Gross (2016).

Zukunft Lebensräume Kongress (AAL Kongress) - Akzeptanz und Marktpotenzial eines intelligenten Trinkassistenten-Systems.

Betreute Abschlussarbeiten

Stefan Essig.

Konzeption, Entwicklung und Evaluation eines unwuchtbasierten Generators mit integriertem Step-Up Converter für ein Body Energy Harvesting System. Masterarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2019.

Tobias Busch.

Entwicklung einer Mensch-Maschine Schnittstelle für ALS-Patienten zur Steuerung eines Roboterarms mittels maschinellem Lernen. Masterarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2016.

Christian Dinse.

Konzeption und Entwicklung einer mobilen Angebots-App mit besonderem Fokus auf Benutzerfreundlichkeit und Barrierefreiheit. Bachelorarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2018.

Hayri Sarak.

Konzeption und Evaluation einer echtzeitfähigen Feature-Driven Webanwendung für die Verbesserung des sozialen Zusammenlebens geriatrischer Patienten. Diplomarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2017.

Sebastian Crüger.

Evaluation der Auswirkungen von Metaphern in der Benutzeroberfläche auf die Usability für Ältere anhand eines digitalen Multiplattform - schwarzen Bretts für mobile Geräte. Diplomarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2017.

Janine Kreft.

Entwicklung eines 3-Stufen Konzepts zur altersgerechten Erlernung von Tablet Nutzung für Senioren. Bachelorarbeit HFU - Hochschule Furtwangen University, 2017.

Lea-Marie Zimmermann.

Erstellung eines adaptiven Roboterarm-Steuerungskonzepts für Menschen mit ALS. Bachelorarbeit HFU - Hochschule Furtwangen University, 2017.

Tobias Busch.

Konzeption und Entwicklung einer Mensch-Maschinen-Schnittstelle auf Basis der Zungenbewegungen. Bachelorarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2016.

Konrad Carl Steimer.

Entwicklung eines Konzeptes zur qualitativen Identifikation von Schluckund Kauvorgängen mittels Druckmessung im äußeren Gehörgang. Masterarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2016.

Gerd Augsburg.

Konzeption und Implementierung einer erweiterbaren App zum Sammeln, Verarbeiten und Darstellen sensorischer Daten. Bachelorarbeit KIT - Karlsruher Institut für Technologie, 2016.

Lena Kieweg.

Konzeption und Entwicklung einer Druckregelung für den Einsatz im äußeren Gehörgang. Bachelorarbeit Hochschule Pforzheim, 2016.