

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Buschmann Labor- und Medizintechnik
Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme

Alltagstaugliche Sensorik: Kontinuierliches Monitoring von Körperkerntemperatur und Sauerstoffsättigung

Dipl.-Ing. Univ. Johannes Kreuzer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

– Doktor-Ingenieurs –

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. h.c. Alexander W. Koch

Prüfer der Dissertation: 1. Hon.-Prof. Dr. med. Johannes P. Buschmann

2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Georg Färber, i.R.

Die Dissertation wurde am 23.04.2009 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für **Elektrotechnik und Informationstechnik** am 04.11.2009 angenommen.

Zusammenfassung

In vielen Bereichen der Medizintechnik zeichnet sich seit Jahren der Trend ab, den Patienten nicht mehr nur in der Klinik zu beobachten, sondern ihm auch im alltäglichen Leben, beispielsweise vor oder nach einer Operation, eine engmaschige Betreuung zukommen zu lassen. Auch die steigende Mobilität der Bevölkerung sowie die Tatsache, dass die heutige Gesellschaft verstärkt auf die eigene Fitness und Gesundheit achtet, zeigen den steigenden Bedarf an Monitoringverfahren auf, welche im Alltag eingesetzt werden können, ohne dass der Benutzer durch diese Sensorik gestört, behindert oder auch nur kosmetisch beeinträchtigt wird.

Ein Messsystem, welches im äußeren Gehörgang appliziert wird, kann den hohen Anforderungen, die an solch eine Sensorik gestellt werden, genügen. Es wird dazu eine Sensor-Plattform eingeführt, mit deren Hilfe verschiedene Vitalparameter sowie mechanische Komponenten erfasst werden können. Am Beispiel von Körperkerntemperatur und arterieller Sauerstoffsättigung wird gezeigt, welche Messmethoden und -prinzipien eingesetzt werden können und welche Vor- und Nachteile diese besitzen. Außerdem wird ein Ausblick auf andere im Alltag messbare Parameter gewährt.

Diese mobilen Sensoren können beispielsweise im Bereich der Notfallmedizin, Schlafforschung, Sportmedizin und Rehabilitation eingesetzt werden. Aber auch für präventive Maßnahmen, Fitness und Wellness sowie der Arbeitsmedizin sind die Sensoren von höchstem Interesse. Weitere Anwendungsgebiete, die heute noch nicht vollständig übersehen werden können, werden sich durch den Einsatz von mobiler, kontinuierlicher Sensorik ergeben.

Während der Entwicklung der Sensorik für nicht invasive Messung der Sauerstoffsättigung wurden Untersuchungen zu Störungen des Messprinzips Pulsoximetrie angestellt. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass in der weltweit angewandten Pulsoximetrie auch bei den als störungsfrei geltenden Fingersensoren, unerwartet ein Shuntlicht auftritt, welches eine bislang unterschätzte Fehlerquelle darstellt. Die Problematik des Shuntlichts wird anhand verschiedener Versuche theoretisch und praktisch diskutiert.

Abstract

In the last few years, in many areas of medical engineering, the trend has been to observe the patient before or after surgery, not only in the hospital, but in everyday life. The fact that people today are more mobile and have an increased awareness of their health and fitness, shows an increasing need for monitoring procedures which can be used discreetly in everyday life and do not disturb the patient or hamper his everyday activities.

A measuring system, which is inserted in the outer ear canal, is able to meet the high requirements for such an application. For this purpose a sensor platform is introduced which monitors different vital parameters as well as mechanical variables. Using the example of body core temperature and arterial oxygen saturation, it can be shown which methods and principles can be used and what advantages and disadvantages they have. Also, a view of everyday measurable parameters is provided.

These mobile sensors can be useful, for example, in the field of emergency medicine, somnology, sports medicine and rehabilitation applications. For preventive measures, fitness and wellness as well as occupational medicine, these sensors are of the highest interest. In the future, other application areas will surely benefit from using mobile sensors.

During the development of the sensor technology for non invasive measurement of oxygen saturation, studies on disturbances of the measurement principle have been performed. The results indicate that also in the worldwide used pulse oximetry with finger sensors, which is thought to be trouble-free, an unexpected shunt light occurs, which is a previously underestimated source of error. The problems of shunt lights are discussed in various experiments in theory and practice.

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter bei der Firma Buschmann Labor- und Medizintechnik unter der Leitung von Prof. Dr. Johannes Buschmann. Ich möchte mich bei allen bedanken, die zum Gelingen beigetragen haben:

An erster Stelle möchte ich mich bei Prof. Dr. Johannes Buschmann für die Möglichkeit bedanken, in seiner Forschungseinrichtung an diesem interessanten Thema zu arbeiten. In einer sehr angenehmen Arbeitsatmosphäre konnte ich – gefördert durch zahlreiche kreative Anregungen – selbständig eine kleine Forschungsgruppe für nicht-invasive Humansensorik aufbauen und betreuen.

Ein sehr großer Dank gebührt auch Herrn Dipl.-Ing. Reinhold Falkowski, der mir in den ersten eineinhalb Jahren meiner Arbeit durch seine Routine und Erfahrung geholfen hat, mein universitär erlerntes Wissen in die Praxis umzusetzen.

Mein Dank gilt darüber hinaus den vielen Diplomanden und medizinischen Doktoranden, ohne die der jetzige Stand der Arbeit nicht erreicht worden wäre. Vor allem die zahlreichen Anstöße und Inspirationen durch unterschiedliche Denkweisen erbrachten mir neue Sichtweisen und lösten viele auftretende Probleme.

Bei Herrn Dipl.-Ing. Robert Diemer und Herrn Dipl.-Inf. FH Thomas Huber möchte ich mich für die gute und interessante Zusammenarbeit während des Forschungsprojektes Inprimo bedanken. Gemeinsame Diskussionen und Besprechungen brachten viele neue Erkenntnisse und Ideen.

Bedanken möchte ich mich auch bei Frau Zeilinger und Herrn Schmidt von der Firma Hörgeräte Seifert. Durch deren selbstverständliche Unterstützung war ich in der Lage die ersten Ideen in Prototypen umzusetzen und entscheidend weiter zu entwickeln.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Zielsetzung	9
3	Eine neue Form der Humansensorik	11
3.1	Anforderungen an die mobile Sensorik	11
3.2	Aufbau der mobilen Sensor-Plattform	15
3.3	Zusammenfassung der mobilen, alltagstauglichen Sensorik	17
4	Kontinuierliche Messung der Körperkerntemperatur	19
4.1	Relevanz der Körperkerntemperatur	19
4.2	Temperaturmessmethoden	21
4.3	Aufbau des Temperatursensors	24
4.4	Ergebnisse	27
4.4.1	Technische und biologische Genauigkeit	27
4.4.2	Messung der Temperatur bei körperlicher Aktivität	30
4.4.3	Erfassung der Körperkerntemperatur während des Schlafs	33
4.4.4	Störeinflüsse	34
4.5	Zusammenfassung	37
5	Pulsoximetrie im äußeren Gehörgang	39
5.1	Grundlagen der Pulsoximetrie	39
5.1.1	Gewebsoptische Prinzipien der Pulsoximetrie	41
5.1.2	Einschränkungen und Fehlerquellen der Pulsoximetrie	42
5.2	Pulsoximetriesensoren	46
5.3	Anwendung mobiler Pulsoximetriesensoren	48
5.4	Aufbau des mobilen Pulsoximetriesensors	49
5.5	Ergebnisse	51
5.5.1	Signaleigenschaften	51
5.5.2	Messungen bei Bewegung	55
5.5.3	Einschränkungen der mobilen Pulsoximetrie	56
5.6	Zusammenfassung	57

6	Shuntlicht als Fehlerquelle in der Pulsoximetrie	59
6.1	Shuntlicht – theoretischer Hintergrund	60
6.2	Multispektrale Betrachtung des Shuntlichts	67
6.3	Einfluss der Lichtweglänge	69
6.4	Schlussfolgerung	71
7	Weitere mögliche Messgrößen der Sensor-Plattform	73
8	Zusammenfassung	75
	Abbildungsverzeichnis	81
	Literaturverzeichnis	82

1 Einleitung

Seit vielen Jahren schon zeichnet sich in der Medizin der Trend ab, die Zeit der Hospitalisierung zu senken oder sogar die Patienten ambulant zu betreuen [3, 33]. Gründe dafür sind einerseits die erhöhte Mobilität der Bevölkerung, andererseits aber auch kostenbedingte gesundheitspolitische Trends. Auch die Minimal Invasive Chirurgie, d.h. chirurgische oder invasive diagnostische Maßnahmen mit immer kleineren Zugängen und damit deutlich reduzierten Traumata durchzuführen, begünstigt diesen Trend. Nicht zuletzt ist es ein Wunsch vieler Patienten, nicht hospitalisiert zu sein und „zu Hause“ wieder gesund zu werden, ohne jedoch auf die Sicherheit einer engmaschigen klinischen Überwachung zu verzichten [47].

Aber auch durch die „ageing society“, die immer älter werdende Gesellschaft, die auch im hohen Lebensalter noch ein mobiles, erfülltes Leben bei möglichst guter Gesundheit und natürlich in den eigenen vier Wänden leben möchte [40], eröffnet sich ein neues weitreichendes Gebiet der Medizintechnik: Die Telemedizin. Schon seit über 40 Jahren werden von verschiedenen Perspektiven aus die Möglichkeiten der Telekommunikation und Informationstechnologien im Bereich der Medizin erforscht und getestet [11]. Telemedizin wird dabei als „*the use of electronic information and communications technologies to provide and support health care when distance separates the participants*“ [11] verstanden. Viele Disziplinen der Medizin und Medizintechnik versuchen seither das Problem der räumlichen oder zeitlichen Trennung zwischen Arzt und Patienten zu überwinden [23].

Aber nicht nur in Krankenhäusern oder Kliniken kommt die Telemedizin immer häufiger zum Einsatz, sondern auch im Bereich der Notfallmedizin, Prävention, Rehabilitation, Wellness und Fitness steigt der Bedarf an telemetrischen Systemen stetig an. Dem liegt vor allem die Tatsache zugrunde, dass die heutige Gesellschaft verstärkt auf die eigene Gesundheit und Fitness achtet und sowohl aktiv daran mitarbeitet, als auch über die eigene Gesundheit und deren Veränderung informiert sein will [18].

Laut einer Studie im Jahre 1999 kann innovative Telemedizin einen wesentlichen Beitrag in der Gesundheitsversorgung leisten und zusätzlich auch zu signifikant niedrigeren Kosten im Gesundheitswesen führen. Bis zu 30 % der Kosten können

eingespart werden, ohne dass die Qualität der Versorgung darunter zu leiden hat [42]. Auch durch die abnehmende Zahl der Hausärzte – vor allem in ländlichen Gebieten – wird der Bedarf an telemedizinischen Dienstleistungen voraussichtlich noch ansteigen. Gerade chronisch Kranke werden von den Systemen profitieren, da ihnen damit zu mehr Sicherheit und Lebensqualität verholfen werden kann. Ebenfalls kann der manchmal lebensnotwendig schnelle Kontakt zu dem betreuenden Arzt durch die Telemedizin ermöglicht werden [42].

Neben der Inanspruchnahme telemedizinischer Systeme zur bidirektionalen Übertragung relevanter Daten ist vor allem die Datenerfassung ein sehr weites Feld in der Telemedizin [21]. Durch die Entwicklung von Messgeräten ausgehend vom „Single-Shot“ Betrieb hin zum kontinuierlichen Monitoring – 24 Stunden am Tag, 7 Tage die Woche – wird heutzutage versucht, die engmaschige Überwachung, wie sie beispielsweise in Kliniken vorherrscht, im Alltag zu gewährleisten [5]. Durch miniaturisierte Sensoren, appliziert an den verschiedensten Körperteilen, sowie einer stromsparenden drahtlosen Übertragungstechnik [2] stehen viele technische Möglichkeiten offen, die Patienten und Anwender, ohne Einschränkung ihrer Mobilität, zu betreuen. Dabei ist weniger die Speicherung, Weitergabe und Auswertung der Daten ein Problem als vielmehr die Forderung nach möglichst unmerklich zu tragender Sensorik, die in keiner Weise das tägliche Leben einschränkt und den Patienten als solchen nicht sofort erkennen lässt. Forderungen also, die von nicht-invasiver Messmethode über zuverlässige, kontinuierliche Aufnahme des Parameters bis hin zu unauffälligem Tragen und geringem Support (Laufzeit, Reinigung, Stabilität, wasserdicht und vieles mehr) reichen.

Verschiedene Forschungsprojekte verfolgen deshalb den Ansatz, unterschiedlichste Parameter kontinuierlich und unter mobilen Bedingungen zu gewinnen, beispielsweise das Projekt „Dr. Feelgood“ [34]. Dabei zeigt sich, dass die Mobilität bei der Datenerfassung ein großes Problem darstellen kann. Viele Messverfahren, welche in der stationären Betreuung ohne Einschränkung funktionieren, können zum Monitoring im Alltag nicht eingesetzt werden. Diese Schwierigkeiten müssen durch neuartige Messprinzipien und innovative Technologien auf seitens der eigentlichen Sensorik gemeistert werden. Nur so kann der steigende Bedarf an Überwachungssystemen im alltäglichen Leben gedeckt werden.

2 Zielsetzung

In der telemedizinischen Überwachung nimmt die Sensorik zweifelsohne eine Schlüsselrolle ein. Ohne die initiale Aufnahme physiologischer, biomechanischer oder auch biochemischer Parameter wird die gesamte Übertragung, Verarbeitung, Anzeige und Speicherung der persönlichen, individuellen Daten nutzlos. Deshalb ist die Entwicklung von Sensorik, insbesondere kontinuierlicher Sensorik, die im alltäglichen Leben ohne die Behinderung des Benutzers oder der Umwelt eingesetzt werden kann, von so enormer Bedeutung.

Kontinuierlich bedeutet dabei nicht unbedingt permanent, sondern kontinuierlich hinsichtlich des zu messenden Parameters. So muss laut des Nyquist-Theorems ein kontinuierliches Signal mit einer bestimmten Maximalfrequenz, mit mindestens doppelt so großer Frequenz abgetastet werden, um aus den Messwerten – den so genannten Samples – den Signalverlauf verlustfrei reproduzieren zu können. Daraus folgt, dass je nach Voraussetzung und Art des zu messenden Parameters eine genügend große Abtastfrequenz einzuhalten ist.

Unter kontinuierlicher Messung wird hier zusätzlich auch der Begriff „Langzeitmessung“ verstanden. Nur wenn über einen längeren Zeitraum – je nach Anforderung kann sich der Zeitraum über mehrere Stunden bis hin zu Tagen und Wochen ziehen – der Parameter kontinuierlich erfasst wird, können genaue Rückschlüsse auf Veränderungen des zu messenden Parameters gezogen werden.

Die Anforderung „kontinuierlich“ und „im Alltag“ zu messen impliziert zwei weitere Bedingungen:

1. Der Sensor muss ein nicht-invasives Messverfahren verwenden, d. h. die Sensorik darf nicht verletzend oder im Körper angewandt werden. Nur so kann eine einfache Applikation des Sensors gewährleistet werden und zu einer höheren Akzeptanz des Anwenders führen.
2. Die Sensorik muss mobil einsetzbar sein, d. h. die Mobilität des Benutzers darf die Sensorik nicht stören oder beeinflussen. Ebenso darf auch die Bewegungsfreiheit des Anwenders nicht eingeschränkt oder behindert werden.

Diese Voraussetzungen stellen enorme Herausforderungen an die Sensorik und deren Entwicklung dar. Unter stationären Bedingungen werden heutzutage schon sehr viele Vitalparameter äußerst genau erfasst. Kommt jedoch die Mobilität hinzu – sei es auch nur durch die Fahrt in einem Krankenwagen oder der Flug in einem Rettungshubschrauber – so kann dies schon zu unerwarteten Störungen bis hin zur vollständigen Vereitelung der Messung führen.

Deshalb müssen bei der Entwicklung alltagstauglicher Sensorik meist innovative Wege eingeschlagen werden. Um die Messwerte mit ausreichender Genauigkeit erfassen zu können, ist die Wahl des Messorts sowie des Messprinzips von größter Bedeutung. Eine wichtige Rolle bei der Entwicklung, welche heutzutage in einer digitalen Welt leider oft vernachlässigt wird, ist die Optimierung des „analogen“ Messaufnehmers und der ersten Messsignale anstatt der Verbesserung der späteren Signalverarbeitung. Störungen, die durch die Aufnahme mittels eines mäßigen Sensors entstehen, können später nur mit viel Rechenaufwand behoben werden oder führen gar zu einer Fehlmessung. Deshalb ist es sinnvoll, gerade auf der Seite des Messaufnehmers höchste Sorgfalt aufzuwenden.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Erprobung eines Sensorsystems zur Bestimmung verschiedener (Vital-)Parameter, welches den hohen Anforderungen der kontinuierlichen Messung im Alltag genügt.

3 Eine neue Form der Humansensorik

Die Entwicklung der mobilen Sensorik ist primär technologiegetrieben und wird nur mittelbar durch die Anwendung stimuliert. Viele Parameter wie Wasserhaushalt, Blutglukosespiegel, Depression oder Stress, welche wünschenswerterweise mobil, nicht-invasiv und kontinuierlich gemessen werden sollten, können bis jetzt nicht erfasst werden. Dies liegt einerseits daran, dass es technisch noch nicht möglich ist die Parameter zu bestimmen (Depression und Stress) oder andererseits kontinuierliche Methoden noch zu geringe Messgenauigkeiten aufweisen oder nur unzureichend funktionieren (Blutglukosespiegel) [35].

Die Entwicklung von kontinuierlicher, alltagstauglicher Sensorik geschieht in Folge des sogenannten „technology-push“ meist folgendermaßen [25]:

1. Welcher Parameter ist unter kontinuierlichen, mobilen und kosmetisch einwandfreien Bedingungen zu messen?
2. Welcher physiologische Bereich bzw. welches Organ lässt sich mit diesen Parametern überwachen?
3. Welche Bedeutung für die Gesundheit des Menschen ergibt sich aus diesem/n Monitoringverfahren?

Diese Punkte bilden die Grundlage für eine erfolgversprechende Entwicklung von mobiler Sensorik, die dann auch in der Anwendung Perspektiven besitzt.

3.1 Anforderungen an die mobile Sensorik

Die mobile Sensorik umspannt einen so weiten Bereich, dass es sehr schwierig ist, Anforderungen zu nennen, welche immerzu gültig sind. Zwar existieren einige generelle Voraussetzungen, die alle Sensoren erfüllen sollen, trotzdem kann es immer wieder

zu Anwendungsfeldern oder anderen Situationen kommen, bei denen bestimmte Probleme verschieden gelöst werden müssen oder andere Faktoren mehr oder weniger Gewicht in der Entwicklung erhalten. Allgemeine oder triviale Anforderungen an die Sensorik wie Sensitivität hinsichtlich der biologischen Aussage oder Spezifität hinsichtlich eines Parameters sollen hier nicht weiter betrachtet werden.

Für die Anwendung im alltäglichen Leben spielt der Messort eine große Rolle. In Tabelle 3.1 werden mögliche Bereiche des Körpers aufgezeigt, an denen – mit mehr oder weniger Aufwand – mobile Sensoren appliziert werden können, ohne den Benutzer zu stören.

Kopf	Ohr	äußerer Gehörgang
		hinter der Ohrmuschel
		Ohrläppchen
	Brille	im Bügel, nahe des Ohrs
		zum Auge hin
Hals	in einer Halskette	
Extremitäten	Arme	Unterarm (Uhrposition)
		Oberarm
		in einem Ring
	Beine	Oberschenkel
		oberhalb des Knöchels unter der Fußsohle
Oberkörper	Rumpf	Brustgurt
		aufklebbare Sensoren
Kleidung	Kopf	Mütze
		Stirnband
	Rumpf	T-Shirt
		Gürtel
	Extremitäten	Hose
		Strümpfe
Schuhe		

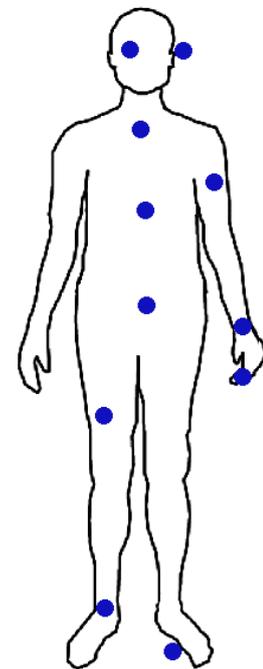


Tabelle 3.1: Mögliche Messorte für die Applikation mobiler Sensoren

Der Messort legt fest, welcher Parameter aufgenommen werden kann, weil nicht an jedem Körperteil jeder Parameter biologisch und somit auch messtechnisch zur Verfügung steht. Beispielsweise ist es unmöglich an den Extremitäten die Körperkerntemperatur zu erfassen, da dort – die Bezeichnung erläutert es schon – nicht die Kerntemperatur vorherrscht. Tabelle 3.2 zeigt mögliche (Vital-)Parameter, die unter mobilen Bedingungen mit unterschiedlichsten Messverfahren erfasst werden können.

Dabei ist zu beachten, dass jeder Messort und jedes Messverfahren bestimmte Vor- und Nachteile mit sich bringt.

Verfahren	Parameter
elektrische Verfahren	Herzspannungskurve (EKG)
	elektr. Aktivität des Gehirns (EEG)
	Temperatur (Haut, Körperkern)
	Hautleitfähigkeit
	Hautfeuchtigkeit
optische Verfahren	Sauerstoffsättigung
	Temperatur (Haut, Körperkern)
mechanische Verfahren	Blutdruck
	Beschleunigung
	Lage
Laufzeitenbestimmung	Puls-Transitzeit
	Position (GPS)
biochemische Verfahren	Blutglukose

Tabelle 3.2: Messverfahren und (Vital-)Parameter, welche nicht-invasiv und möglicherweise unter mobilen Bedingungen gemessen werden können.

Neben der Auswahl des Messprinzips und des Messorts entstehen durch die Art der Anwendung und des Einsatzgebiets der Sensorik verschieden hohe Ansprüche hinsichtlich Invasivität, Design, Genauigkeit und Messfrequenz. Im Bereich der Klinik und Reha ist die Akzeptanz invasiver Sensoren größer, dafür muss auch die Genauigkeit des Sensors hoch genug sein. Im Bereich Fitness und Lifestyle wird eher Wert auf „weichere Kriterien“ wie das Design und die Bedienbarkeit gelegt.

Als weitere Anforderung für mobile Sensorik ist der Energiebedarf des Sensors zu nennen: Vor allem durch ein durchdachtes Energiemanagement, welches von vielen Faktoren beeinflusst wird, kann und muss der Bedarf an Strom enorm reduziert werden [18]. So besitzen beispielsweise passive Sensoren einen geringeren Stromverbrauch als aktive (z.B. optische Sensoren). Müssen auf dem Sensor bereits große Datenmengen verarbeitet werden, so ist der Energieverbrauch dementsprechend größer als wenn nur Rohdaten erfasst werden. Ebenso bedürfen Messungen, die „on demand“ oder in Intervallen durchgeführt werden, weniger Strom als kontinuierliche Messungen [19].

Die Ausnutzung verschiedener Eigenschaften (Floating-Point Prozessoren, energiesparende Mikrokontroller, Verwendung von Logikbauteilen) in einem Sensor- und Messverbund – beispielsweise Sensor, Mobilfunkgerät und Internetserver – bietet viele Möglichkeiten bei der Berechnung und Datenübertragung Energie zu sparen.

Je kleiner das übertragene Datenvolumen ist und je früher in der Übertragungskette aus Rohdaten Ergebnisse errechnet werden, desto kleiner ist der Stromverbrauch. Die Optimierung sollte dabei immer hinsichtlich der Laufzeit des Gesamtsystems erfolgen und nicht nur einzelne Komponenten betrachten [28].

Da viele Parameter bis jetzt mobil noch nicht direkt bestimmt werden können, wird versucht, diese über Korrelationen oder Kombinationen mit unterschiedlichen Sensoren zu berechnen. Das zurzeit bekannteste Beispiel ist hier wohl der Blutdruck: Der Blutdruck kann unter optimalen Bedingungen aus einem EKG und einem Pulsoximeter über die Puls-Transit-Zeit mittels Kalibrationsberechnungen bestimmt werden [49, 10]. Diese so genannten indirekten Messprinzipien [20] werden in der mobilen Sensorik immer mehr an Bedeutung gewinnen, weil viele gewünschte Parameter bis jetzt noch nicht direkt erfasst werden können, wenn die Bedingungen der Mobilität berücksichtigt werden sollen.

Zusammengefasst ergeben sich als Anforderungen an kontinuierliche, mobile Sensorik:

Für die Entwicklung mobiler Sensorsysteme muss für jede einzelne Anwendung die bestmögliche Kombination aus folgenden Kriterien gefunden werden:

- *(Vital-) Parameter*
- *Messprinzip*
- *Messort*
- *Genauigkeit*
- *Größe*
- *Gewicht*
- *Störanfälligkeit durch Bewegungen*
- *funktionelles Sensordesign*
- *Laufzeit*
- *Energieverbrauch*
- *kosmetische Akzeptanz*

3.2 Aufbau der mobilen Sensor-Plattform

Die Voraussetzung, mehrere (Vital-)Parameter gleichzeitig und kontinuierlich zu erfassen, kann durch zwei verschiedene Verfahren erfüllt werden. Entweder findet sich ein Messort, an welchem alle gewünschten Parameter erfasst werden können, oder aber durch den Aufbau eines Sensornetzwerks. Der Vorteil eines einzigen Messorts ist, dass keine zusätzliche Energie für die drahtlose Datenübertragung und Kommunikation zwischen den einzelnen Sensoren aufgewendet werden muss. Das Sensornetzwerk besitzt dagegen den Vorteil, dass keine Kompromisse eingegangen werden müssen, um mit nur einem Messort auszukommen. So kann es aus hochspezialisierten und miniaturisierten Sensoren bestehen; die einzelnen Komponenten können somit kleiner, unauffälliger und manchmal auch besser sein.

Unter Berücksichtigung der Tabellen 3.1 und 3.2 zeigt sich, dass das Ohr, bzw. der äußere Gehörgang viele Vorteile gegenüber anderen Messorten besitzt:

- Beispielsweise wird der Kopf im Gegensatz zu den Extremitäten nur wenig und niederfrequent bewegt, da erstens der Kopf nicht so beweglich ist und zweitens starke Bewegungen meist als störend empfunden werden. Dies führt dazu, dass der Messort per se schon weniger Störungen erfährt, durch die Bewegungsartefakte entstehen können.
- Durch den Umgang mit Hörgeräten, Stethoskopen oder Kopfhörern ist der äußere Gehörgang als Ort, an dem ohne Akzeptanzprobleme manipuliert werden kann, bekannt, erprobt und akzeptiert; vor allem auch hygienisch nicht negativ vorbelastet. Außerdem ist er komplikationslos und weitgehend ohne fremde Hilfe zugänglich, auch von Menschen mit eingeschränkter Bewegungsfähigkeit.
- Der Sensor ist an diesem Messort – bei guter Wahl des Sensordesigns – annähernd unsichtbar, bzw. auf jeden Fall kosmetisch akzeptabel.
- Die applizierte Sensorik am Ohr stört den Benutzer nicht. Es ist ein ganz normales, alltägliches Leben möglich, ohne dass die Sensorik vom Benutzer als störend empfunden wird. Es geht sogar so weit, dass der Sensor schon nach kurzer Zeit – ein bis zwei Minuten – nicht mehr bemerkt wird.

Aufbauend auf diesen Vorteilen wurde eine Sensor-Plattform für den äußeren Gehörgang als Messort entwickelt, die aus folgenden drei Komponenten besteht (siehe auch Abbildung 3.1) [6]:

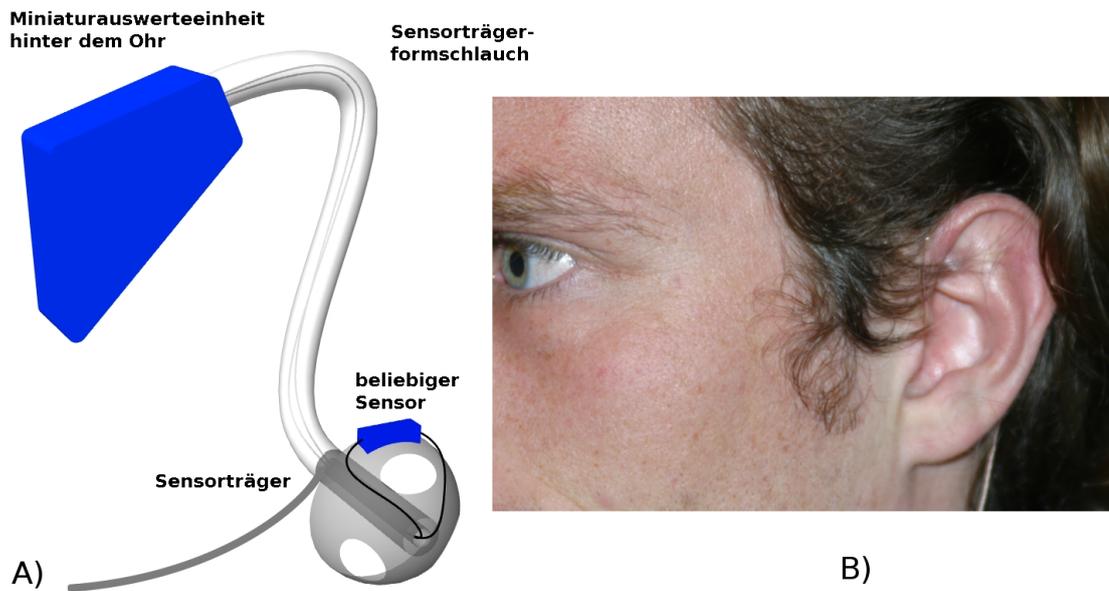


Abbildung 3.1: A) Aufbau der mobilen Sensor-Plattform; B) Nahezu unsichtbarer applizierter Sensor mit (gut sichtbarem) Anschlusskabel.

1. **Sensorträger (ST)**: Ein expansives Teil, beispielsweise ein Kunststoffschirmchen, mit Aussparungen zur akustischen Transparenz, Durchmesser je nach Anatomie des Benutzers zwischen 8 mm und 10 mm. Der ST trägt die eigentlichen Sensorkomponenten und bringt diese in die optimale Position, z. B. mit definiertem Andruck an die Haut des äußeren Gehörgangs.
2. **Sensorträgerformschlauch (STFS)**: Ein speziell vorgeformter Kunststoffschlauch, der sowohl den ST im äußeren Gehörgang definiert positioniert, als auch sämtliche elektronischen Anschlussdrähte von der Miniaturauswerteeinheit hinter dem Ohr zum Sensor auf den ST führt. Der STFS erfüllt über seine Formung folgende Funktionen:
 - definiert Tiefe sowie Position des ST und damit die Position des Sensors im äußeren Gehörgang
 - sorgt für Halt in der Ohrmuschel zusammen mit einem Haltefaden aus Kunststoff, der nahezu rechtwinklig vom STFS abgeht und in der Ohrmuschel zu liegen kommt.
3. **Miniaturauswerteeinheit hinter dem Ohr (MAEO)**: Eine kleine Kunststofftasche am Ende des STFS, welche eine Energiezelle und die elektrischen Komponenten zur Auswertung der erfassten Messwerte enthält, evtl. können

hier auch zusätzliche Sensoren platziert werden. Ebenfalls kann sie einen Transceiver zur Kommunikation mit einer anderen Auswerte- oder Speichereinheit beinhalten.

Dieses generelle Sensorik-Konzept stellt eine Plattform für verschiedenartige Messmethoden, Messprinzipien und Parameter im äußeren Gehörgang sowie hinter der Ohrmuschel dar. Mit Hilfe dieser Plattform können bis jetzt die Körperkerntemperatur, die arterielle Sauerstoffsättigung, die Atemfrequenz und Bewegungsmuster erfasst und berechnet werden. Die Messung des Blutdrucks stellt ein zukünftiges Projekt dar, zu dem derzeit einige erste Prinzipversuche durchgeführt werden. Die Kapitel 4 und 5 befassen sich detaillierter mit der kontinuierlichen Messung der Körperkerntemperatur sowie der mobilen Bestimmung der arteriellen Sauerstoffsättigung.

3.3 Zusammenfassung der mobilen, alltagstauglichen Sensorik

Ein kontinuierliches, alltagstaugliches Monitoringsystem zu entwickeln stellt eine große Herausforderung an die Sensorik dar. Nur wenn viele Voraussetzungen erfüllt sind – angefangen von Genauigkeit über Energieverbrauch bis hin zu Gewicht, Größe und Design – steht einem erfolgversprechenden Einsatz in vielen Bereichen der Medizin, im Beruf, beim Sport oder in der Freizeit nichts mehr im Wege.

Im Gegensatz zu anderen Forschungsprojekten und Veröffentlichungen [34, 2, 5] liegt hier explizit der Fokus auf der Sensorik, also dem eigentlichen Messaufnehmer. Nur wenn der Übergang von Biologie auf ein elektrisches Signal wohlüberlegt und weitgehend störungsfrei erfolgt, kann es zu einer fehlerfreien Anwendung dieses Monitoringsystems kommen. In vielen Patenten und Veröffentlichungen wird die Sensorik entweder bereits vorausgesetzt oder als unproblematisch bzw. trivial regelrecht übergangen. So werden zwar Sensoren erwähnt, welche beispielsweise die Körperkerntemperatur erfassen [5, 34], auf die Art und Weise, wie diese gemessen werden soll, wird nicht näher eingegangen. Weitere Nachforschungen zeigen dann, dass lediglich die Hautoberflächentemperatur gemessen wurde, da offenbar kein Konzept existierte, das Zugang zur Körperkerntemperatur erlaubt hätte. Dieser Trend zeigt sich bei vielen Parametern: Als eigentlicher Messaufnehmer werden etablierte bzw. kommerziell erhältliche Sensoren verwendet, welche sich aber meist für den mobilen Einsatz als ungeeignet erweisen. Aus diesem Grund ist es sehr schwierig, die erbrachten Ergebnisse mit anderen mobilen Systemen zu vergleichen und sie zu bewerten.

Die Einführung einer Sensor-Plattform, welche den äußeren Gehörgang als Messort verwendet, kann einerseits alle Voraussetzungen für mobile Sensorik erfüllen, andererseits stellt sie eine sehr gute Alternative für bestehende, nicht-mobile Sensorik dar. Durch eine gut konzipierte und eng an die Messaufgabe hin entwickelte mechanische Vorrichtung wird der Messort äußerer Gehörgang bzw. Ohr für die Messtechnik zugänglich gemacht, ohne den Benutzer zu behindern.

4 Kontinuierliche Messung der Körperkerntemperatur

4.1 Relevanz der Körperkerntemperatur

Die Körpertemperatur ist eine wichtige, geregelte, physiologische Größe. Die Lage des körpereigenen Sensors für die Körperkerntemperatur und der Sitz ihres Reglers ist heute schon bekannt, dennoch sind noch viele Einzelheiten ungeklärt: Beispielsweise, warum der Temperaturregler von Substanzen, die das Zentralnervensystem dämpfen, außer Betrieb genommen wird oder warum der Sollwert durch Pyrogenen nach oben und durch Antipyretika nach unten verstellt wird. Unklar ist ferner, warum die Solltemperatur zirkumadianen Rhythmen unterworfen ist, warum sich insbesondere die Körperkerntemperatur während des Schlafes bzw. in Abhängigkeit von verschiedenen Schlafphasen ändert. Auch ist die Frage über den Sinn des Fiebers bis heute nicht schlüssig beantwortet.

Die Erfindung des Thermometers wird auf Galileo Galilei aus Padua im Jahre 1593 zurückgeführt [44]; die Bestimmung der Körperkerntemperatur bei Lebewesen erfolgte aber erst viel später. Mitte des 19. Jahrhunderts war man zu der Erkenntnis gekommen, dass zwar nicht jeder gesund ist, dessen Körperkerntemperatur innerhalb der Normgrenzen liegt, so ist aber auf jeden Fall jeder krank, dessen Werte sich außerhalb dieser Grenzen befinden [16]. Ab dem Jahre 1880 war es nun auch dem Laien möglich, Selbstanalysen – d. h. die selbständige Messung des Patienten – und Therapien ohne medizinische Betreuung durchzuführen. Bis jetzt hat sich daran nur wenig geändert.

Die Entwicklung hin zur modernen Körperkerntemperaturmesstechnik bescherte zwar neue Messfühler (NTCs, PTCs o.ä.) mit verbesserter Benutzerfreundlichkeit (nicht abwaschbar zu wasserdicht; starr zu flexibel) oder quecksilberfreien Flüssigkeitsthermometern (GallInStan), aber sowohl das Prinzip der Berührungssensoren als auch die Messorte blieben unverändert: rektal, axillär, oral d. h. sublingual. Erst die eigentlich schon längst bekannte und auch industriell verfügbare Strahlungsmesstechnik propagierte den äußeren Gehörgang d. h. Trommelfell und hinterer äußerer

Gehörgang als Messort. Dieser gut zugängliche und äußerst praktische Messort wurde dennoch von der vorhandenen Messtechnik nur mäßig genutzt: Allein die Infrarotstrahlungsmesstechnik wird bis jetzt dort eingesetzt.

Die Körperkerntemperatur wird heutzutage deshalb auch meist mit einem Infrarotthermometer vor allem im äußeren Gehörgang punktuell gemessen. Diese Messmethode ist zum Teil sehr umstritten, weil dabei viele methodische Fehler auftreten können. Auch ist die Genauigkeit meist nicht groß genug und die Messwerte sind nicht immer reproduzierbar [38], da nicht nur das Trommelfell sondern auch Orte unbestimmter Temperatur im Gehörgang vermessen werden. Als großer Nachteil erweist sich, dass die Messung meist nur diskontinuierlich vorgenommen wird. Nur unter hohem Stromverbrauch, da diese Messtechnik vergleichsweise sehr energieaufwändig ist, verbunden mit einer starken Behinderung des Benutzers wäre eine kontinuierliche Erfassung von Messwerten mit Hilfe eines Infrarotthermometers möglich. Dies genügt aber wiederum nicht den Anforderungen eines mobilen Sensors. Andere kontinuierliche Messverfahren der Temperatur fallen wegen der Invasivität aus, solche sind beispielsweise Blasen- und Pulmonalarterienkatheder, Rektal-, Vaginal- oder Oesophagussonden.

Eine kontinuierliche Messung der Körperkerntemperatur unter Bedingungen des Alltags, d. h. ohne Beeinträchtigung der Bewegungsfreiheit, des Aussehens und des Aktionsradius, ist bis jetzt noch nicht realisiert. Damit mussten aber auch höchst interessante Fragen zurückgestellt werden, die sich auf längerfristige Veränderungen und Verläufe der Körpertemperatur beziehen: Änderung der Körpertemperatur im Alltag (beispielsweise der Circum-diane-Rhythmus oder die Vigilanz), im Berufsleben, beim Sport, bis hin zu den Fragestellungen der Sportmedizin und Fragen nach den Einflüssen des Lebensstils auf die Körperkerntemperatur.

Auch die Wechselwirkungen der Temperatur mit verschiedenen Mechanismen des Körpers sind bis jetzt nur ungenügend erforscht. So ist bekannt, dass beispielsweise körperliche und geistige Aktivität, Nahrungsaufnahme, Hormonhaushalt, Psyche, Wasser- und Elektrolythaushalt die Körperkerntemperatur verändern. Außerdem wird sie durch die verschiedensten Parameter beeinflusst, wie durch die Umgebungstemperatur, Windstärke, Luftfeuchtigkeit, aber auch durch Krankheiten, Alkohol, psychoaktive Drogen und Medikamente. Eine punktuelle Messung der Körpertemperatur schenkt diesen Einflüssen nur unzureichend Beachtung und so sind die komplexen Zusammenhänge all dieser Faktoren bis jetzt nur mangelhaft erforscht.

Die Entwicklung einer Messplattform zur kontinuierlichen Erfassung der Körperkerntemperatur des Menschen ist aber für viele Anwendungen vorstellbar, erwünscht und auch sehr wichtig:

- **Schutz vor Überhitzung:** Bei Leistungssportlern (Radrennfahrern, Fußballspielern, Langstreckenläufern in heißen Gebieten) und bei Sportarten mit speziellen Bekleidungsvorschriften (American Football, Fechten, Autorennfahrern) kann es zu einer Hyperthermie kommen. Diese Gefahr besteht auch für untrainierte, nicht akklimatisierte oder ältere Personen, die sich einer hohen körperlichen Belastung aussetzen oder deren Wärmeregulation durch Alter, Dehydration, falsche Kleidung oder Herzkreislauferkrankungen eingeschränkt ist.
- **Sportmedizin:** Die optimale Körperkerntemperatur für effektive Leistung liegt zwischen $38,5^{\circ}\text{C}$ und 39°C [17]. Durch die kontinuierliche Erfassung können Trainingsverläufe und -effekte optimiert und besser verstanden werden. Ebenso kann eine günstige Körperkerntemperatur eine Leistungssteigerung des Sportlers erzielen.
- **Schlafforschung:** In verschiedenen Schlafphasen können starke Schwankungen der Körperkerntemperatur auftreten ($\pm 2^{\circ}\text{C}$), welche zum einen physiologisch sind, zum anderen aber auch auf neurovegetative Störungen zurückgeführt werden können.
- **Arbeitsmedizin:** Die Arbeit unter extremen Bedingungen erfordert oft einen besonderen Schutz. So ist die Kontrolle der Temperatur von Feuerwehrmännern, Kühllageristen und Hochofenarbeitern von großer Bedeutung.

Diese Anwendungsbereiche zeigen deutlich die Relevanz der Bestimmung der Körperkerntemperatur auf. In allen Fällen ist nur durch den Einsatz mobiler, kontinuierlicher Sensorik ein Mehrwert für Forschung, Gesundheit und vor allem dem Einzelnen denkbar.

4.2 Temperaturmessmethoden

Heutzutage existieren viele Möglichkeiten die Temperatur zu messen. Viele der bestehenden Messprinzipien werden auch für die Erfassung der Körperkerntemperatur in unterschiedlichen Thermometern angewandt. Die meisten Thermometer sind für zeitlich punktuelle Messungen konzipiert (Maximumthermometer: Flüssigkeitsthermometer und Infrarotrohrthermometer), andere kontinuierliche Sensoren verwenden ein invasives Messprinzip (Widerstandsthermometer und Thermoelemente in Sonden und Kathetern). Es folgt ein kurzer Überblick über die wichtigsten Thermometerprinzipien.

Flüssigkeitsthermometer (Kontaktthermometer)

Flüssigkeitsthermometer arbeiten mit dem Prinzip der Volumenausdehnung von Stoffen durch Wärme. Bei diesen Kontaktthermometern wird anhand einer Skala die Ausdehnung eines Stoffes und damit die vorherrschende Temperatur abgelesen. Je nach zu messendem Temperaturbereich werden verschiedene Flüssigkeiten eingesetzt. Zur Messung der Körperkerntemperatur wurde früher meist Quecksilber verwendet, neuerdings eine Legierung aus Gallium, Indium und Zinn (Stannum), sogenanntes **GallInStan**. Diese Thermometer werden heute noch in der Medizin und in vielen Haushalten verwendet, da sie eine sehr hohe Auflösung besitzen und ausgezeichnet langzeitstabil sind.

Oft wird bei diesen Thermometern als problematisch bezeichnet, dass das Messende, d. h. der richtige Wert weder akustisch noch optisch vermeldet werden kann. Infolge zu kurzer Messzeiten – empfohlen werden ca. sieben Minuten – werden deshalb häufig falsche Temperaturen abgelesen. Auch ist das Messergebnis nicht speicherbar und erhöht bei dauerhafter Temperaturkontrolle den Arbeitsaufwand enorm [31]. Aufgrund der Messorte – oral, sublingual, rektal oder axillär – und der schlecht digitalisierbaren, bzw. automatisch ablesbaren Temperatur eignen sich diese Thermometer nicht für den kontinuierlichen Einsatz. Auch müsste dann auf das Prinzip des Maximumthermometers verzichtet werden.

Widerstandsthermometer (Kontaktthermometer)

Widerstandsthermometer basieren auf der Veränderung des elektrischen Widerstandes eines Leiters durch Wärme. Als Widerstand werden beispielsweise reine Metalle, z. B. Platin eingesetzt, da diese einen großen und konstanten Temperaturkoeffizienten besitzen. Neben diesen Kaltleitern, sogenannte PTCs (engl. *positiv temperature coefficient*) werden auch Heißleiter (NTC: engl. *negative temperature coefficient*) verwendet. Bei Heißleitern vergrößert sich durch steigende Wärme die Leitfähigkeit, bei Kaltleitern der Widerstand. NTCs werden häufig aus mehreren halbleitenden Metalloxiden hergestellt; durch das Mischverhältnis wird der gewünschte, spezifische Temperaturkoeffizient eingestellt.

Durch die Bestimmung des Widerstandswerts kann auf die vorherrschende Temperatur am Thermistor geschlossen werden. Dies bedingt, dass der temperaturabhängige Widerstand unbedingt in Kontakt zu dem zu messenden Körper gebracht wird. Da die Thermistoren heute sehr klein gefertigt werden können, ist die thermische Masse des Temperaturfühlers enorm klein, die Zeitkonstante dadurch gering. Ein Einsatz dieser Thermometer ist an fast allen Stellen des Körpers möglich: In digitalen Ther-

metern, welche ähnlich wie Flüssigkeitsthermometer eingesetzt werden, Kathetern und Sonden kommen diese Thermistoren in der Medizin und im Hausgebrauch zum Einsatz. Vorteilhaft dabei ist, dass einerseits die Werte kontinuierlich erfasst werden können und andererseits eine elektronische Speicherung sehr leicht möglich ist. Auch ist die Auflösung und Genauigkeit dieses Messprinzips sehr hoch.

Thermoelemente (Kontaktthermometer)

Als Thermoelemente werden zwei unterschiedliche Metalle bezeichnet, die an einem Ende miteinander leitend verbunden sind. Durch den sogenannten Seebeck-Effekt erzeugt eine Temperaturdifferenz zwischen Messpunkt und einer Vergleichstemperatur entlang der Metalle eine elektrische Spannung. Die Metalle werden dabei so gewählt, dass eine große, lineare Thermospannung auftritt, welche in die vorherrschende Temperatur umgerechnet werden kann. Für einen mobilen Einsatz erweisen sich Thermoelemente aber als ungeeignet, da immer eine konstante und vor allem eine bekannte Vergleichstemperatur benötigt wird.

Thermoelemente kommen in der Medizin vor allem in Kathetern und Sonden zum Einsatz. Für die invasive Bestimmung der Körperkerntemperatur werden die Messfühler in die Speiseröhre, die Harnblase, die Pulmonalarterie oder rektal eingeführt.

Infrarotthermometer (Strahlungsthermometer)

Jeder Körper, dessen Temperatur größer als 0 Kelvin beträgt, emittiert Wärmestrahlung, deren Intensität von der Temperatur des Körpers abhängt. Grundlage für die Berechnung der Temperatur ist dabei das Stefan-Boltzmann-Gesetz: Die Gesamtstrahlungsleistung eines idealen schwarzen Körpers hängt von der Größe der Oberfläche, der absoluten Temperatur und der Stefan-Boltzmann-Konstanten ab. Mit sogenannten Pyrometern ist es möglich, diese Infrarotstrahlung berührungslos zu detektieren und somit die Temperatur zu bestimmen.

Diese Thermometer werden in der Medizin eingesetzt, um die Temperatur des Trommelfells und des umliegenden Gewebes des Gehörgangs zu erfassen. Manche Hersteller wollen auch an der Stirn die Körperkerntemperatur messen können. Vorteilhaft an dieser Messmethode ist, dass in sehr kurzer Zeit (ein bis drei Sekunden) die Temperatur erfasst werden kann, da verglichen mit Kontaktthermometern der Messfühler nicht erwärmt werden muss.

Dennoch ist die genaue Messung der Infrarotstrahlung im Gehörgang umstritten [38]. Bei Kontrollmessungen im Alltag wurden in einigen Fällen große Abweichungen und anwendungsbedingte Fehler festgestellt [31]. Allen voran steht dabei das Problem die Infrarotstrahlung des Trommelfells zu erfassen, vor allem wenn Sekret oder die Krümmung des Gehörgangs den direkten Zugang zum Trommelfell erschweren. Deshalb wird die Ohrtemperatur mittels Infrarotmessung meist nur als rasche Orientierung herangezogen, nicht zur Erfassung der genauen Körperkerntemperatur.

Eine ortsauflösende Messung der Infrarotstrahlung ist die sogenannte Thermografie. Dabei wird ähnlich einer normalen Kamera die Infrarotstrahlung durch ein Objektiv mit Linsen auf einen Bildsensor projiziert. Somit lassen sich vor allem Temperaturverläufe und -verteilungen eines Körpers anzeigen. Für die Bestimmung der Körperkerntemperatur ist die Thermografie ungeeignet, da erstens nur die Hautoberflächentemperatur erfasst wird und zweitens vor allem Verteilungen und nicht absolute Temperaturen bestimmt werden sollen.

4.3 Aufbau des Temperatursensors

Bei der Betrachtung der Temperaturverteilung des menschlichen Körpers wird dieser grob in Körperkern und Körperschale unterteilt. Zur Körperschale werden die Extremitäten, die Haut und darunter liegende Schichten gezählt. Die Temperatur der Schale kann stark variieren und hängt von vielen äußeren Gegebenheiten, wie Außentemperatur, Luftfeuchtigkeit und Windgeschwindigkeit ab.

„Als Körperkern bezeichnet man das homiotherme Gewebe mit einer durchschnittlichen Temperatur von ca. 37°C und einer sehr geringen Abweichung von dieser. Diese Temperatur wird vor allem durch die kontinuierliche Wärmezufuhr stoffwechselintensiver Organe wie Herz, Gehirn und Leber aufrecht erhalten. Sie erzeugen unter Ruhebedingung 70% der gesamten Körperwärme.“ [31] Zwar weist auch der Körperkern regionale Unterschiede in der Temperatur auf, so sind diese jedoch viel geringer ausgeprägt als die in der Körperschale. Die Temperatur jedes Organs ist abhängig von der lokalen Wärmebildung und der Durchblutungsrate und kann deshalb lokale Temperaturunterschiede hervorrufen. Untersuchungen zeigen, dass die Temperaturen der Organe, des Schädels und der Eingeweide um ca. $0,4^{\circ}\text{C}$ von der arteriellen Temperatur am Herzen abweichen können [8].

Der äußere Gehörgang und das Trommelfell wird zum Körperkern gezählt. Die Nähe zum Hypothalamus, dem körpereigenen Temperaturregler, sowie die Tatsache, dass Gehörgang und Hypothalamus von den selben Gefäßen versorgt werden, bestätigen

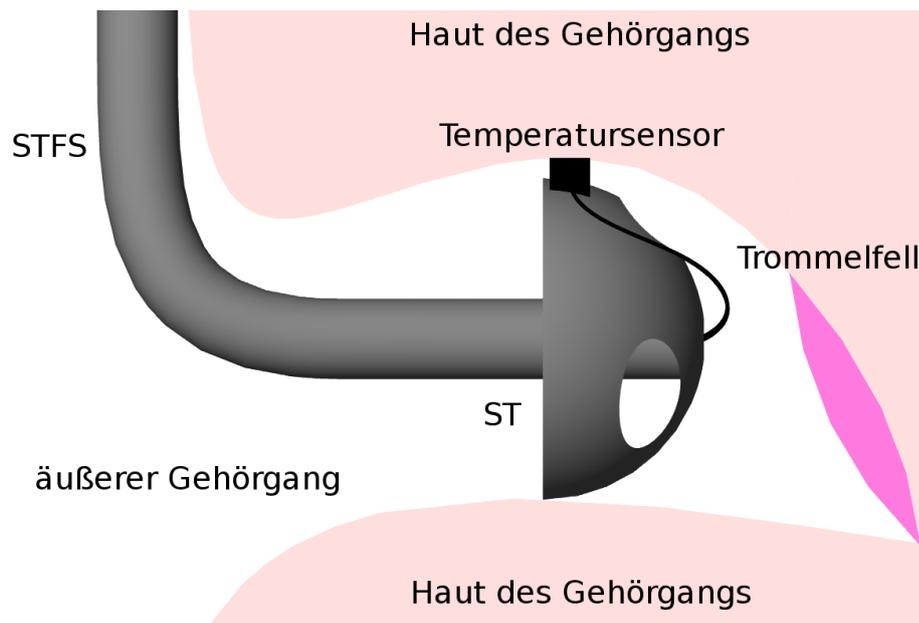


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung des im äußeren Gehörgang applizierten Temperatursensors; Querschnitt durch den Gehörgang.

die Annahme, dass dieser Messort für eine Messung der Körperkerntemperatur sehr gut geeignet ist.

Die kontinuierliche Bestimmung der Körperkerntemperatur mit dem hier demonstrierten Sensor erfolgt mit Hilfe einer Berührungsmesstechnik. Auf dem Sensorträger (ST) wird dazu ein kleiner temperaturabhängiger Platinwiderstand (Pt1000; $1,7 \cdot 0,85 \cdot 0,45 \text{ mm}^3$, Klasse B, $R_0 : \pm 0,12\%$, max. R_0 -Drift $0,06\%$ nach 250h und 130°C [15]) derart angebracht, dass dieser in jedem Fall und permanent mit der Haut des Gehörgangs in Berührung kommt. Durch die expansive Eigenschaft des STs wird dieser Kontakt aktiv hergestellt und ein definierter Andruck garantiert.

Wie Abbildung 4.1 zeigt, kommt der eigentliche Temperatursensor in der Nähe des Trommelfells zu liegen. Je weiter der Messfühler in den Gehörgang eingeführt wird, desto kleiner werden äußere Störeinflüsse; die gemessene Temperatur gleicht sich der vorherrschenden Körperkerntemperatur an.

Die Temperatur wird nun aus dem Widerstand des Messfühlers errechnet. Um Fehler durch Leitungswiderstände zu eliminieren, wird eine Vierleiter-Messtechnik verwendet: Zwei Leitungen prägen einen definierten Messstrom ein, welcher auf $0,1 \text{ mA}$ begrenzt wurde, um durch Selbsterwärmung die Ergebnisse nicht zu verfälschen; über das übrige Leitungspaar wird die Spannung am Platinwiderstand abgegriffen

und von einem Analog-Digital-Wandler digitalisiert. Wegen des sehr niedrigen Messstroms und der Veränderung des Widerstandswertes des Messfühlers um ca. 100Ω wird der relevante Temperaturbereich von 25°C bis 50°C in einem Bereich von nur ca. 10 mV abgebildet. Ein Mikrokontroller berechnet mittels Formel 4.1 aus dem Widerstandswert ($R = \frac{U_{\text{mess}}}{I_{\text{mess}}}$) die Temperatur, wobei R der Widerstand und ϑ die Temperatur in $^\circ\text{C}$ ist [44]:

$$R(\vartheta) = 1000 (1 + 3,90802 \cdot 10^{-3} \cdot \vartheta - 0,580195 \cdot 10^{-6} \cdot \vartheta^2) \Omega \quad (4.1)$$

Die errechnete Körperkerntemperatur wird schließlich drahtlos mittels einer proprietären Funkschnittstelle an ein Mobilfunkgerät weitergeleitet [26]. Dort können weitere Verarbeitungsschritte erfolgen, bzw. können die Daten auf einem Internetserver gespeichert und dargestellt werden. Abbildung 4.2 zeigt einen Sensorprototypen, der zusätzlich zur Körperkerntemperatur auch die Lage und Beschleunigung in den drei Raumachsen bestimmen kann. Alle gemessenen und berechneten Daten werden drahtlos an einen Empfänger übertragen, um dort gespeichert zu werden. Zur Isolierung der elektrischen Bauteile sowie zum Schutz vor mechanischen Einwirkungen wurde eine Silikonschicht über den Prototypen gezogen.

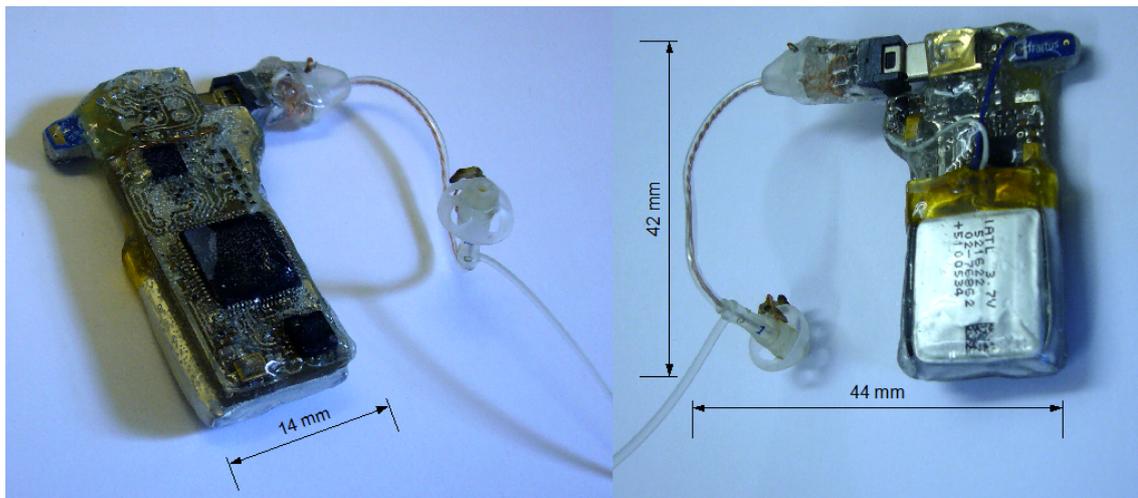


Abbildung 4.2: Drahtloser Sensor zur Messung von Körperkerntemperatur, Lage und Beschleunigung.

4.4 Ergebnisse

4.4.1 Technische und biologische Genauigkeit

Die Genauigkeit des mobilen Temperatursensors ist doppelt begrenzt:

- biologisch: Störung der Ohrmuschel und des Gehörgangs durch äußere oder andere biologische Einflüsse.
- technisch: Alterung des Messwiderstands, Temperaturrauschen und vielem mehr.

Die technische Genauigkeit hängt in erster Linie von den verwendeten Messfühlern ab. Technische Störeinflüsse wie Leitungswiderstände, Selbsterwärmung und fehlendes Auflösungsvermögen des Messgerätes können ausgeschlossen werden, weil zum einen eine 4-Leiter-Messtechnik mit nur 0,1 mA Messstrom verwendet wird, zum anderen der Analogwandler mit entsprechenden 0,3 mK-Schritten digitalisiert.

Die temperaturabhängigen Messfühler besitzen zwar alle einen konstanten und gleichen Temperaturkoeffizienten, so zeigt sich aber eine gewisse Unschärfe des Norm-Widerstandswertes bei 0°C (bei einem PT1000 beträgt dieser Norm-Widerstand 1000 Ω). Durch Kalibrierung in einem Wasserbad kann gezeigt werden, dass bei jedem Sensor, bzw. bei jedem PT1000, ein spezifischer Offset zur vorherrschenden Temperatur auftreten kann.

Abbildung 4.3 zeigt die Temperaturverläufe verschiedener Körperkerntemperatursensoren, welche nur mit einem sensorspezifischen Offset behaftet sind. Durch die Bestimmung der realen Temperatur mittels zweier Referenz-Messsysteme – ein hochauflösendes Quecksilberthermometer (Messgenauigkeit: Skalenwerte 0,1°C) und ein digitales Thermometer (Messgenauigkeit 0,05°C) – konnte für jeden verwendeten Sensor der Offset bestimmt und in den nachfolgenden Messungen berücksichtigt werden.

Die mangelhafte Definition der Körperkerntemperatur, bzw. der Orte im Körper, wo diese vorherrscht, impliziert eine schwierige Bestimmung der Genauigkeit mit der das biologische Signal „Körperkerntemperatur“ gemessen werden kann [30, 37, 46]. Als „Golden Standard“ wird meist die Temperatur an der Pulmonalarterie erfasst. Die Messung erfolgt dabei invasiv mittels eines Pulmonalarterienkatheters und stellt damit einen größeren klinischen Eingriff dar, weshalb für die einfachere Bestimmung der Referenz-Körperkerntemperatur eine Oesophagussonde (Oesophagus: lat. *Speiseröhre*) herangezogen wird. Dazu wird durch die Nase eine Temperatursonde an

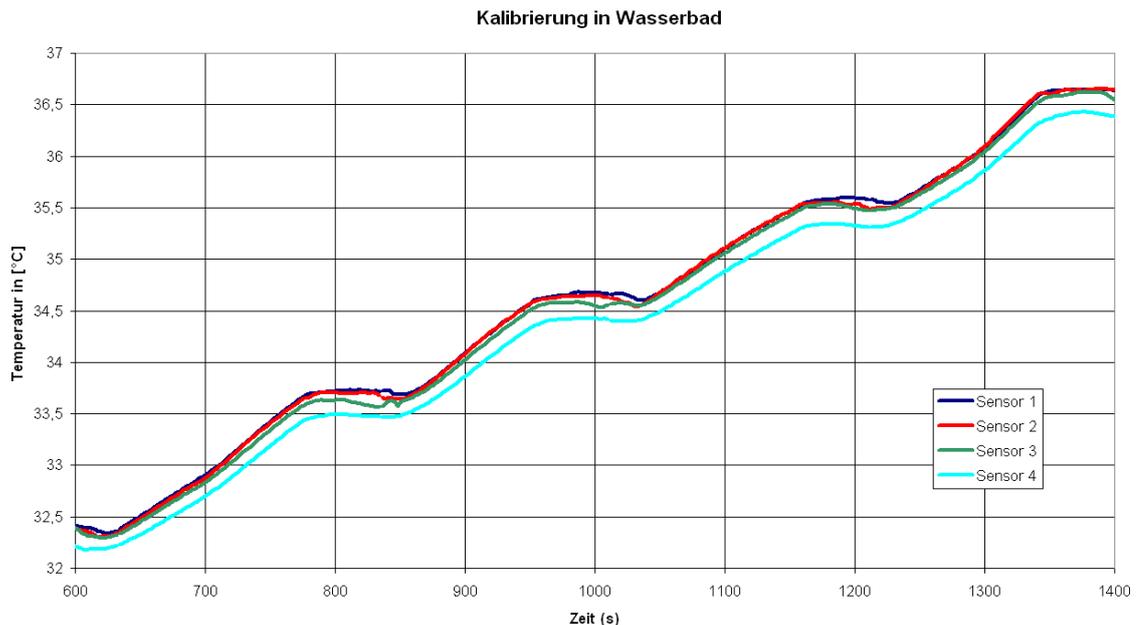


Abbildung 4.3: Kalibrierung der Temperatursensoren in einem Wasserbad bei verschiedenen Temperaturen mit steady states.

einem dünnen Kabel in die Speiseröhre geführt, wodurch der Temperatursensor kurz vor dem Mageneingang zu liegen kommt.

Abbildung 4.4 zeigt den Vergleich zwischen einer Oesophagussonde und der gemessenen Temperatur mit dem Gehörgangssensor. Es fallen dabei mehrere Dinge auf:

1. Die Temperatur im Ohr ist ca. $0,3^{\circ}\text{C}$ bis $0,4^{\circ}\text{C}$ kleiner als die im Oesophagus: Dies ist ein physiologischer Abstand, der von vielen Experten und Experimenten so bestätigt wurde [30, 37]. Wodurch die Differenz entsteht ist bis jetzt nicht bekannt.
2. Der Temperaturverlauf im Ohr ist niederfrequenter: Durch den Umstand, dass die Oesophagussonde nass angekoppelt wird, können Änderungen schneller übertragen werden. Die trockene Ankopplung an die Haut im Gehörgang wirkt dagegen wie ein Tiefpassfilter. Darüber hinaus verfälscht das Schlucken von Spucke, welche kälter als die Körperkerntemperatur ist, die Messung im Oesophagus und zeigt sich als ein kleines „Rauschen“.
3. Die Temperatur im Ohr ändert sich zeitverzögert: Dies liegt zum einen an der beschriebenen Tiefpasseigenschaft, zum anderen konnte dieser Umstand auch bei anderer Messtechnik beobachtet werden. Es ist wohl ein physiologischer

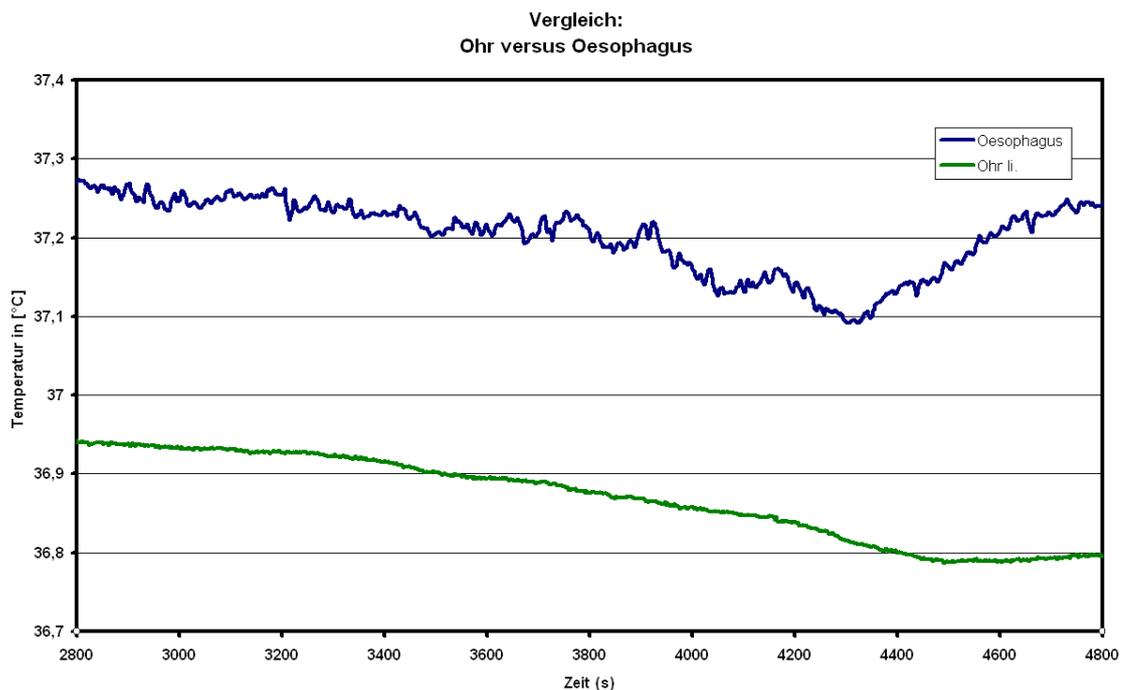


Abbildung 4.4: Vergleich zwischen gemessener Temperatur im Gehörgang und einer Oesophagussonde.

Umstand, dass die Temperatur des Gehörgangs etwas zeitverzögert reagiert [31].

An verschiedenen Messorten des Körpers können unterschiedliche „Körperkerntemperaturen“ vorherrschen. Dies ist – wie bereits oben beschrieben – ein Problem für die genaue Bestimmung der Kerntemperatur. Neben systematischen Fehlern oder großen Störeinflüssen, wie sie bei der Messung unter der Achsel auftreten, können deshalb Temperaturunterschiede zwischen rektaler, oraler und axillärer Messung, sowie Oesophagussonde und Ohr gemessen werden. Dabei zeigt sich in Abbildung 4.5, dass die Bestimmung der Körpertemperatur an unterschiedlichen Messorten, ausgenommen der Erfassung unter der Achsel, nur einen festen Unterschied zeigen, aber annähernd den selben Verlauf besitzen.

Zusammenfassend kann anhand vieler Experimente bewiesen werden, dass mit dem Temperatursensor im äußeren Gehörgang die Körperkerntemperatur kontinuierlich und sehr genau bestimmt werden kann. Die technische Auflösung beträgt durch die angewandte 4-Leiter-Messtechnik ± 10 mK (thermisches Rauschen) und liegt damit weit unterhalb der medizinisch relevanten Grenze. Darüber hinaus müssen medizinische Thermometer oder Fieberthermometer nur eine Auflösung und Genauigkeit

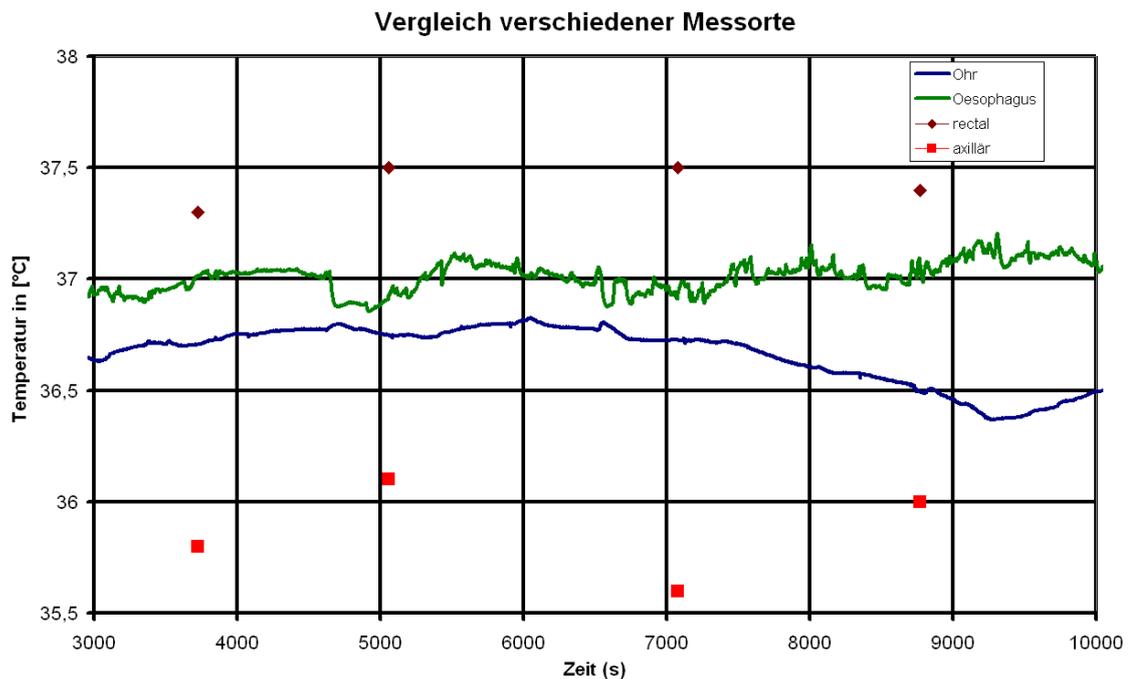


Abbildung 4.5: Vergleich verschiedener Messorte: rektal, axillär, mit Oesophagussonde und im äußeren Gehörgang; gemessen mit dem mobilen Temperatursensor und einem kommerziellen Fieberthermometer

von $0,1^{\circ}\text{C}$ besitzen. Abbildung 4.5 zeigt, dass erstens an unterschiedlichen Messorten verschiedene „Körperkerntemperaturen“ vorherrschen und zweitens diese Unterschiede meist nur mit einem konstanten Offset behaftet sind. Bei der Betrachtung dynamischer Temperaturverläufe sind diese Unterschiede bedeutungslos.

4.4.2 Messung der Temperatur bei körperlicher Aktivität

Die Verrichtung von körperlicher Arbeit ist mit Wärmeentwicklung vor allem in den Muskeln verbunden. Durch diese Erwärmung steigt neben der Temperatur der Körperschale auch die Körperkerntemperatur an. Bei hoher Anstrengung, bzw. zu hoher Körperkerntemperatur kommt es zu dem bekannten Kühlmechanismus, dem Schwitzen. Der Anstieg der Temperatur durch physikalische Aktivität lässt sich in Abbildung 4.6 zeigen. Es wird eine Leistung von 130 Watt ca. zehn Minuten lang auf einem Ergometer erbracht.

Nach dem Start der Arbeit und einer kurzen Verzögerung steigt die gemessene Tem-

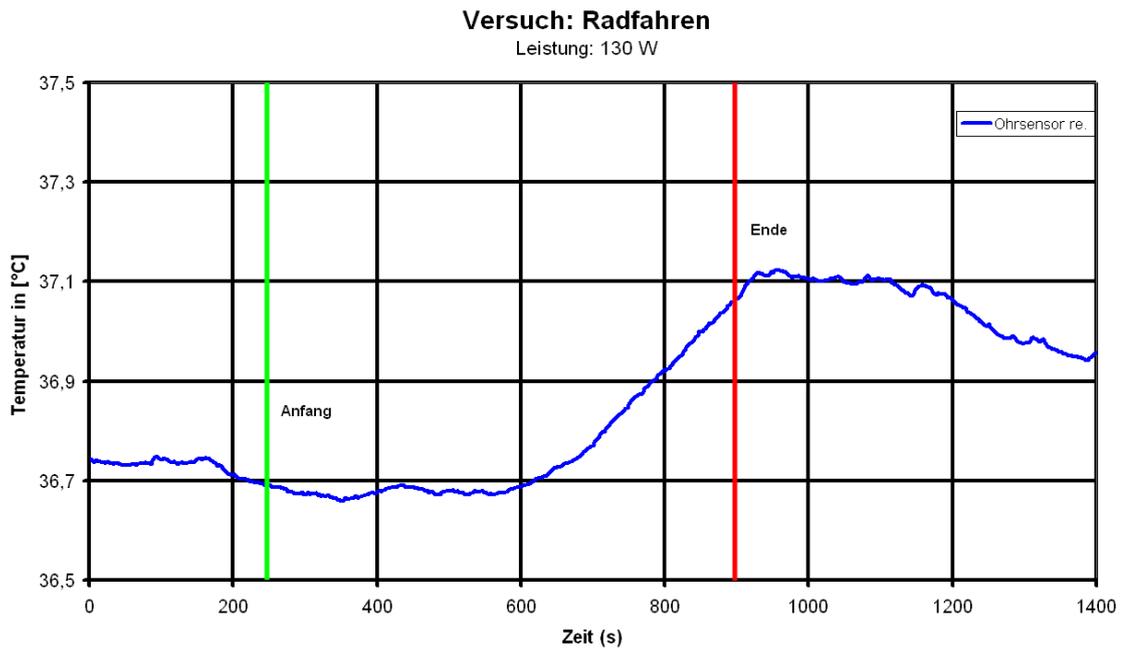


Abbildung 4.6: Temperaturverlauf während physikalischer Aktivität an einem Ergometer: 130 Watt, Dauer ca. zehn Minuten

peratur signifikant um ca. $0,4^{\circ}\text{C}$ an. Nach der Anstrengung bleibt die Temperatur fünf Minuten lang auf dem hohen Niveau; danach ist ein langsames Absinken erkennbar.

Ein weiterer Temperaturverlauf bei körperlicher Aktivität wird in Abbildung 4.7 gezeigt: Die Körperkerntemperatur wird vor, während und nach einem Halbmarathon dargestellt, der bei kühlen Außentemperaturen stattfand. Es fällt ein steiler Anstieg des Temperaturverlaufs auf, parallel zu geringer körperlicher Aktivität – Gehen zum Startpunkt. Unmittelbar nach dem Start – hochgradig körperliche Aktivität – fällt die Körperkerntemperatur jedoch wieder ab; dieser Verlauf konnte bei allen Probanden und auch bei anderen Versuchen beobachtet werden.

Der Temperaturverlauf widerspricht jedoch den Erwartungen: Parallel zu körperlicher Belastung sollte die Verlustleistung von einer Temperaturerhöhung begleitet sein, welche solange anhält, bis die Kühlmechanismen diesen Anstieg kompensieren. Diese Mechanismen, beispielsweise Schwitzen, sind auch nach ca. einem Drittel des Laufs bis zum Ende hin aktiv [27, 9]. Der initiale Temperaturabfall lässt sich nach eingehender Betrachtung bekannter Mechanismen der Thermoregulierung folgendermaßen interpretieren:

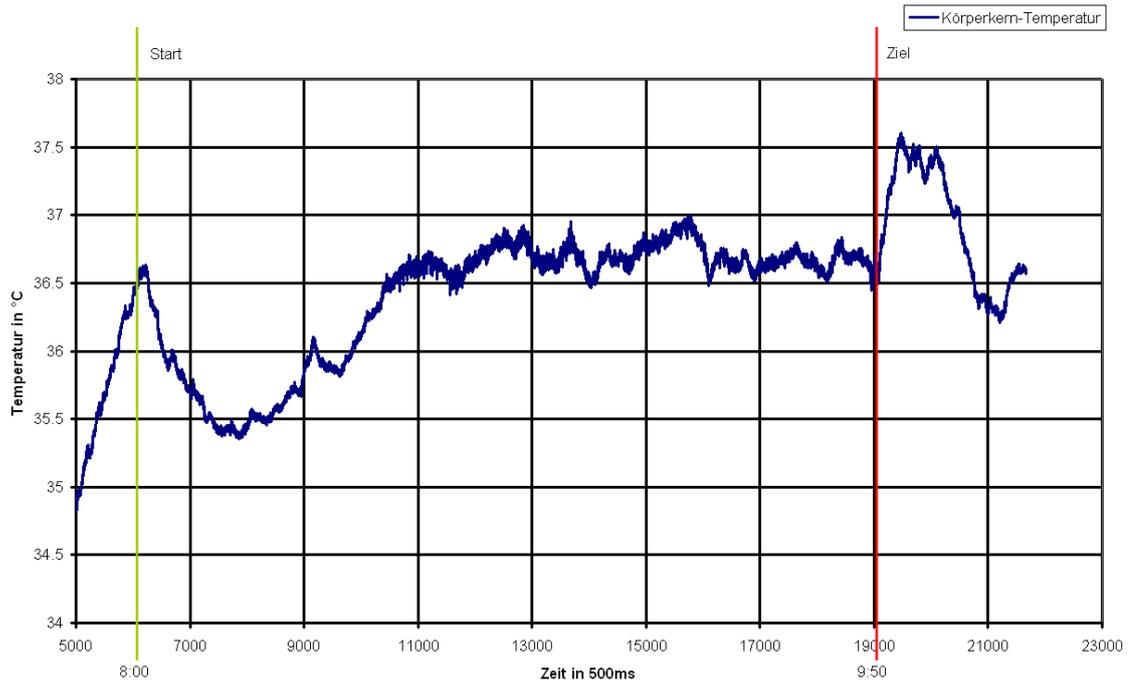


Abbildung 4.7: Erfassung der Körperkerntemperatur während eines Halbmarathons.

Der Abfall beträgt ca. 1°C von $36,5^\circ\text{C}$ auf $35,5^\circ\text{C}$. Wird von einem zentralen Blutvolumen von fünf Liter mit einer Temperatur von $36,5^\circ\text{C}$ und einem peripheren, kalten Volumen von beispielsweise $0,5$ Liter und einer Mischtemperatur von $35,5^\circ\text{C}$ bei $5,5$ Liter ausgegangen, so ergibt sich für die Temperatur des peripheren Bluts (T_{periph}):

$$36,5^\circ\text{C} \cdot 5\text{l} + T_{\text{periph}} \cdot 0,5\text{l} = 35,5^\circ\text{C} \cdot 5,5\text{l}$$

$$T_{\text{periph}} = \frac{35,5^\circ\text{C} \cdot 5,5\text{l} - 36,5^\circ\text{C} \cdot 5\text{l}}{0,5\text{l}} = 25,5^\circ\text{C} \quad (4.2)$$

Wie Gleichung 4.2 zeigt, kann unter oben stehenden Annahmen von einer Mischtemperatur aus kaltem, peripherem und warmem, zentralem Blut ausgegangen werden. Durch die körperliche Aktivität und die damit verbundene Anregung des Blutkreislaufs wird das periphere Blut in den zentralen Kreislauf gebracht und vermischt sich dort. Die Körperkerntemperatur fällt initial ab; nach anhaltender Anstrengung steigt die Mischtemperatur wieder an.

Durch die konstante Anstrengung, die Kühlung durch Schweißbildung und „Fahrtwind“ bleibt die Temperatur über weite Strecken des Halbmarathons sehr konstant zwischen 36,5°C und 37°C. Erst nach dem Zieleinlauf und der Beendigung der physikalischen Arbeit steigt die Körperkerntemperatur sprunghaft innerhalb weniger Minuten um 1°C an. Ein erster Erklärungsversuch, dass durch den fehlenden Kühlmechanismus „Fahrtwind“ der Körper nicht mehr ausreichend gekühlt werden kann, erwies sich als nicht richtig. Belastungsversuche auf einem Laufband, wo bekanntlich kein „Fahrtwind“ auftritt, zeigen bei insgesamt 22 Probanden einen sprunghaften Anstieg der Temperatur nach Beendigung der Aktivität. Spekulativ kann über einen weiteren Erklärungsversuch nachgedacht werden: Die Muskeln, der Kreislauf und die Organe laufen durch die Belastung auf Hochtouren, um den Energiebedarf zu decken. Wird keine physikalische Arbeit mehr verrichtet, muss die überschüssige Energie durch Wärme abgegeben werden.

Wissenschaftlich konnte bereits bewiesen werden, dass die Kühlung des Körpers bei Ausdauersportarten vor dem Start von großem Vorteil ist [7]. Britische Profifussballvereine und olympische Mannschaften bieten bereits den Sportlern vor Wettkämpfen Kühlkammern an, um die Temperatur der Körperoberfläche abzusenken und damit eine Leistungssteigerung um bis zu zehn Prozent zu erreichen. Dem liegt zugrunde, dass die körpereigene Thermoregulation den Sportler sehr viel an Energie kostet, welche dann nicht zur Ausübung der Sportart zur Verfügung steht. Tritt dieser Regelmechanismus erst verspätet auf, so kann insgesamt mehr Leistung erbracht werden. Wichtig ist dabei, dass der Körper vor der Anstrengung nicht komplett auskühlt, sondern nur die Körperoberfläche bzw. Körperschale gekühlt wird.

4.4.3 Erfassung der Körperkerntemperatur während des Schlafs

Der Schlaf wird in mehrere Phasen unterteilt: von Wachzustand bis Tiefschlaf werden je nach Skala fünf bis sieben verschiedene Phasen unterschieden. Eine Phase davon ist der so genannte REM-Schlaf (engl. *Rapid Eye Movement*). Innerhalb des REM-Schlafs ist die Thermoregulation abgeschwächt; sowohl Schwitzen wie auch Frieren sind signifikant eingeschränkt. Dies hat zur Folge, dass die Körpertemperatur vor allem durch Außentemperatur und Wärmeisolation bestimmt wird.

Den Temperaturverlauf während des Schlafs zeigt Abbildung 4.8. Die Temperatur sinkt nach dem Einschlafen um 1°C ab und steigt dann bis zum Aufwachen wieder an. Die kurzzeitigen, sprunghaften Anstiege werden in Kapitel 4.4.4 beschrieben.

Mit dem neu entwickeltem System zur Messung der Körperkerntemperatur im äu-

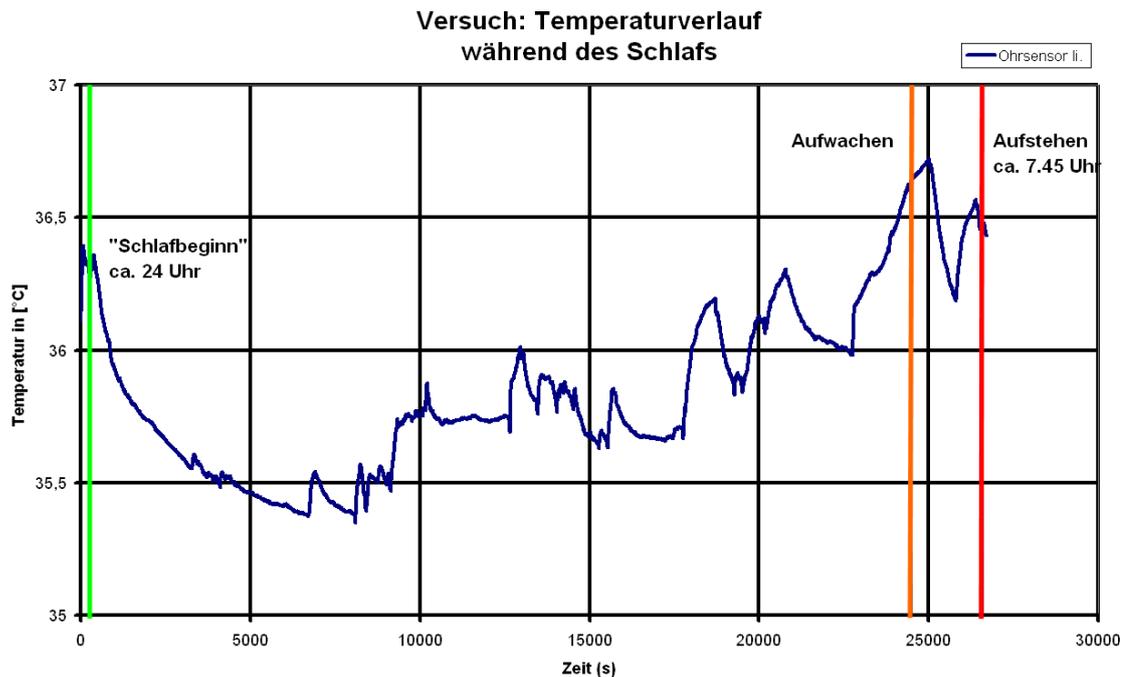


Abbildung 4.8: Aufzeichnung der Körperkerntemperatur während des Schlafs.

ßenen Gehörgang ist eine kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur ohne Einschränkungen des Schlafkomforts möglich. Im Rahmen von Untersuchungen zur Messgenauigkeit bei Messungen während des Schlafes fielen Störeinflüsse auf, die im folgenden genauer untersucht werden.

Der Einsatz dieser nicht-invasiven, kontinuierlichen Messtechnik in der Schlafforschung ist dennoch denkbar, wenn die Störeinflüsse eliminiert oder zumindest rechnerisch bedacht werden können.

4.4.4 Störeinflüsse

Wie bereits beschrieben kommt es bei der Erfassung der Körperkerntemperatur während des Schlafs zu sprunghaften Anstiegen und Abfällen der gemessenen Temperatur. Diese auffälligen Temperaturverläufe entsprechen meist Exponentialfunktionen, welche eine Halbwertszeit von ca. 450s besitzen. Zur weiteren Untersuchung dieser Effekte wurden mit zwei Sensoren, einer für jedes Ohr, gemessen. Zusätzlich wurde ein Lagesensor in die Miniatureinheit hinter dem Ohr integriert, welcher die Kopfposition aufzeichnet.

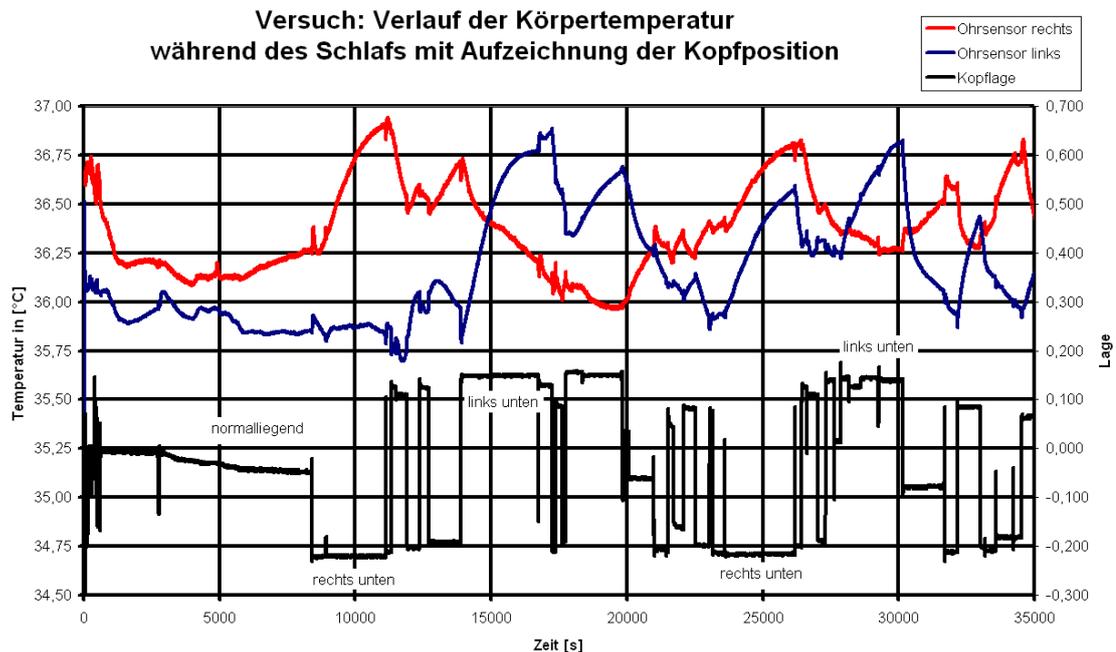


Abbildung 4.9: Messung der Körperkerntemperatur und Kopfposition während des Schlafs. „Rechts unten“ bedeutet, dass der Kopf auf der rechten Seite liegt.

Wie Abbildung 4.9 zeigt, werden diese Störungen durch die Kopflage bzw. die wechselnde Isolation durch das Kopfkissen erzeugt. Liegt der Proband auf dem rechten Ohr steigt die gemessene Temperatur des rechten Sensors signifikant um fast 1°C an, der linke Sensor bleibt konstant (Zeit: 9000 s bis 11000 s). Dementsprechend invers sieht der Verlauf aus, wenn der Kopf auf der linken Seite liegt. Das Drehen des Kopfes auf eine Seite bewirkt eine verstärkte Isolation der Ohrmuschel und des Gehörgangs: Die Temperatur am Messfühler steigt an. Wird der Kopf jetzt auf die andere Seite gedreht – Ohrmuschel und Gehörgang liegen an der Umgebungsluft – so kommt es zu einem rapiden Abfall der gemessenen Temperatur (30000 s bis 32000 s, linkes Ohr).

Bisher unerklärlich ist dagegen der Verlauf beider Sensoren zu dem Zeitpunkt um 25000 s. Der Lagesensor zeigt an, dass der Kopf auf der rechten Seite liegt, und trotzdem steigen beide Temperaturwerte – rechter und linker Sensor – an.

Die Veränderung der gemessenen Temperatur bei Isolierung der Ohrmuschel und des Gehörgangs zeigt, dass äußere Einflüsse die Messwerte verfälschen können. Wie sich herausgestellt hat, wirkt die Ohrmuschel als Kühlkörper für das umliegende

Gewebe und kühlt damit auch den Gehörgang ab. Um diesem Phänomen weiter auf den Grund zu gehen, wurden Versuche durchgeführt, bei denen die Ohrmuschel gekühlt oder erhitzt wird: In Abbildung 4.10 wird der Verlauf der Temperatur nach Kühlung der Ohrmuschel mit einem Eisbeutel dargestellt. Der Gehörgang wurde mit Watte verschlossen, um eine direkte Kühlung des Sensors durch Luftaustausch zu verhindern. Innerhalb zehn Minuten war ein Absinken der Temperatur um mehr als $1,5^{\circ}\text{C}$ ersichtlich.

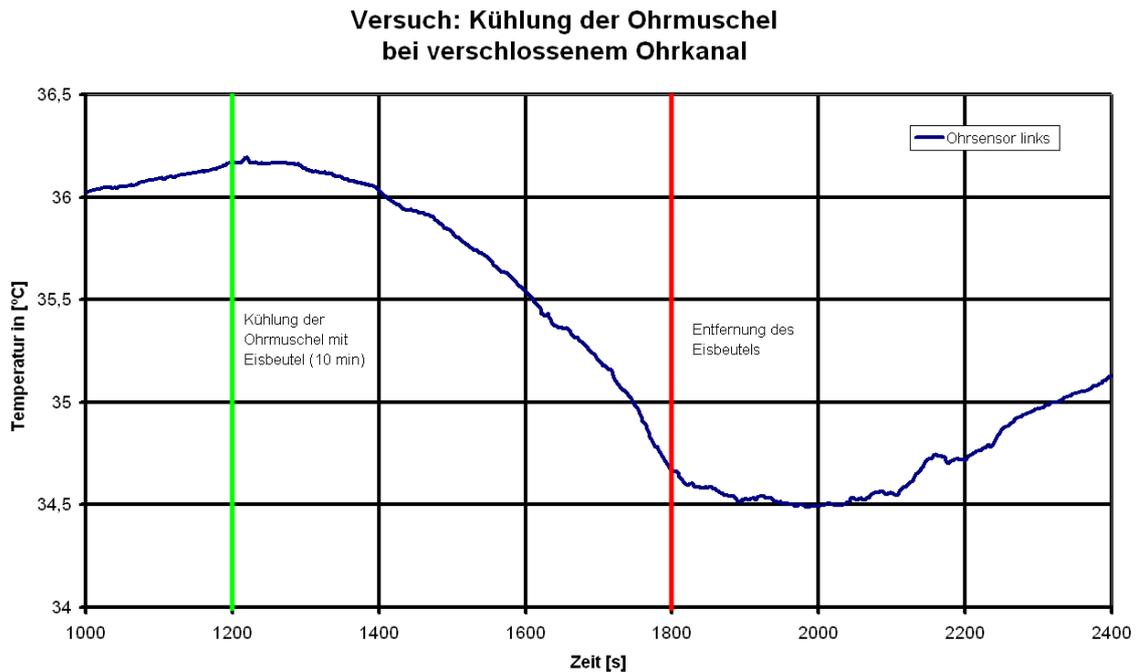


Abbildung 4.10: Kühlung der Ohrmuschel mit einem Eisbeutel. Gehörgang wird mit Watte verschlossen um Störungen durch Luftaustausch zu verhindern.

Ebenfalls kann das umgekehrte Ereignis – Störung der im Gehörgang gemessenen Körperkerntemperatur durch Erwärmung der Ohrmuschel mit einem Fön – beobachtet werden, siehe Abbildung 4.11. Die heiße Luft erwärmt die Ohrmuschel und das umliegende Gewebe und Blut, welches dann von dem Thermofühler gemessen wird.

Es zeigt sich deutlich, dass die Temperatur der Ohrmuschel einen großen Einfluss auf die gesamte mobile Temperaturmessung besitzt. Deshalb muss bei der Erfassung gewährleistet werden, dass sich die äußeren thermischen Gegebenheiten nicht oder nur in geringen Maßen verändern. Durch eine konstante Außentemperatur, einer Bedeckung der Ohrmuscheln mit einer Mütze oder Stirnband können die äußeren

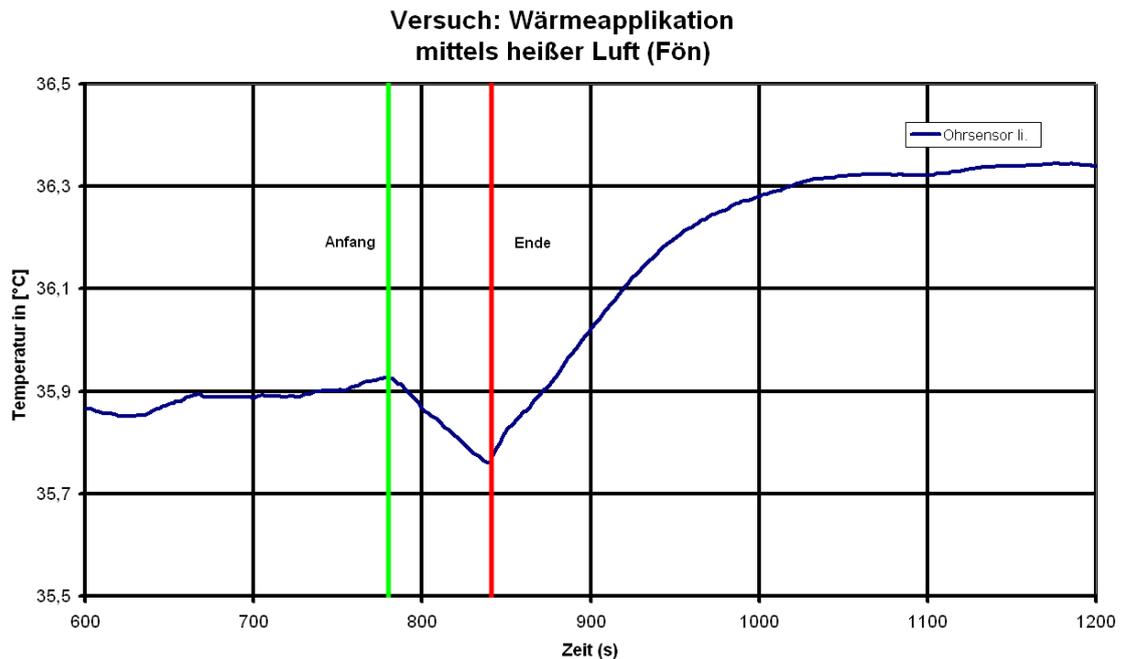


Abbildung 4.11: Erwärmung mit heißer Luft (ca. 50 °C). Der anfängliche Abfall wird durch die Luftströmung im Gehörgang verursacht.

Störeinflüsse meist hinreichend minimiert werden. Eine weitere Methode zur Eliminierung der äußeren Einflüsse könnte durch die Erfassung der Umgebungstemperatur mit weiteren Sensoren erreicht werden. Diese Werte können dann zur Korrektur der Körperkerntemperatur herangezogen werden.

Es zeigt sich auch, dass der Begriff „Körperkerntemperatur“ zwar medizinisch genau definiert ist, aus technischer Sicht aber Probleme bereitet. Die Körperkerntemperatur sollte sich per Definition nicht durch äußere Einflüsse *lokal* beeinflussen lassen, was aber durchaus der Fall ist, z. B. Speichel bei Oesophagussensoren, Ohrmuschel bei Gehörgangssensoren. Deshalb ist es unbedingt notwendig, die biologische Unschärfe der Kerntemperatur bei genauen Betrachtungen zu berücksichtigen.

4.5 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der mobilen Temperaturmesstechnik im äußeren Gehörgang zeigen, dass es nicht-invasiv möglich ist, die Körperkerntemperatur kontinuierlich zu erfassen, ohne den Benutzer zu behindern oder zu stören. Die technische Messgenauigkeit

liegt weit oberhalb der biologisch sinnvollen Auflösung und auch die absolute Genauigkeit kann durch Kalibrierung hinreichend bestimmt werden. Vergleiche mit anderen kommerziellen Thermometern und auch unterschiedlichen Messorten am Körper können belegen, dass die Bestimmung der Temperatur mit dem mobilen Messsystem sehr gut möglich ist und nur physiologische Unterschiede auftreten. Im Gegensatz zu üblichen Fieberthermometern wird die Messung dabei kontinuierlich durchgeführt; es ist also kein Maximumthermometer.

Der Temperaturverlauf bei physikalischer Aktivität, wie Laufen oder Radfahren, kann sehr genau erfasst werden; die Bewegung des Benutzers führt zu keiner nennenswerten Einschränkung der Messgenauigkeit. Bei sportlicher Belastung und vor allem nach Beendigung der Belastung kann ein Temperaturanstieg gemessen werden. Für letzteren Temperaturverlauf konnte bis jetzt noch keine Erklärung gefunden werden.

Die Messung der Temperatur während des Schlafs ist mit dem Messsystem gut möglich ohne den Schlafkomfort zu verringern. Leider kommt es durch die wechselnde Isolation der Ohren durch das Kopfkissen zu ungewollten Störungen. Fehlmessungen können bei der Erfassung der Körperkerntemperatur entstehen, wenn die Umgebungstemperatur, bzw. die Temperatur der Ohrmuschel stark verändert wird. Diese Fehlerquelle kann durch ein oder mehrere Messfühler, welche die äußeren Gegebenheiten aufnehmen, rechnerisch bei der Bestimmung der Körperkerntemperatur berücksichtigt werden. Eine zusätzliche Störquellenbehebung kann beispielsweise durch eine Mütze oder Stirnband erfolgen. Durch die thermische Isolation des Messortes wird der Sensor unabhängig von der Umgebungstemperatur und kompensiert auf einfache Weise mögliche Fehlerquellen.

Das gesamte Potential, das sich durch die kontinuierliche, nicht-invasive Erfassung der Körperkerntemperatur ergibt, kann aus meiner Sicht bis jetzt noch nicht abgeschätzt werden. Viele Anwendungsbereiche haben sich bereits für ein Temperaturmonitoringsystem ergeben, an die bis jetzt nicht gedacht wurde. So wird die Körperkerntemperatur von Autorennfahrern aufgezeichnet, um die Effizienz eines neu entwickelten Kühlanzuges zu testen. Auch in der Sportmedizin versucht man einleuchtenderweise von der bis heute experimentell üblichen rektalen Messung weg zu kommen und wünscht sich die Körperkerntemperatur nicht-invasiv kontinuierlich erfassen zu können. Ein aktuelles Beispiel ist hier die Effizienz von Funktionswäsche bei Ausdauersportlern. Als weitere Anwendungsbereiche sind die Schlafforschung und das Aktivitätsmonitoring zu nennen sowie die Überwachung von Kühllageristen oder Extrembergsteigern.

5 Pulsoximetrie im äußeren Gehörgang

5.1 Grundlagen der Pulsoximetrie

Die Pulsoximetrie, ein seit Jahrzehnten etabliertes Verfahren zur nicht-invasiven Bestimmung der arteriellen Sauerstoffsättigung, ist aus der heutigen Medizin nicht mehr wegzudenken. In vielen Bereichen, wie beispielsweise in der Anästhesiologie, der Intensivmedizin, der Schlafforschung und auch in der Notfallmedizin, wird dieses Messverfahren dazu verwendet, einen der wichtigsten Vitalparameter des Menschen – nämlich die Fähigkeit der Lunge, das Blut mit Sauerstoff anzureichern – kontinuierlich zu erfassen. Bereits im Jahre 1972 wurde die Pulsoximetrie von Takuo Aoyagi [1] eingeführt; dennoch ist die kontinuierliche Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung im alltäglichen Leben bis jetzt nicht möglich, bzw. nur unter erheblicher Einschränkung des Benutzers.

Das optische Messverfahren Pulsoximetrie basiert auf zwei wichtigen Prinzipien: Der Plethysmographie und der Oximetrie. Die Plethysmographie bezeichnet die Bestimmung der durchblutungsbedingten Volumenschwankung des Gewebes; unter Oximetrie wird die Ermittlung der Sauerstoffsättigung des Bluts verstanden, basierend auf den unterschiedlichen spektralen Lichtabsorptionen von sauerstoffgesättigtem und ungesättigtem Hämoglobin. Licht mit zwei unterschiedlichen Spektralbereichen, üblicherweise im Bereich 660-760 nm und 810-940 nm, wird in durchblutetes Gewebe eingestrahlt. Das wieder aus dem Gewebe austretende Licht enthält nun Informationen über die Sauerstoffsättigung und die Pulsrate [24].

Unter Sauerstoffsättigung (Gleichung 5.1) wird die Konzentration des oxigenierten Hämoglobins im Bezug auf die gesamte Hämoglobinkonzentration verstanden [12]:

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hb_{gesamt}}} \cdot 100\% \quad (5.1)$$

Dabei setzt sich die Gesamthämoglobinkonzentration aus der Summe aller vorkommenden Hämoglobinfractionen zusammen:

$$c_{Hb_{gesamt}} = c_{HbO_2} + c_{Hb} + c_{MetHb} + c_{COHb} + \dots \quad (5.2)$$

Unter Berücksichtigung aller relevanter Hämoglobinfractionen (oxigeniertes Hämoglobin: c_{HbO_2} ; reduziertes Hämoglobin: c_{Hb} ; Methämoglobin: c_{MetHb} ; Kohlenmonoxidhämoglobin: c_{COHb}) ergibt sich für die so genannte fraktionelle Sauerstoffsättigung:

$$SaO_{2,frac} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb} + c_{MetHb} + c_{COHb}} \cdot 100\% \quad (5.3)$$

In den handelsüblichen Pulsoximetern wird aber, trotz der bekannten großen Fehleranfälligkeit durch Intoxikationen [12], anstelle der fraktionellen nur die funktionelle Sättigung verwendet. Dabei wird im Sinne einer Vereinfachung davon ausgegangen, dass keine Dyshämoglobine vorhanden sind und die Gesamtkonzentration des Hämoglobins sich nur aus den beiden Fraktionen, oxigeniertes und deoxigeniertes Hämoglobin, zusammensetzt. Damit ergibt sich für die sogenannte funktionelle Sauerstoffsättigung:

$$SaO_{2,func} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \cdot 100\% \quad (5.4)$$

Zur Messung der Sauerstoffsättigung wird jeweils für beide Lichtspektren ein Wechselanteil (AC), der durch die Pulsation des arteriellen Bluts entsteht, und ein Gleichanteil (DC), der von dem gesamten Gewebe mit allen konstanten Faktoren wie beispielsweise Haut, Gewebe, venöses Blut definiert wird, bestimmt. Der Quotient aus Wechselanteil zu Gleichanteil wird als Modulationstiefe (MD) bezeichnet. Wie Gleichung 5.5 zeigt, ergibt das Verhältnis von Modulationstiefe Rot (*rot*) zu Modulationstiefe Infrarot (*ir*) die Hilfsvariable Ω .

$$\Omega = \frac{\frac{AC_{rot}}{DC_{rot}}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir}}} = \frac{MD_{rot}}{MD_{ir}} \quad (5.5)$$

$$\Omega = \frac{\epsilon_{HbO_2, \lambda_{rot}} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb, \lambda_{rot}} \cdot c_{Hb}}{\epsilon_{HbO_2, \lambda_{ir}} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb, \lambda_{ir}} \cdot c_{Hb}} \quad (5.6)$$

Nach dem Lambert–Beerschen Gesetz, mehreren Umrechnungen und Vereinfachungen setzt sich die Hilfsvariable Ω aus den spezifischen, spektralen Extinktionskoeffizienten und entsprechenden Konzentrationen der Hämoglobinfractionen zusammen, siehe Gleichung 5.6.

Durch Einsetzen der Gleichung 5.6 in Gleichung 5.4 sowie der Voraussetzung, dass die Konzentration von c_{Hb} und c_{HbO_2} als Summe eins ergibt ($c_{Hb} + c_{HbO_2} = 1$), können die unbekannt Konzentrationen c_{Hb} und c_{HbO_2} herausgekürzt werden. Somit wird die Sauerstoffsättigung auf Basis der bekannten Extinktionskoeffizienten und der Meßvariabalen Ω bestimmt (Gleichung 5.7). Dabei muss beachtet werden, dass bei der Pulsoximetrie niemals die absoluten Konzentrationen der Hämoglobinfractionen bestimmt werden, sondern immer nur der Anteil des gesättigten Hämoglobins zur Gesamthämoglobinkonzentration.

$$SaO_{2,func} = \frac{\Omega \cdot \epsilon_{Hb,\lambda_{ir}} - \epsilon_{Hb,\lambda_{rot}}}{\Omega \cdot (\epsilon_{Hb,\lambda_{ir}} - \epsilon_{HbO_2,\lambda_{ir}}) - \epsilon_{Hb,\lambda_{rot}} + \epsilon_{HbO_2,\lambda_{rot}}} \cdot 100\% \quad (5.7)$$

Für den praktischen Einsatz wird anstelle der Gleichung 5.7 eine Kalibrationskurve verwendet. Diese stellt einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Ω und der Sauerstoffsättigung her. Der genaue Verlauf dieser Kurve wird dabei meist experimentell bestimmt. So kommen dabei Funktionen erster bis hin zur vierten Ordnung zum Einsatz [12]; manchmal auch Nachschlagtabellen, so genannte „Look-up tables“.

Als eine sehr gute Näherung im Bereich 80% - 100% Sauerstoffsättigung kann für das Wellenlängenpaar 740 nm und 880 nm die Umrechnung 5.8 herangezogen werden:

$$SaO_2 = -68 * \Omega + 133 \quad (5.8)$$

5.1.1 Gewebsoptische Prinzipien der Pulsoximetrie

In der Pulsoximetrie wird grob zwischen zwei Messprinzipien unterschieden: Reflexionspulsoximetrie und Transmissionspulsoximetrie. Anhand Abbildung 5.1 wird der Unterschied leicht ersichtlich. Bei dem Verfahren der Transmission werden Lichtemitter und Lichtempfänger auf einander gegenüberliegenden Orten eines natürlich durchstrahlbaren Gewebes (beispielsweise Finger oder Ohrläppchen) mit Schichtdicken von ungefähr 5 mm bis 25 mm platziert. Reflexionsmessungen basieren dagegen darauf, dass Licht auf der selben Seite der Haut von der es eingestrahlt wurde wieder

austritt. Dies passiert nicht durch Reflexion sondern durch Streuung im Gewebe. Als Nettoeffekt spricht man vereinfacht von einer „Reflexion“.

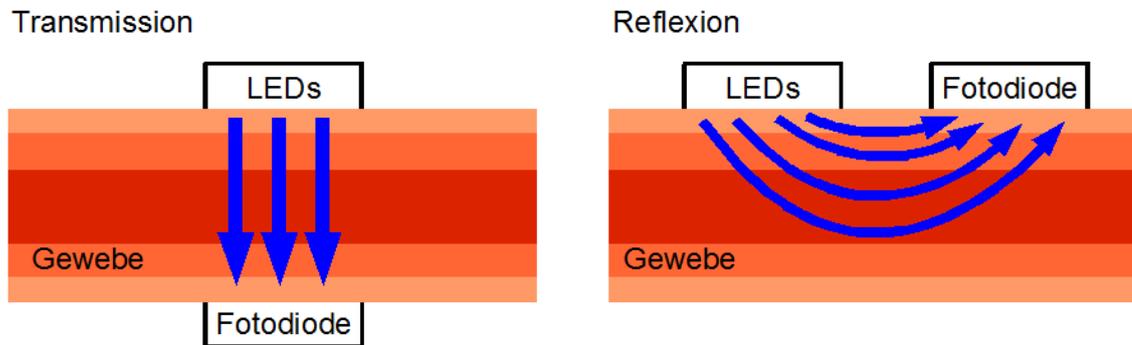


Abbildung 5.1: Lichtwege von Emittter (LEDs) zu Empfänger (Fotodiode) bei Transmissions- und Reflexionspulsoximetrie.

5.1.2 Einschränkungen und Fehlerquellen der Pulsoximetrie

Bei der Pulsoximetrie können – teils abhängig, teils unabhängig vom verwendeten Messprinzip – physiologische und technische Störungen auftreten, sodass zuverlässige Messungen entweder gar nicht möglich sind oder Messergebnisse von den wahren Sättigungen abweichen [24]. Abweichungen sind dabei schwerwiegendere Fehler, da dem Betrachter falsche Werte als richtig dargestellt werden. Ist dagegen eine Messung nicht möglich, so weiß der Betrachter, dass er sich auf die Pulsoximetrie nicht verlassen kann und andere Messmethoden heranziehen muss.

Physiologische Störungen

Zu geringe Modulationstiefen, bedingt durch mangelhafte Perfusion (Durchblutung) des zu durchstrahlenden Gewebes, bewirken ein schlechtes Signal-zu-Rauschverhältnis und beeinträchtigen die Messung enorm. Gerade bei kalten Extremitäten oder bei zentralisierten Patienten (z. B. in Schockzuständen) wird die Peripherie des Körpers nur noch notdürftig mit Blut versorgt. Eine Pulsoximetrie ist dann nicht mehr oder nur noch eingeschränkt möglich [22].

Auch Störungen durch Bewegung – man spricht hier von Bewegungsartefakten – können eine Messung beeinträchtigen oder unmöglich machen. Sie entstehen im wesentlichen durch zwei Mechanismen:

1. Durch Veränderung der Ein- und Auskopplung von Licht ins Gewebe, bzw. aus dem Gewebe.
2. Durch Verschiebung von Blut (in erster Linie der Erythrozyten) aus dem optisch durchstrahlten Volumen heraus bzw. in dieses Volumen hinein.

Bewegungsartefakte können durch optimale mechanische Anpassung der Pulsoximetriesensoren teilweise unterdrückt oder mittels Algorithmen mathematisch eliminiert werden. Vor allem die Anpassung und Optimierung der Sensoren hinsichtlich der Unterdrückung von Bewegungsartefakten sollte das Hauptziel bei der Entwicklung neuer Sensoren sein.

Dyshämoglobinfraktionen

Weitere Störeinflüsse sind so genannte Dyshämoglobinfraktionen. In der Pulsoximetrie wird laut Gleichung 5.1 das Verhältnis sauerstoffgesättigtes Hämoglobin (HbO_2) zu allen Hämoglobinfraktionen (Hb_{gesamt}) zur Berechnung herangezogen. Dabei wird davon ausgegangen, dass Hb_{gesamt} der Summe von gesättigtem und ungesättigtem Hämoglobin entspricht ($HbO_2 + Hb$). Existieren weitere Fraktionen, wie beispielsweise Methämoglobin oder Kohlenmonoxid-Hämoglobin, so kommt es zu einer kritischen Verfälschung der Messwerte; die Sauerstoffsättigung wird möglicherweise höher eingeschätzt als sie tatsächlich ist [14]. Die optisch nicht bestimmbar Dyshämoglobine werden nicht erfasst und gehen deshalb auch nicht in die Berechnung der Sauerstoffsättigung ein: Der Nenner wird kleiner, die errechnete Sauerstoffsättigung wird größer, siehe Gleichung 5.9.

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{\underbrace{HbO_2 + Hb}_{\text{optisch bestimmbar}} + \underbrace{Dyshämoglobine}_{\text{optisch nicht bestimmbar}}} \cdot 100\% \quad (5.9)$$

Wie bereits oben beschrieben stellt dies eine mögliche Fehlerquelle dar, welcher man sich aber durchaus bewusst ist. Nur durch die Verwendung von mehr als zwei Lichtwellenlängen können theoretisch weitere Hämoglobine detektiert werden. Da aber nur in sehr seltenen Fällen Dyshämoglobinvergiftungen – wie beispielsweise Kohlenmonoxidvergiftungen bei Schwellbränden – auftreten, ist diese Vereinfachung meistens unproblematisch und zulässig.

Shuntlicht

Shuntlicht wird als das Licht verstanden, welches vom Emmitter zum Empfänger gelangt, ohne arterielles Blut passiert zu haben. Das Shuntlicht wird dabei in zwei Bereiche unterteilt: Äußeres und inneres Shuntlicht; Abbildung 5.2 zeigt den Unterschied der beiden Effekte.

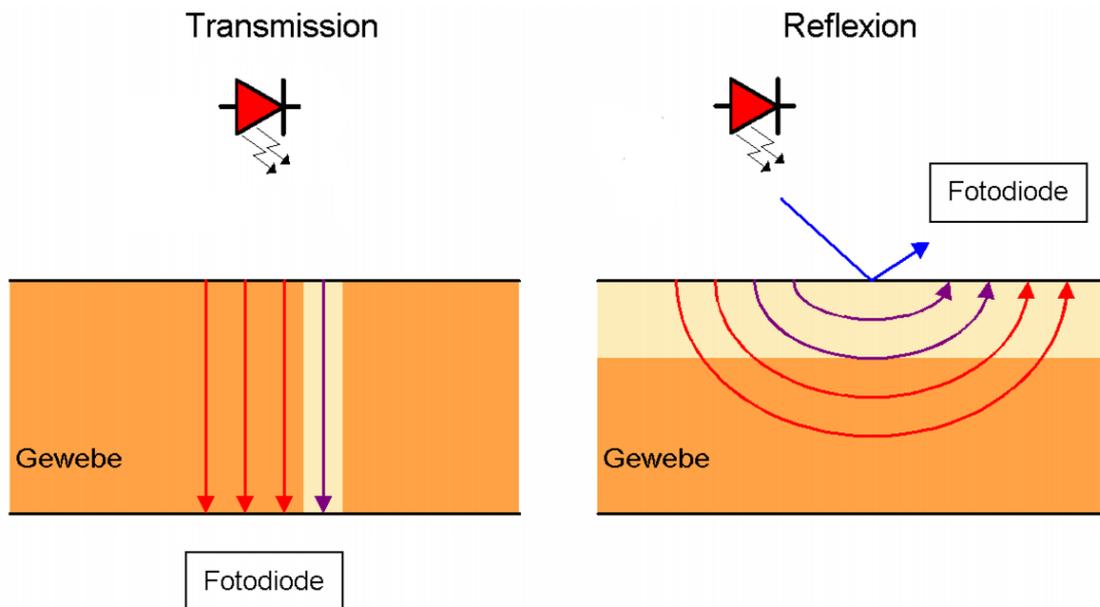


Abbildung 5.2: Schematische Darstellung: Äußeres (blau) und inneres (lila) Shuntlicht bei Transmissions- und Reflexionspulsoximetrie.

Während äußeres Shuntlicht nur bei Reflexionspulsoximetrie auftreten kann, so entsteht inneres Shuntlicht dadurch, dass der Strahlengang des Lichts zwar durch das Gewebe verläuft, nicht aber auf Arteriolen trifft. Tabelle 5.1 zeigt den Zusammenhang zwischen Gewebeschichtdicke, bzw. Arterioldichte und auftretendem Shuntlicht. Je größer die Schichtdicke und je höher die Arterioldichte und die Perfusion des zu durchstrahlenden Gewebes ist, desto geringer wird die Wahrscheinlichkeit, dass inneres Shuntlicht auftritt.

Existierendes Shuntlicht beeinträchtigt die Messung durch zwei Effekte: Zum einen werden durch Shuntlicht die Modulationstiefen deutlich verringert und machen damit die Messung unter Umständen unmöglich, zum anderen verfälscht Shuntlicht das Ω und damit die Berechnung der Sauerstoffsättigung. Eine eingehende Betrachtung und andere Theorien und Messergebnisse, welche näher das Auftreten von Shuntlicht beleuchten, werden in Kapitel 6 diskutiert.

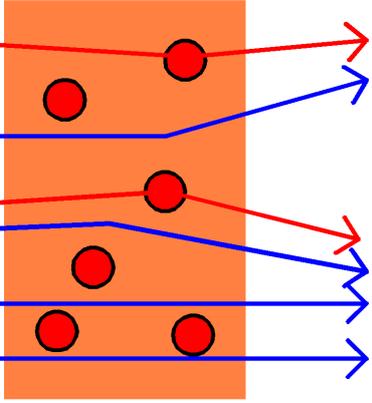
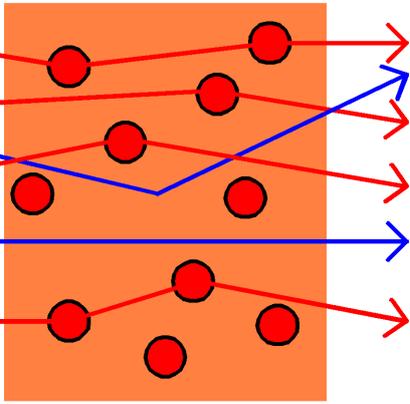
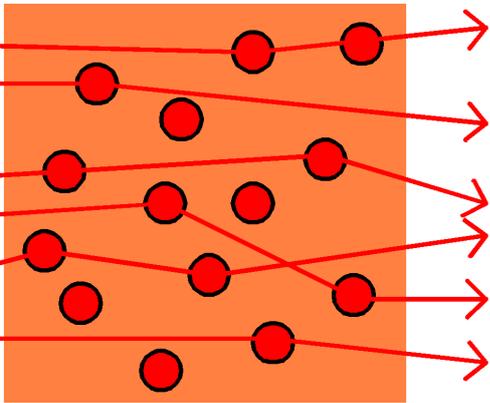
 <p>The diagram shows a vertical orange rectangular tissue layer. Red circles represent arterioles. Red arrows represent light paths that mostly pass straight through the tissue without hitting any arterioles. A few blue arrows represent light paths that do hit arterioles and are modulated.</p>	<p>Geringe Modulationstiefe, großer Anteil an innerem Shuntlicht: Die Gewebeschichtdicke ist zu klein; es wird nur wenig Licht durch die Arteriolen moduliert.</p>
 <p>The diagram shows a vertical orange rectangular tissue layer with a higher density of red circles (arterioles) than the first diagram. Red arrows represent light paths, some of which hit arterioles and are modulated. A few blue arrows represent unmodulated light paths that pass through gaps between arterioles.</p>	<p>Mittlere Modulationstiefe: Das meiste Licht trifft auf Arteriolen und wird moduliert. Es existieren aber noch einige Strahlengänge, die zum inneren Shuntlicht beitragen.</p>
 <p>The diagram shows a vertical orange rectangular tissue layer with a high density of red circles (arterioles). Red arrows represent light paths that all hit arterioles and are modulated. There are no unmodulated light paths shown.</p>	<p>Große Modulationstiefe, kein inneres Shuntlicht: Ist die Gewebeschichtdicke gross genug, kann kein Licht mehr an den Arteriolen vorbei zur Fotodiode gelangen. Das ganze Licht wird moduliert; es entsteht kein Shuntlicht.</p>

Tabelle 5.1: Zusammenhang zwischen Gewebeschichtdicke, Arterioldichte bzw. Arteriolenbedeckung und Shuntlicht [24]

5.2 Pulsoximetriesensoren

Aufgrund der Tatsache, dass die arterielle Sauerstoffsättigung im Körper überall gleich ist, können theoretisch auch überall Pulsoximetriesensoren appliziert werden. Dennoch eignen sich aus verschiedenen Gründen nur wenige Gebiete des menschlichen Körpers für die Pulsoximetrie. Neben dem Messprinzip (Transmission oder Reflexion), der Handhabung und den praktischen Vorteilen ist vor allem darauf zu achten, dass die Messorte am Körper eine gute und möglichst homogene Durchblutung aufweisen – also beispielsweise wenig Fettgewebe – um genügend große Modulationstiefen erzielen zu können.

Fingerclip

Der mit Abstand häufigste und auch beste Messort für die Pulsoximetrie in der Medizin ist der Finger. Mittels eines Fingerclips werden die Lichtemitter auf der einen Seite des Fingers fixiert; auf der gegenüberliegenden Seite wird der Lichtempfänger mit der Haut in Kontakt gebracht. Der Fingerclip dient dabei einerseits zur Fixierung der fotoelektrischen Elemente, andererseits um einen bestimmten Andruck auf den Finger auszuüben, da dieser sich als vorteilhaft für die Pulsoximetrie erwiesen hat [24]. Dadurch dass die Finger sogenannte Endstromgebiete sind, können dort sehr hohe Modulationstiefen von bis zu 10% (unter optimalen Bedingungen 10%, üblich sind 1% bis 4%) gemessen werden.

Fingersensoren besitzen den Nachteil, dass bei kalten Händen, zentralisierten Patienten oder anderen Durchblutungsstörungen (z. B. Raucherfinger) die Durchblutung der Finger stark verringert wird; Pulsoximetrie ist dann nicht mehr zuverlässig möglich. Auch ist die Anfälligkeit auf Bewegungsartefakte sehr hoch, da Finger einerseits oft und stark bewegt werden, andererseits die Fingerclips die Störungseinflüsse nur unzureichend unterdrücken können. Für einen mobilen, kontinuierlichen Einsatz sind Fingersensoren deshalb ungeeignet, vor allem aber auch, weil ein Clip am Finger im alltäglichen Leben enorm behindert, sei es nur beim Schreiben, beim Essen oder beim Tippen auf einer Tastatur.

Ohrläppchenclip

Ein ebenfalls gut erreichbarer Applikationsort für Transmissionssensoren ist das Ohrläppchen. Auch hier kann gut durchblutetes Gewebe durchstrahlt werden. Als großer Nachteil ist die geringe Gewebeschichtdicke des Ohrläppchens zu werten, da dies zu

kleinen Modulationstiefen führt und Shuntlicht begünstigt. Trotzdem wird gerade in der Anästhesiologie als zweite Wahl, falls eine Messung mit einem Fingerclip nicht möglich ist, die Sauerstoffsättigung am Ohrläppchen erfasst. Für mobile Anwendungen ist dieser Sensor wegen der starken Beeinträchtigung durch Bewegungsartefakte ebenfalls nicht geeignet. Auch verursacht nach längerer Applikation der Clip am Ohrläppchen Hypoxieschmerzen durch das andauernde Zusammendrücken des Gewebes.

Universal-Reflexionssensoren

Bei Körperteilen, an denen keine einander gegenüberliegende Hautpartien in einem Abstand von mindestens 4 mm und höchstens 15 mm vorkommen, also kein Gewebe durchstrahlt werden kann, kommen universelle Reflexionssensoren zum Einsatz. Dabei werden in manchen Ausführungen eine Art Pflaster die Lichtemitter und den Empfänger in einem gewissen Abstand integriert. Der Sensor wird beispielsweise an der Stirn, am Nasenrücken, dem Fuss oder der Wade appliziert und arbeitet nach dem Reflexionsprinzip, wobei aber der Übergang zwischen Reflexion und Transmission als fließend zu sehen ist, siehe Abbildung 5.3.



Abbildung 5.3: Unterschiedliche Arten eines Universal-Reflexionssensors.

Je nach Umfang der Wade oder dem Abstand zwischen Emitter und Empfänger kann aus einer Reflexion eine Transmission werden. Allen universellen Sensoren ist gemein, dass sie meist wegen der schlechten Perfusion der Haut und des Gewebes nur sehr geringe Modulationstiefen erfassen können. Auch sind diese Sensoren sehr anfällig auf Bewegungen und stoßen deshalb sehr leicht an ihre Grenzen. Für den mobilen Einsatz sind sie erst recht nicht brauchbar. Darüber hinaus begünstigen Reflexionssensoren Shuntlicht und sind deshalb generell als ungünstig und vor allem als unzuverlässig zu werten.

Sensoren für Säuglinge und Kleinkinder

Bei Säuglingen und Kleinkindern sind die Finger noch zu klein, als dass dort Puls-oximetrie mit einem Fingerclip durchgeführt werden könnte. Deshalb wird je nach Größe des Kindes der große Zeh, der komplette Fuss, die Hand oder die Wade als Messort herangezogen. Dabei kommen dann auch die oben erwähnten Universal-Sensoren zum Einsatz, die aber wegen des geringen Umfangs der Extremitäten als Transmissionssensoren anzusehen sind. Für stationäre Messungen reichen diese Sensoren vollkommen aus; bei mobilen Messungen ergeben sich wieder die oben genannten Schwierigkeiten.

5.3 Anwendung mobiler Pulsoximetriesensoren

Die kontinuierliche Bestimmung der arteriellen Sauerstoffsättigung im alltäglichen Leben ohne Beeinträchtigung desselben, beim Sport oder bei der Ausübung eines Berufs stellt bis jetzt ein großes, bisher wenig beachtetes Problem dar. Sensoren, die an den Fingerendgliedern oder anderen Extremitäten angebracht sind, stören den Benutzer enorm in der Ausübung vieler Tätigkeiten. Durch das häufige Auftreten von Bewegungsartefakten wird zusätzlich die Messung erschwert. Somit sind handelsübliche Finger- und Ohrläppchensensoren für mobile Pulsoximetrie ungeeignet.

Aber gerade bei gefährdeten Berufsgruppen, die unter vermindertem Luftdruck, verändertem Partialdruck oder anderen erschwerten Bedingungen arbeiten müssen – wie z. B. bei Tauchern, Minenarbeitern, Feuerwehrleuten oder Piloten – ist ein permanentes Monitoring interessant und von großem Nutzen. So hätte das Flugzeugunglück am 15. August 2005 in Griechenland mit 121 Toten möglicherweise verhindert werden können, wenn die Besatzungsmitglieder frühzeitig vor dem fallenden Sauerstoffgehalt ihres Blutes gewarnt worden wären [45].

Für Risikogruppen mit Herz-Kreislaufkrankungen, die z. B. durch Rauchen, Hypertonie (Bluthochdruck), Diabetes (Blutzucker) und Adipositas (Fettleibigkeit) entstehen, kann durch ein Monitoring der Sauerstoffsättigung 24 Stunden am Tag, sieben Tage die Woche, das gesamte kardiopulmonale Befinden besser eingeschätzt werden. Sowohl der Arzt als auch der Patient können dann notwendige präventive Maßnahmen ergreifen. Auch für Asthmatiker oder Menschen mit COPD (Chronisch obstruktive Lungenerkrankung; englisch: *chronic obstructive pulmonary disease*), bei denen die Atemfunktion durch die Krankheit stark eingeschränkt ist, wäre es von großem Vorteil, die Sauerstoffsättigung ihres Blutes über längere Zeit zu erfassen. Neben dem frühzeitigen Erkennen von Risiken kann die Information über

den persönlichen Gesundheitszustand beispielsweise auch als Grundlage für einen „Personal Trainer“ genutzt werden.

Die Tatsache, dass bei unter Schock stehenden Menschen die gesamte vaskuläre Peripherie des Körpers aus dem Blutkreislauf heraus genommen wird, führt dazu, dass eine Pulsoximetrie an den Extremitäten nicht durchgeführt werden kann. Fingersensoren können in solchen Situationen also nicht mehr herangezogen werden. Gerade bei diesen zentralisierten Patienten ist die Messung der Vitalparameter aber von großer Bedeutung. Abhilfe bringt die Tatsache, dass die Gefäße des äußeren Gehörgangs auch unter Schockzuständen das Gehirn mit Blut versorgen und somit dort trotz Zentralisierung Pulsoximetrie möglich ist.

Ein weiteres Einsatzgebiet für Pulsoximetriesensoren ist die Schlafforschung. Seit langem wird die arterielle Sauerstoffsättigung in Schlaflaboren standardmäßig aufgenommen um beispielsweise das Schlafapnoesyndrom (Atemstillstände während des Schlafs) erfassen zu können. Problematisch zeigt sich dabei aber, dass Fingersensoren zum einen sehr störend auf den Patienten wirken zum anderen stark befestigt werden müssen, um ein Verrutschen oder gar Abfallen verhindern zu können [45]. Ein Sensor, der im äußeren Gehörgang appliziert wird, behindert weder den Patienten, noch stört er während des Schlafs.

5.4 Aufbau des mobilen Pulsoximetriesensors

Die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung im äußeren Gehörgang wird mit folgendem Aufbau durchgeführt: Auf dem Sensorträger werden auf der einen Seite in der Peripherie der Emitter derart angebracht, damit das ausgestrahlte Licht senkrecht in das Gewebe eindringt. 180° versetzt zum Emitter kommt der Lichtempfänger auf dem Sensorträger zu liegen. Auch die Richtung des Empfängers ist senkrecht zum anliegenden Gewebe, siehe Abbildung 5.4. Durch die expansiven Eigenschaften des Sensorträgers werden die fotoelektrischen Bauelemente in jedem Fall an die Haut des Gehörgangs angedrückt. Der Sensorträger verfügt in diesem Fall über nur sehr kleine bis gar keine Aussparungen, welche der akustischen Durchlässigkeit dienen.

Wie Abbildung 5.4 zeigt, wird durch die gegenüberliegenden Positionen der fotoelektrischen Bauteile ein Strahlengang im Gewebe des Gehörgangs erzielt, welcher weder als Transmission noch als Reflexion bezeichnet werden kann. Aus Mangel an anderen Erklärungen des Messprinzips nenne ich diese Form der Pulsoximetrie „**Circummissions-Pulsoximetrie**“.

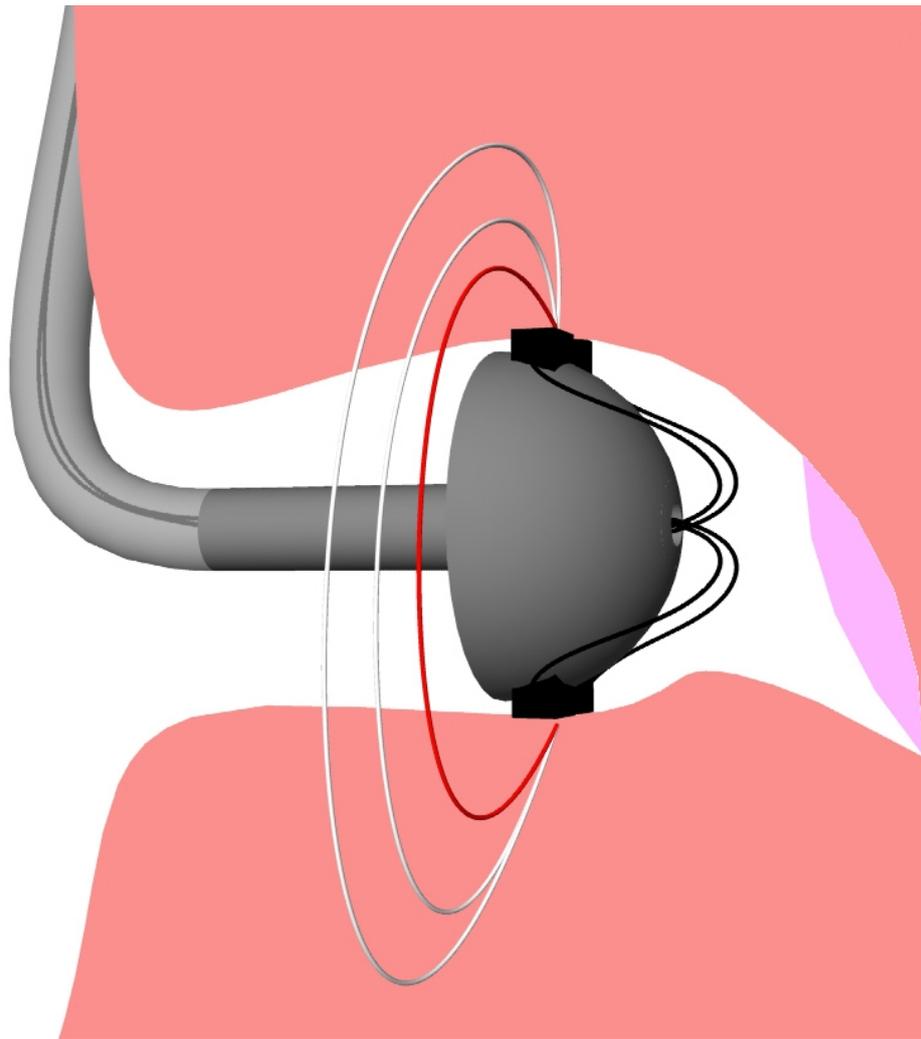


Abbildung 5.4: Querschnitt durch den äußeren Gehörgang: Mögliche Lichtwege durch das Gewebe. Der innerste, dominierende und damit für die Pulsoximetrie ausschlaggebende Strahlengang ist rot markiert.

Folgende Vorteile ergeben sich aus diesem Sensorkonzept:

- Die gemessenen Modulationstiefen sind durch den sehr langen Strahlengang vergleichbar mit denen am Finger.
- Störungen durch Bewegungsartefakte treten nur bei Bewegungen des Kiefers auf, beispielsweise beim Sprechen und Kauen. Bewegungen der Arme oder der Beine und auch Bewegungen des Rumpfes erzeugen wenig Störungen, sogar Kopfbewegungen beeinflussen den Sensor kaum.

- Die Anordnung des Emitters zum Empfänger sowie die Tatsache, dass sich nur sehr kleine bis gar keine Aussparungen im Sensorträger befinden, bewirkt eine sehr effektive Vermeidung von Shuntlicht. Das Licht kann niemals direkt von den LEDs zu der Fotodiode gelangen, ohne von Arteriolen moduliert zu werden.

Die **Circummissions-Pulsoximetrie** ermöglicht es, den äußeren Gehörgang der Pulsoximetrie zugänglich zu machen. Versuche anderer Forschungsgruppen, die zwar am gleichen Messort ihre Sensoren applizierten, aber keine Optimierung der Modulationstiefen durchführten und keine effektive Unterdrückung von Shuntlicht herstellen konnten, siehe auch [4, 13], waren nicht erfolgreich, bzw. haben sogar noch Probleme aus plethysmografischen Signalen die Herzfrequenz zu erkennen [48].

Mittels dieses Sensoraufbaus ist es jetzt möglich unter alltäglichen Bedingungen zuverlässig die arterielle Sauerstoffsättigung kontinuierlich zu erfassen, ohne den Benutzer in seiner Bewegungsfreiheit einzuschränken oder durch störende Sensorik zu beeinträchtigen.

5.5 Ergebnisse

Die Messung der Sauerstoffsättigung unter mobilen Bedingungen war im Rahmen dieser Arbeit nur unter Einschränkungen möglich, da bis jetzt noch kein mobiles Messgerät entwickelt werden konnte, welches den Sensor ansteuern und regeln kann. Die Entwicklung einer drahtlosen, also funkgestützten Technik ist aber prinzipiell mit Hilfe von Mikrocontrollern und intelligenter Ansteuerung des Sensors problemlos möglich. Alle Messungen des mobilen Sensors wurden deshalb unter Laborbedingungen mit dem stationären Forschungspulsoximeter der Firma Buschmann Labor- und Medizintechnik durchgeführt. Damit lassen sich die gewebsoptischen Grundlagen ausgezeichnet prüfen und bewerten.

5.5.1 Signaleigenschaften

Die Qualität eines Pulsoximetriesensors hängt von mehreren Faktoren ab, die sich in den Messsignalen widerspiegeln:

- **Höhe der Modulationstiefen:** Die Modulationstiefe hängt zwar in erster Linie von der Durchblutung des durchstrahlten Gewebes ab, dennoch ist ein Vergleich mit beispielsweise einem Fingersensor bei entsprechenden Rahmen-

bedingungen möglich. Je höher die Modulationstiefe ist, desto größer ist das Signal-zu-Rauschverhältnis und damit auch die Messgenauigkeit.

- **Bewegungsanfälligkeit der plethysmografischen Signale:** Je weniger ein Sensor auf Bewegungen reagiert, desto besser ist er für den mobilen Einsatz geeignet.
- **Verhinderung von Shuntlicht:** Die Unterdrückung von Shuntlicht zeigt sich in mehreren Variablen. Zum einen erhöht Shuntlicht bei üblichen Lichtwellenlängenpaaren die Hilfsvariable Ω , zum anderen werden die Modulationstiefen verringert. Ein kleines Ω und eine große Modulationstiefe sind demnach ein Indikator für eine gute Shuntlichtunterdrückung (siehe dazu auch Kapitel 6).
- **Streuung der Messwerte:** Eine geringe Streuung der Ω -Werte von Puls zu Puls, d. h. auf Einzelpulsebene, ist ein Beweis für ein gutes Messsystem, da äußere und innere Einflüsse durch die Sensorik minimiert werden.

Anhand dieser Punkte kann die Güte eines Pulsoximetriesensors gut objektiviert werden. Bei genauer Betrachtung zeigt sich, dass diese Faktoren in gewisser Weise voneinander abhängen. Dies bedeutet, dass mit diesen Größen das Gesamtbild betrachtet werden kann; einzelne Faktoren zu separieren, bzw. unabhängig zu betrachten, ist nicht sinnvoll.

Abbildung 5.5 zeigt die Modulationstiefen sowie das daraus errechnete Ω unter Ruhebedingungen und bei Bewegung. Unter Bewegung wird dabei das Verrichten von physikalischer Arbeit auf einem Stepper verstanden. Folgende Erkenntnisse können aus dem Diagramm abgeleitet werden:

- **Ω :** Die Hilfsvariable Ω ist sowohl unter Ruhebedingungen, als auch bei Bewegung konstant. Minimale Abweichungen entsprechen normalen Schwankungen und können im einfachsten Fall durch Mittelung oder durch aufwändige Algorithmen eliminiert werden. Der Wert des Ω beträgt ca. 0,5 und entspricht damit einer Sauerstoffsättigung von knapp 100%.
- **Höhe der Modulationstiefen:** Die Modulationstiefen sind mit ca. 2,5% bzw. 1,25% vergleichbar mit einem Fingersensor und belegen damit die hervorragenden Eigenschaften des Sensors.
- **Schwankung der Modulationstiefen:** Die Messung unter Ruhe zeigt nur Schwankungen, die durch die Atmung, d.h. durch die Ausdehnung der Lunge, entstehen. Bei körperlicher Betätigung treten größere Veränderungen in beiden Modulationstiefen auf, welche sich aber durch die Quotientenbildung bei der Berechnung dieser Hilfsvariable Ω nicht widerspiegeln. Dies zeigt, dass der

Sensor unter mobilen Bedingungen einsetzbar ist und trotz der Behinderung durch Bewegung gute Messwerte liefern kann.

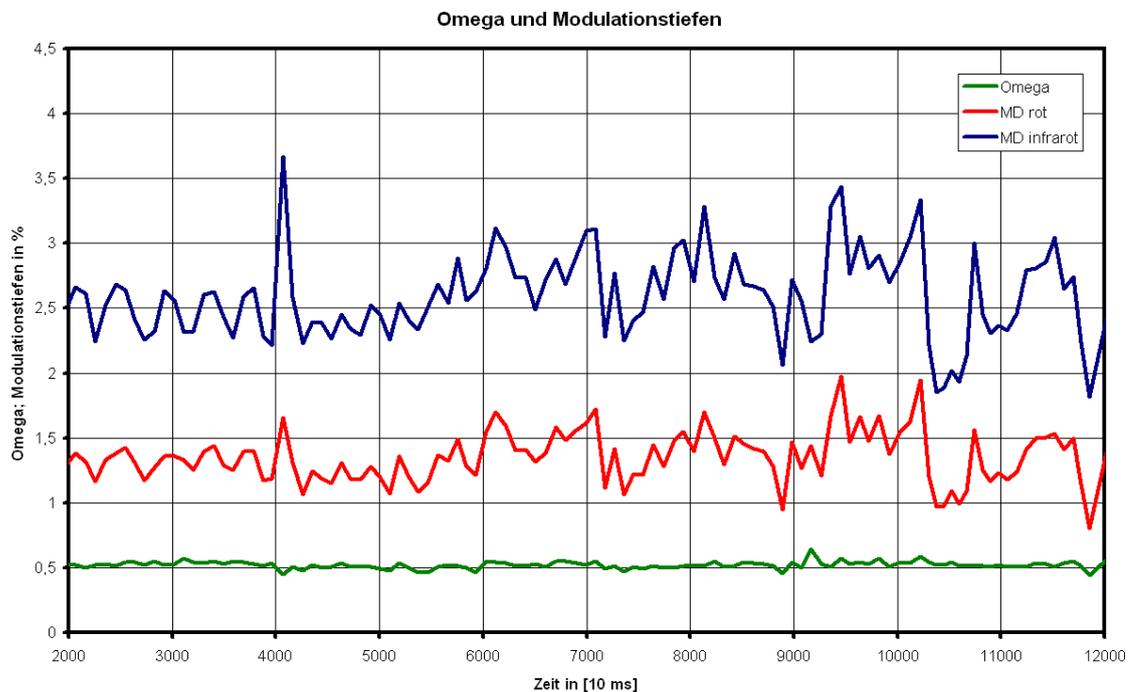


Abbildung 5.5: Modulationstiefen und Ω in Ruhe (Zeitindex: $2000 \leq t \leq 6000$) und während Bewegung (Zeitindex: $t > 6000$). Die aufmodulierten Schwingungen der Modulationstiefen werden durch die Atmung, bzw. die Ausdehnung der Lunge beim Atmen verursacht. Die Ausgabe erfolgt ungefiltert pro erfassten Herzschlag.

Den gefilterten Kurvenverlauf der beiden Messsignale (rot und infrarot) unter Ruhebedingungen zeigt Abbildung 5.6. Beide Signale besitzen annähernd Sinus-Charakteristik. Pro Puls wird ein Ω errechnet (grüner Wert zwischen 0,49 und 0,53). Die Modulationstiefen sind in der Tabelle unten links aufgeführt und weisen die Werte von 3,47% (infrarot) und 1,95% (rot) auf. Die Standardabweichung der errechneten Ω -Werte beträgt $\pm 0,01$.

Zur Illustration der auftretenden Lichtintensitäten in Abbildung 5.6 folgende Erklärungen: Der Strom, mit denen die LEDs betrieben werden, beträgt jeweils 500 mA. Die an der Fotodiode empfangenen Intensitäten lassen folgende Schlüsse hinsichtlich des so genannten minimalen, effektiven Lichtwegs zu:

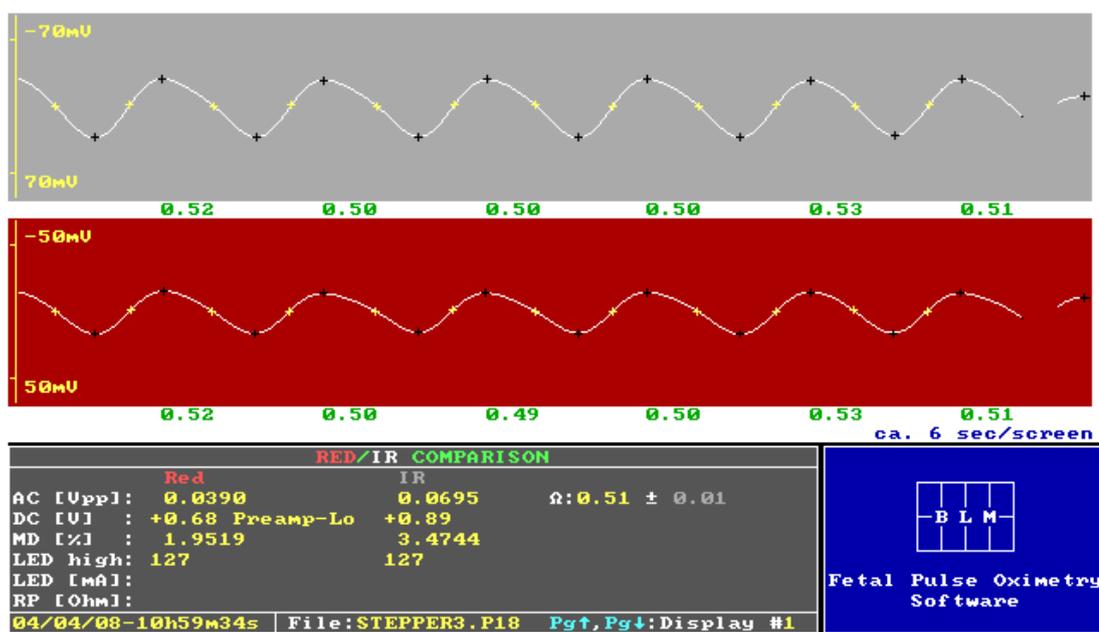


Abbildung 5.6: Geglätteter Kurvenverlauf des roten (unten) und infraroten (oben) Signals; Proband in Ruhe.

1. Der durch die besondere Anordnung der verwendeten Komponenten erzeugte Lichtweg ist lang; d. h. er verläuft im durchbluteten Gewebe im Vergleich zu anderen Sensortypen und -geometrien lange Strecke. Es wird also viel Licht im Gewebe absorbiert und resultiert in einem geringen Gleichanteil ($DC_{rot}=0,67\text{ V}$ und $DC_{ir}=0,89\text{ V}$, siehe Abbildung 5.6). Es erfolgt eine hohe Modulation durch arterielle Strukturen und bewirkt dadurch große AC-Anteile. Beide Effekte zusammen ergeben hohe Modulationstiefen von etwa 1% – 5%.
2. Der Lichtanteil, der durch nicht perfundiertes Gewebe verläuft, z. B. in der obersten Hautschicht, ist sehr gering: Der Anteil des Shuntlichts ist verschwindend klein.

Erklärend kann erneut der Lichtweg durch das Gewebe genannt werden: Wie bereits in Abbildung 5.4 gezeigt wurde, ist der Lichtweg von Emittor zu Empfänger theoretisch ein Halbkreis („Circummission“). Daraus folgt, dass erstens viel Licht im Gewebe absorbiert wird und nicht auf dem Empfänger auftrifft und zweitens kein Strahlengang existieren kann, der direkt von Emittor zu Empfänger verläuft (Shuntlicht). Dagegen hat der Anteil des Lichts, der am Empfänger ankommt, viele Gewebeschichtdicken durchstrahlt und ist dementsprechend stark gestreut und abgeschwächt.

5.5.2 Messungen bei Bewegung

Messungen bei erhöhter physikalischer Aktivität sollen die Anfälligkeit auf Störungen durch Bewegungsartefakte evaluieren. Abbildung 5.7 zeigt pro erkanntem Herzschlag die errechneten Ω -Werte – im Stehen, Steppen auf einem Hometrainer und wieder im Stehen. Wie bereits in Abbildung 5.5 demonstriert wurde, zeigen die Werte der Hilfsvariablen bei Bewegung zwar größere Schwankungen, der Durchschnitt verändert sich jedoch nicht signifikant. Der Durchschnitt der Ω -Werte in Ruhe beträgt bei dieser Messung 0,42 mit einer Standardabweichung von 0,038, bei Bewegung ist die Standardabweichung 0,043 um den Mittelwert 0,44. Diese auf den ersten Blick große Streuung – die Standardabweichung beträgt ca. 10% des Ω -Werts – ist nicht sonderlich verwunderlich, da die Daten auf Einzelpulsbasis ohne Mittelung aufgenommen wurden. Eine Glättung der Messwerte würden die Standardabweichung enorm reduzieren.

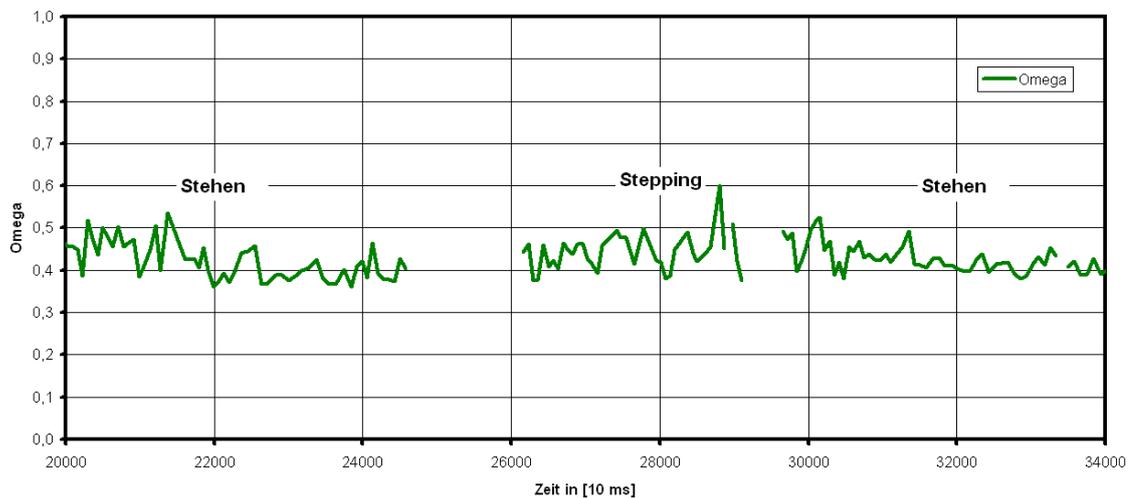


Abbildung 5.7: Ω -Werte in Ruhe, bei erhöhter physikalischer Aktivität und wieder unter Ruhebedingungen.

Anhand der beiden Diagramme (5.5, 5.7) wird deutlich, dass der Pulsoximetriesensor im äußeren Gehörgang nur sehr minimal durch die Körperbewegung des Benutzers beeinflusst wird – die perfekten Voraussetzungen für ein mobiles Monitoring im Alltag. Im Gegensatz dazu zeigen kommerziell erhältliche Transmissionsfingersensoren erhebliche Störungen, sobald sich der Benutzer bewegt. Die Signale werden derart verfälscht, dass die Algorithmen nicht mehr in der Lage sind, die Pulswellen eindeutig zu erkennen, siehe Abbildung 5.8.

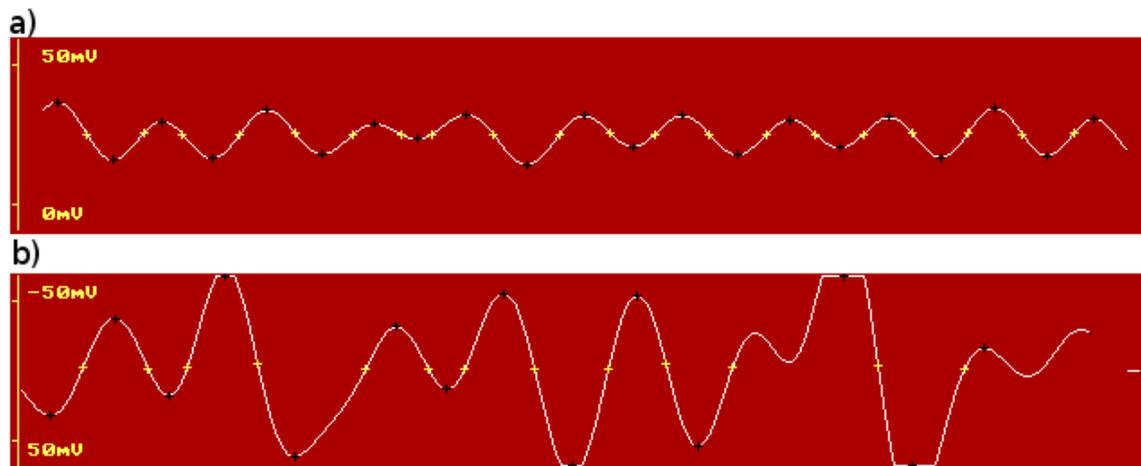


Abbildung 5.8: Physikalische Aktivität auf einem Hometrainer: a) Sensor im äußeren Gehörgang; b) Fingersensor.

5.5.3 Einschränkungen der mobilen Pulsoximetrie

Trotz der sehr geringen Anfälligkeit auf Bewegungsartefakte durch die Sensorik, können Störungen bei der kontinuierlichen Messung im Alltag entstehen. Diese werden vor allem durch Bewegungen des Unterkiefers und damit Bewegungen des Gehörgangs erzeugt. So können alle Art von Kauen, Sprechen, Singen usw. die Messung im äußeren Gehörgang sehr erschweren.

Durch die Bewegung des Unterkiefers wird – für jedermann deutlich spürbar – der Gehörgang verformt und verzogen. Diese Änderungen des umliegenden Gewebes beeinflussen die Strahlengänge und Lichtbrechungen und somit auch die Pulsoximetrie im äußeren Gehörgang enorm. Diese Einschränkung muss für einen mobilen Einsatz unbedingt bedacht und berücksichtigt werden.

Bei diesen Betrachtungen muss bedacht werden, dass es für die Auswertung der Sauerstoffsättigung vollkommen ausreicht, wenn alle 20 s ein bis zwei Pulse ungestört erfasst werden können, um die Sauerstoffsättigung zu berechnen, da sich diese nicht so schnell verändert. Alle weiteren Messwerte stellen nur eine Redundanz und damit Verifizierung der Messpunkte dar, welche theoretisch aber unnötig sind.

Als Lösungsansatz wäre eine Kombination des Gehörgangssensors mit einem zweiten Pulsoximetriesensor denkbar, der beispielsweise am Ohrläppchen appliziert wird. So können immer die weniger gestörten Signale eines Sensors für die Berechnung der Sauerstoffsättigung herangezogen werden. Bewegt sich der Benutzer, so kann der Gehörgangssensor ohne Probleme Messwerte erfassen; isst oder spricht der Benut-

zer, so wird meist der Kopf wenig bewegt und der Sensor am Ohrläppchen kann die benötigten validen Messwerte liefern. Somit ist zwar die Überwachung der Sauerstoffsättigung noch nicht kontinuierlich, aber auf jeden Fall annähernd lückenlos. Nur im Zustand von starker Bewegung des Körpers und zusätzlicher Bewegung des Unterkiefers wird eine Messung unmöglich.

Eine weitere Möglichkeit ergibt sich durch einen Bewegungssensor, welcher in der Auswerteeinheit hinter dem Ohr platziert wird. Über den Sensorträgerformschlauch werden Kieferbewegungen auch hinter dem Ohr erkannt. Somit können verschiedene Bewegungen detektiert werden, die dann in speziellen Algorithmen bei der Berechnung der Sauerstoffsättigung berücksichtigt werden.

5.6 Zusammenfassung

Mit Hilfe der Sensor-Plattform wird der äußere Gehörgang der Pulsoximetrie zugänglich gemacht. Der eingesetzte Lichtweg zeigt einen für die Pulsoximetrie ungewöhnlichen Strahlengang auf. Für diese Art der Pulsoximetrie, bei der Gewebe den Sensor umschließt, wird die Bezeichnung **Circummissions-Pulsoximetrie** vorgeschlagen.

Der Gehörgangssensor zeigt bei vielen Versuchen nicht nur mit Fingersensoren vergleichbare Signaleigenschaften (hohe Modulationstiefen), er besitzt zusätzlich den Vorteil, dass Bewegungsartefakte kaum aufgenommen werden. Durch diese Eigenschaft eignet sich der Sensor besonders gut für den mobilen Einsatz – besser als ein Fingersensor – da zusätzlich der Tragekomfort erheblich höher ist und der Benutzer deutlich weniger behindert wird.

Bei der Bestimmung der arteriellen Sauerstoffsättigung mittels Pulsoximetrie können neben der bekannten Fehleranfälligkeit durch Dyshämoglobinfractionen auch Störungen durch Bewegungsartefakte auftreten. Allen Pulsoximetriesensoren ist gemein, dass sie durch Bewegungen empfindlich gestört werden können; im Gegensatz zu herkömmlichen Sensoren ist der Gehörgangssensor jedoch wenig sensitiv auf Bewegungen des Körpers und der Extremitäten. Allein Unterkieferbewegungen, wie sie durch Sprechen, Gähnen und Kauen entstehen, verursachen Artefakte im Gehörgang. Durch einen zusätzlichen Pulsoximetriesensor beispielsweise am Ohrläppchen könnte Redundanz geschaffen werden: Durch die Wahl des weniger gestörten Sensors als Quelle für das Pulsoximetriesignal könnten die Ausfallzeiten deutlich reduziert werden, eventuell ist sogar eine lückenlose Erfassung der Sauerstoffsättigung möglich.

Andere Fehlerquellen, die bei der Pulsoximetrie auftreten können, werden durch die Sensor-Plattform und das Messprinzip weitgehend unterdrückt. Mangelnde Perfusion des Gewebes am Messort (z. B. durch Kälte) konnte bis jetzt bei keiner Messung beobachtet werden. Ebenfalls sollte bei zentralisierten Personen der Gehörgang weiterhin mit Blut versorgt werden, so dass eine Messung auch dann möglich ist, wenn andere Pulsoximetriesensoren längst nicht mehr messen können.

Eine Störung der Berechnung der Sauerstoffsättigung durch Shuntlicht wird durch das verwendete Messprinzip, die Circummissions-Pulsoximetrie, weitgehend verhindert. Der Sensoraufbau und die sehr lange Wegstrecke, die das Licht im Gewebe zurücklegen muss, unterbinden sehr effektiv Shuntlicht und führen deshalb zu einer genaueren Bestimmung der Sauerstoffsättigung, als sie bis jetzt bei Fingersensoren erreicht werden kann. Der Vorteil dieser extrem shuntlichtarmen Technologie muss jedoch mit einem vergleichbar höheren Stromverbrauch bezahlt werden – Gehörgangssensoren benötigen um bis zu 100 mal mehr Strom als beispielsweise Fingersensoren. Gerade für einen kontinuierlichen, mobilen Einsatz ist dieser Nachteil noch eine Hürde, Lösungen sind aber durchaus denkbar.

In vielen Bereichen können Benutzer von mobiler Pulsoximetrie profitieren: In allen Situationen, bei denen es zu einem verminderten Sauerstoffpartialdruck kommen kann, stellt die Erfassung der Sauerstoffsättigung des Blutes ein wichtiges Werkzeug zur Vermeidung von Unfällen dar. Beispielsweise Taucher, Piloten und Feuerwehrleute sind solchen Gefahren ausgesetzt.

Krankheiten, bei denen der Übergang des Sauerstoffs der Luft bis hin zu den Zellen in irgendeiner Weise gestört ist, können mit lückenloser Erfassung der Sauerstoffsättigung vielleicht frühzeitig, bzw. früher als heutzutage erkannt werden. Für Menschen, die an COPD oder Asthma leiden, Herz-Kreislauf-Probleme oder ähnliche Krankheitsbilder besitzen, könnte dies von großem Vorteil sein.

Für den neuartigen Pulsoximetriesensor zeigen sich aber noch mehr Gebiete auf, welche nicht direkt im Voraus bedacht wurden: Das Monitoring des Schlafapnoe-Syndroms oder als Überwachung von Neugeborenen, bei denen Verdacht auf SIDS (englisch: *Sudden Infant Death Syndrom*) besteht. Neben allen genannten möglichen Anwendungen werden sich noch viele weitere Bereiche ergeben. Der Umstand, dass bis jetzt noch kein kontinuierliches Monitoring im Alltag durchgeführt werden konnte, zeigt, dass es schon jetzt kaum möglich ist das Potential der Entwicklung in vollem Umfang abzuschätzen.

6 Shuntlicht als Fehlerquelle in der Pulsoximetrie

James Reuss *et al.* [39] zeigte, dass bei Reflexionssensoren die Weglänge zwischen Sender und Empfänger bei der Bestimmung der Sauerstoffsättigung von großer Bedeutung ist. Er betrachtete diesen Effekt im Zusammenhang mit Lichtstreuung im Gewebe.

Auch Katsuyuki Miyasaka stellte die Frage, warum die Pulsoximetrie einerseits seit Jahren bestens funktioniert und dementsprechend eingesetzt wird, andererseits immer noch nicht alle Effekte und Mechanismen verstanden wurden [36]. Vor allem der Unterschied zwischen der Theorie und der praktischen Anwendung bzw. Kalibrierung wird als ungenügend erforscht bezeichnet. Viele weitere Forschungsgruppen haben sich seit der Entdeckung der Pulsoximetrie mit diesen Diskrepanzen beschäftigt.

In Kapitel 5.1.2 wurde bereits beschrieben, dass Shuntlicht die Messung nicht nur stören oder verhindern kann, sondern sogar die Messwerte verfälscht. Problematisch ist dabei, dass Shuntlicht in keiner Weise detektiert und somit rechnerisch nicht eliminiert werden kann. Nur durch ein sehr gutes Sensordesign, das auf die Vermeidung von Shuntlicht größten Wert legt, ist es möglich, Shuntlicht technisch soweit zu unterdrücken, dass sinnvolle und vor allem genaue Messungen durchführbar werden.

Anhand einiger Untersuchungen – vor allem auch mit den neuen Circummissionsensoren – sowie unterschiedlichen Messreihen soll hier demonstriert werden, dass auch bei klassischen Fingersensoren, die als Transmissionssensoren bis jetzt als shuntlichtfrei, bzw. shuntlichtarm galten, Shuntlicht auftritt.

Die durchgeführten Untersuchungen zeigen, dass bei nahezu allen heutzutage existierenden Pulsoximetriesensoren die errechneten Sauerstoffsättigungswerte durch Shuntlicht verfälscht werden. Wegen dieses Umstands werden Pulsoximetriesensoren an großen Probandenkollektiven und nicht rechnerisch – d. h. theoretisch – kalibriert. Es wird also mehr oder weniger unbewusst Shuntlicht mit einbezogen, wodurch zwar bei einem Großteil der Patienten eine realistische Sauerstoffsättigung angezeigt wird,

es aber auch zu unerwünschten Fehlinterpretationen kommen kann.

Es werden unterschiedliche Aspekte diskutiert, welche alle in dieselbe Richtung deuten, nämlich dass Shuntlicht in praktisch allen Pulsoximetriesensoren eine Rolle spielt. Dies lässt sich zwar nicht eindeutig beweisen, die Wahrscheinlichkeit hierfür ist aber auf der Basis der Untersuchungen sehr, sehr hoch.

Wird die Abweichung der Sauerstoffsättigung betrachtet, die durch Shuntlicht verursacht werden, so zeigt sich, dass sich zwar die Ω -Werte durch Shuntlicht verändern, dies aber meist nur geringe Auswirkungen auf die angezeigte Sauerstoffsättigung hat. So ist die Abweichung in einem geringen Bereich, den der betreuende Arzt meist für irrelevant erachtet. Vor allem bei Messungen an gesunden Probanden, d. h. bei einer Sauerstoffsättigung von annähernd 100 %, ist eine Abweichung von zwei bis drei Prozent durchaus tolerierbar.

6.1 Shuntlicht – theoretischer Hintergrund

Shuntlicht lässt sich als ein additiver Term zum Gleichanteil (DC) verstehen, da Shuntlicht per Definition keinen pulsatilen Anteil besitzt. Auch kann vorausgesetzt werden, dass Shuntlicht keine nennenswerte spektrale Abhängigkeit aufweist, da nicht durchblutetes Gewebe kaum Farbstoffe enthält. Somit kann es in beiden verwendeten Wellenlängen als gleich groß angesehen werden. Diese Annahme ist durchaus plausibel, da Shuntlicht vom Emitter zum Empfänger über eine „lichtleitende“ oder streuende Struktur gelangt, welche keine „einfärbende“ Charakteristik besitzt, d. h. spektral neutral ist. Somit ergibt sich für das Ω unter Einbeziehung des Shuntlichts, also für das Ω_{shunt} :

$$\Omega_{shunt} = \frac{MD_{rot,shunt}}{MD_{ir,shunt}} = \frac{\frac{AC_{rot}}{DC_{rot+Shunt}}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir+Shunt}}} \quad (6.1)$$

Für alle nachstehenden mathematischen Betrachtungen werden folgende Voraussetzungen angenommen: Die beiden Extremwerte des Ω – 100 % und 0 % Sauerstoffsättigung – werden für die Wellenlängen 730 nm (rot) und 880 nm (infrarot) berechnet. Anhand Abbildung 6.1 werden Zahlenwerte erarbeitet, welche die Größenverhältnisse der Messgrößen widerspiegeln (Tabelle 6.1):

Es folgt eine kurze Erklärung für die Abschätzungen bei 100 % Sauerstoffsättigung: 100 % SaO₂ heißt, dass ausschließlich oxigeniertes Hämoglobin vorhanden ist; redu-

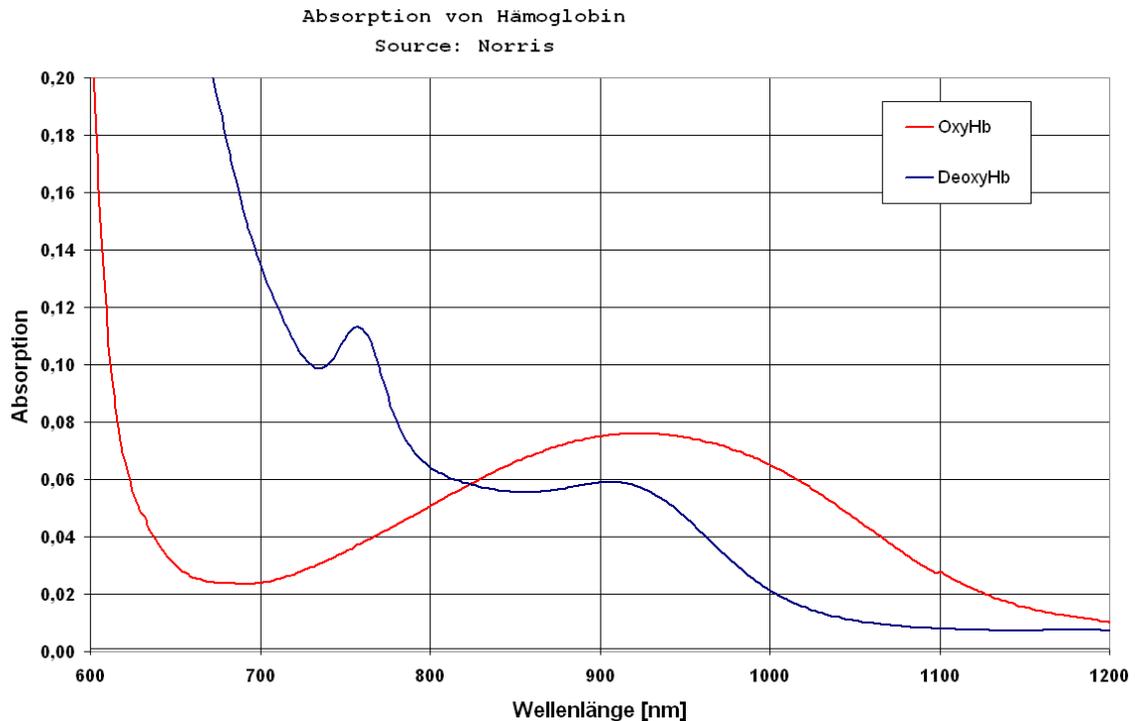


Abbildung 6.1: Spektrale Absorptionskoeffizienten von oxigeniertem und deoxigeniertem Hämoglobin

ziertes Hämoglobin liegt nicht vor. Auf der Basis der spezifischen spektralen Absorptionskoeffizienten (Abbildung 6.1) wird im infraroten Bereich mehr Licht absorbiert als im roten: Der DC_{ir} ist kleiner als der DC_{rot} .

Die Größenverhältnisse für die Wechselanteile werden wie folgt verdeutlicht: Der AC ist per Definition die Differenz zwischen I_{max} und I_{min} (I ist die Lichtintensität, welche am Empfänger ankommt). Hat ein Material eine sehr hohe Absorption, z. B. Alufolie, so ist die Differenz aus „Alufolie“ und „wenig Alufolie“ sehr groß. Wird dagegen ein Stoff verwendet, welcher nur wenig Licht absorbiert, ist die Differenz dementsprechend gering. In Analogie dazu und unter Berücksichtigung der Tatsache, dass oxigeniertes Hämoglobin im roten Spektralbereich weniger absorbiert als im infraroten, kommt der Größenunterschied für die Wechselanteile zustande.

Da die Modulationstiefe durch den Quotienten des Wechsel- und Gleichanteils definiert wird, ergibt sich das in Tabelle 6.1 gezeigte Verhältnis. Für 0% Sauerstoffsättigung sind die Überlegungen analog und genau umgekehrt. Der Grund für das inverse Verhalten liegt darin, dass in diesem Fall nur deoxigeniertes Hämoglobin einen Beitrag zu den errechneten Werten leistet und somit nur dessen spektrale

100 % Sauerstoffsättigung $\Rightarrow \Omega = 0,5$	0 % Sauerstoffsättigung $\Rightarrow \Omega = 3,5$
$DC_{ir} < DC_{rot}$ $AC_{ir} > AC_{rot}$ $\Rightarrow MD_{ir} > MD_{rot}$	$DC_{ir} > DC_{rot}$ $AC_{ir} < AC_{rot}$ $\Rightarrow MD_{ir} < MD_{rot}$
$DC_{rot} = 4$ $DC_{ir} = 3$ $AC_{rot} = 0,02$ $AC_{ir} = 0,03$ $MD_{rot} = 0,5\%$ $MD_{ir} = 1\%$	$DC_{rot} = 3$ $DC_{ir} = 3,5$ $AC_{rot} = 0,06$ $AC_{ir} = 0,02$ $MD_{rot} = 2\%$ $MD_{ir} = 0,57\%$

Tabelle 6.1: Voraussetzung für die theoretischen Beispiele; die Zahlenwerte wurden an typische, reale Messungen angelehnt.

Absorption zur Geltung kommt.

Durch Gleichung 6.1 kann mit den postulierten Werten aus Tabelle 6.1 die Abhängigkeit der Hilfsvariablen Ω vom Shuntlicht gezeigt werden. Wird das Ω gegen steigendes Shuntlicht aufgetragen, so ergibt sich für die angenommenen Werte bei $SaO_2 = 100\%$ ein Kurvenverlauf gemäss Abbildung 6.2.

Der Ω -Wert steigt mit wachsendem Shuntlicht an, d. h. die vorherrschende Sauerstoffsättigung wird unterschätzt. Aus medizinischer Sicht ist eine Unterschätzung der SaO_2 wegen der Alarmwirkung günstiger, also weniger gefährlich als eine Überschätzung.

Wird für dieselbe Funktion das Ω bei einer Sauerstoffsättigung von 0% angezeigt, so ändert sich das Krümmungsverhalten der Kurve (Abbildung 6.3).

Anhand der beiden Abbildungen (6.2, 6.3) wird gezeigt, dass erstens Shuntlicht die Ω -Werte verfälscht und zweitens bei dem verwendeten Lichtwellenlängenpaar hohe Sauerstoffsättigungen unterschätzt und niedrige überschätzt werden. Dabei kann

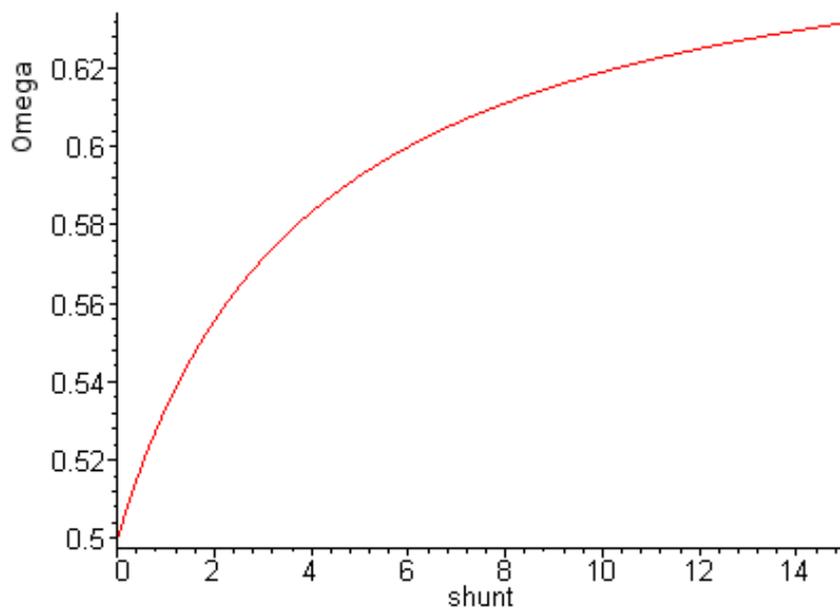


Abbildung 6.2: 100 % SaO₂: Das Ω steigt mit zunehmendem Shuntlicht an.

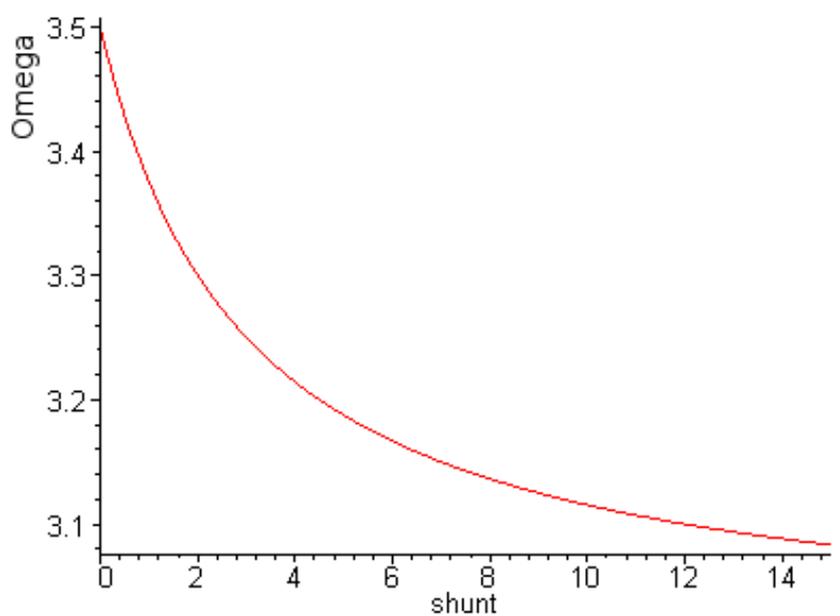


Abbildung 6.3: 0 % SaO₂: Das Ω fällt mit zunehmendem Shuntlicht ab.

gerade letzteres fatale Folgen mit sich bringen, da die O₂-Unterversorgung nicht in dem Maße angezeigt wird, wie sie eigentlich vorliegt.

Den unterschiedlichen Kurvenverläufen liegt eine einfache mathematische Erklärung zu Grunde. Für die Herleitung wurden folgende Annahmen getroffen:

- Wechsel- und Gleichanteile werden als konstant angenommen, d. h. sie verändern sich während der Betrachtung nicht.
- Der Empfänger kann beliebig hohe Lichtströme erfassen.
- Die beiden LEDs haben eine identische Lichtleistung; die Wechsel- und Gleichanteile unterscheiden sich nur anhand der verschiedenen spektralen Absorptionen des Hämoglobins.

Wird in Gleichung 6.1 der Doppelbruch aufgelöst, so ergibt sich folgender Term:

$$\Omega_{shunt} = \frac{AC_r}{AC_{ir}} \cdot \frac{DC_{ir} + Shunt}{DC_r + Shunt} \quad (6.2)$$

Der Faktor mit den Wechselanteilen stellt einen konstanten Faktor dar, welcher vom Shuntlicht unabhängig ist. Diesem Wert nähert sich Ω_{shunt} bei ansteigendem Shuntlicht asymptotisch an, da für den zweiten Faktor gilt:

$$\lim_{Shunt \rightarrow \infty} \frac{DC_{ir} + Shunt}{DC_r + Shunt} = 1 \quad (6.3)$$

Die Richtung, von der sich das Ω an den Wert $\frac{AC_r}{AC_{ir}}$ annähert, wird durch das Größenverhältnis der beiden Gleichanteile festgelegt. Ist DC_r größer als DC_{ir} , so nimmt das Ω durch Shuntlicht zu; die Kurve nähert sich von unten an, wie in Abbildung 6.2. Bei $DC_r < DC_{ir}$ fällt das Ω dementsprechend ab.

Der Größenunterschied der Gleichanteile wird von allen konstanten Anteilen des durchstrahlten Gewebes bestimmt, wobei aber vor allem die Absorption des Bluts gegenüber der Haut und anderen konstanten Faktoren überwiegt. Ist die Absorption im infraroten Spektralbereich größer als im roten, so ist der rote Gleichanteil größer als der infrarote und das Ω steigt durch Shuntlicht an. In diesem Fall bezeichnet man die Steigung der Absorption als positiv mit zunehmender Wellenlänge. Negative Steigung ist dementsprechend invers definiert.

Auf diese Weise lassen sich die unterschiedlichen Verläufe der Ω -Werte erklären, die bei den Wellenlängen 740 nm und 880 nm bei verschiedenen Sauerstoffsättigungen unter Shuntlicht entstehen. Da bei 0% Sauerstoffsättigung nur deoxygeniertes Hämoglobin vorkommt, wird nur der Verlauf der Absorptionskoeffizienten des deoxygenierten Hämoglobins betrachtet. Die Steigung der Absorption ist negativ – siehe auch Abbildung 6.1 – das Ω fällt also durch steigendes Shuntlicht ab. Bei 100% Sauerstoffsättigung ist nur oxigeniertes Hämoglobin vorhanden; die Steigung der Absorption ist positiv und deshalb steigt das Ω durch Shuntlicht an.

Zusammengefasst gilt nun folgendes: Steigt die Absorption mit zunehmender Wellenlänge an, so steigt auch das Ω durch wachsendes Shuntlicht an; fällt die Absorption ab, fällt auch das Ω bei zunehmendem Shuntlicht ab. Für diese Betrachtung der Steigungen der Absorptionen muss die Summe der Produkte $c_{Hb} \cdot \epsilon_{Hb}$ aller vorkommenden Hämoglobinfraktionen bei den beiden Wellenlängen beachtet werden.

Die Tatsache, dass diese Aussage nicht nur bei den obigen Annahmen gilt, wird nun gezeigt: Unter normalen Voraussetzungen kann nicht davon ausgegangen werden, dass beide LEDs die selbe Lichtleistung liefern und dass die Fotodiode keine spektrale Abhängigkeit aufweist. Des Weiteren werden die LEDs meist so geregelt, dass die Fotodiode in ihrem optimalen Bereich liegt und keinesfalls übersteuert wird. Von Wilber [50] wurde vorgeschlagen, durch Regelung dafür zu sorgen, dass die Gleichanteile über einen Zeitraum von mehreren Pulsen auf der Seite des Fotoempfängers gleich groß bleiben. Damit sollte erreicht werden, dass nur noch die Wechselanteile für die Pulsoximetrie relevant sind. Auf den ersten Blick ist es naheliegend zu vermuten, dass damit auch die Shuntlichtprobleme gelöst wären. Im Folgenden wird gezeigt, dass dies so nicht zutrifft.

Durch das Ausregeln der Gleichanteile ($DC_{rot} + Shunt = DC_{ir} + Shunt$) kürzt sich in Gleichung 6.2 der zweite Bruch zu eins und der Ω -Wert wäre vom Shuntlicht unabhängig. Leider ist dem nicht so. Zur Erklärung dieses Sachverhalts wird eine neue Variable eingeführt: $DC_{FD,x}$ bezeichnet den Gleichanteil für die Wellenlänge x aus Sicht der Fotodiode. Dieser wird durch $DC_{FD,x} = DC_x + Shunt$ definiert. Zur Erinnerung, DC_x bezeichnet den Lichtstrom der Wellenlänge x , der ohne Shuntlicht bei der Fotodiode ankommen würde. Dieser ist bei unterschiedlicher Absorption bei zwei Wellenlängen verschieden ($DC_r \neq DC_{ir}$).

Der zweite Bruch wird aus Gleichung 6.2 eliminiert, indem der Quotient der beiden Gleichanteile gleich eins gesetzt wird:

$$\frac{DC_{FD,ir}}{DC_{FD,r}} \stackrel{!}{=} 1 \quad (6.4)$$

Um dies zu erreichen wird die ausgestrahlte Lichtintensität von einer der beiden LEDs mit dem Faktor a multipliziert; in diesem Fall der Lichtstrom der infraroten LED. In der Praxis wird dies durch die Regulierung des Stroms für die LEDs eingestellt:

$$\frac{DC_{FD,ir}}{DC_{FD,r}} = \frac{a \cdot (DC_{ir} + Shunt)}{DC_r + Shunt} \quad (6.5)$$

Für a ergibt sich aus den Gleichungen 6.4 und 6.5 der Wert $a = \frac{DC_r + Shunt}{DC_{ir} + Shunt}$. Mit diesem Faktor wird aber auch der Wechselanteil AC_{ir} multipliziert, da folgendes gilt:

$$\begin{aligned} I_{out,max} - I_{out,min} &= AC \\ a \cdot I_{out,max} - a \cdot I_{out,min} &= a \cdot AC \end{aligned} \quad (6.6)$$

Somit ergibt sich jetzt für das Ω_{shunt} :

$$\Omega_{shunt} = \frac{AC_r}{a \cdot AC_{ir}} \cdot 1 \quad (6.7)$$

Wird jetzt der Faktor a in die Gleichung 6.7 eingesetzt, so ergibt sich wieder die Gleichung 6.2. Es zeigt sich, dass es zur Beseitigung des Shuntlichtproblems keinen Sinn macht, die Gleichanteile der beiden Wellenlängen abzugleichen. Der Einfluss des Shuntlichts bleibt bestehen.

Das Shuntlicht kann nur unter ganz bestimmten Voraussetzungen vernachlässigt werden. Ist die Absorption in beiden Spektralbereichen identisch, kann auch Shuntlicht keine Veränderungen des Ω -Wertes bewirken. Dies kann beispielsweise bei einer ganz bestimmten Sauerstoffsättigung auftreten. Bei den Wellenlängen 740 nm und 880 nm wäre das Ω bei ca. 51% Sauerstoffsättigung eins, d. h. die Absorptionen der beiden Spektralbereiche gleichen sich. In diesem Fall kann Shuntlicht das Ω nicht verändern.

Unter der Voraussetzung, dass Shuntlicht eine spektrale Abhängigkeit aufweist, ergibt sich für das Ω ein unterbestimmtes Gleichungssystem (zu wenige Gleichungen für zu viele Unbekannte), welches bekanntlich mathematisch nicht gelöst werden kann. Grafisch wird dies in Abbildung 6.4 gezeigt. Das Ω wird durch das Größenverhältnis von rotem und infrarotem Shuntlicht beeinflusst und kann dadurch sowohl

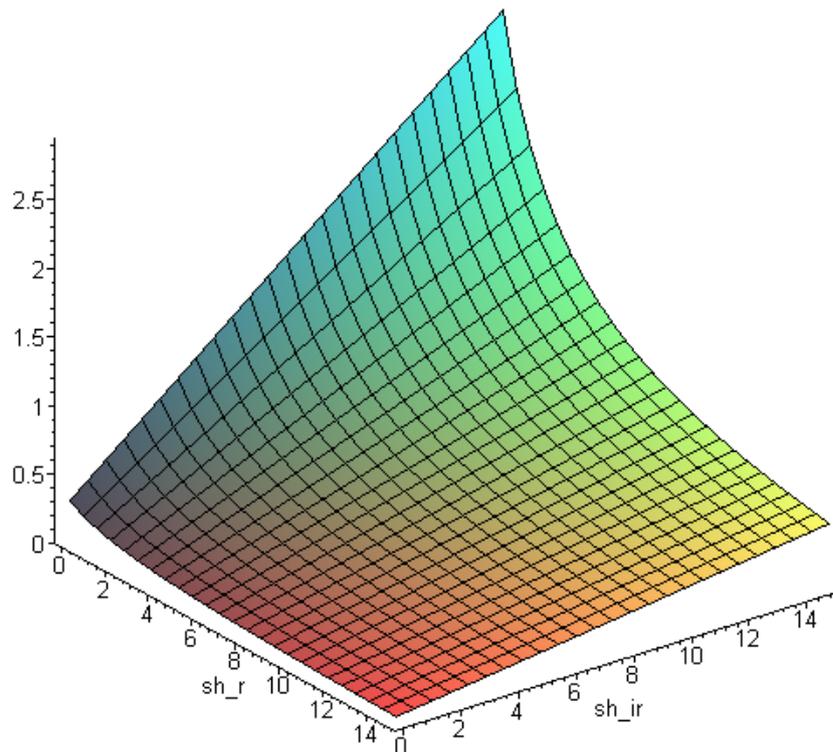


Abbildung 6.4: Veränderung des Ω bei 100 % SaO₂ durch Shuntlicht, welches eine spektrale Abhängigkeit aufweist. Nach oben ist das Ω angetragen, die beiden anderen Achsen beinhalten das Shuntlicht rot (sh_r) und infrarot (sh_{ir}).

vergrößert als auch verkleinert werden. Die Hypothese, dass Shuntlicht eine spektrale Abhängigkeit aufweist, ist jedoch weder plausibel noch nachweisbar und wird deshalb nicht weiter berücksichtigt.

6.2 Multispektrale Betrachtung des Shuntlichts

Die Pulsoximetrie verwendet fast ausnahmslos zwei Lichtwellenlängen für die Bestimmung der Sauerstoffsättigung; als Lichtquellen werden meist LEDs benutzt. Die

„rote“ LED, kommt dabei mit ihrer Zentralwellenlänge in einem Bereich von 660 nm bis ca. 760 nm zu liegen, die „infrarote“ ab 810 nm bis 940 nm. Es ist aber auch eine Zentralwellenlänge von bis zu 1050 nm denkbar.

Mittels Gleichung 5.7 und den spektralen Absorptionskoeffizienten aus Abbildung 6.1 kann für eine Sauerstoffsättigung von 100% das Ω berechnet werden. Somit erhält man für jedes beliebiges Wellenlängenpaar (rot zu infrarot) einen theoretischen Ω -Wert. Diese Werte wurden mit einem Multiwellenlängen-Fingersensor an drei Personen mit insgesamt elf Messungen überprüft und verglichen.

In Tabelle 6.2 werden die errechneten und die gemessenen Werte für insgesamt 15 verschiedene Wellenlängenpaare verglichen. Dabei zeigt sich, dass die errechneten Ω in 13 Fällen kleiner als die gemessenen Werte sind. Allein bei den Wellenlängenpaaren 880 nm – 1050 nm und 940 nm – 1050 nm verhält sich das Größenverhältnis invers.

Wellenlängenpaare		660nm	740nm	810nm	880nm	940nm	1050nm
660nm	errechnet	1	0.889	0.536	0.401	0.384	0.615
	gemessen	-	0.958	0.624	0.541	0.597	0.844
740nm	errechnet		1	0.603	0.451	0.431	0.691
	gemessen		-	0.688	0.610	0.654	0.913
810nm	errechnet			1	0.747	0.716	1.146
	gemessen			-	0.880	0.948	1.308
880nm	errechnet				1	0.958	1.534
	gemessen				-	1.079	1.495
940nm	errechnet					1	1.601
	gemessen					-	1.386

Tabelle 6.2: Unterschiede zwischen errechneten und gemessenen Ω -Werten bei verschiedenen Wellenlängenpaaren.

Wie bereits oben diskutiert wird durch vorherrschendes Shuntlicht der Ω -Wert bei wachsender Absorption mit steigender Wellenlänge nach oben verändert. Bei dem Wellenlängenpaar 880 nm – 1050 nm und 940 nm – 1050 nm fällt die Absorption bei steigender Wellenlänge ab, der Ω -Wert wird nach unten verändert. Bei allen 13 anderen Paaren ist dies nicht der Fall. Mit diesem Versuch zeigt sich also eine Diskrepanz zwischen errechnetem und gemessenem Ω und weist damit erneut darauf hin, dass Shuntlicht bei Transmissionsfingersensoren auftritt.

6.3 Einfluss der Lichtweglänge

Wie bereits in Tabelle 5.1 auf Seite 45 veranschaulicht wurde, kann durch die Verlängerung des Strahlengangs im Gewebe die Wahrscheinlichkeit verringert werden, dass Shuntlicht auftritt. Anhand einfacher Experimente wird hier gezeigt, dass die Veränderung des Lichtwegs das Ω beeinflusst. Ist der Lichtweg klein, so steigt das Ω bei dem Wellenlängenpaar 740 nm - 880 nm an; ein Effekt der auf die Existenz von Shuntlicht hindeuten kann, wie bereits mehrfach in den vorangegangenen Kapiteln gezeigt wurde.

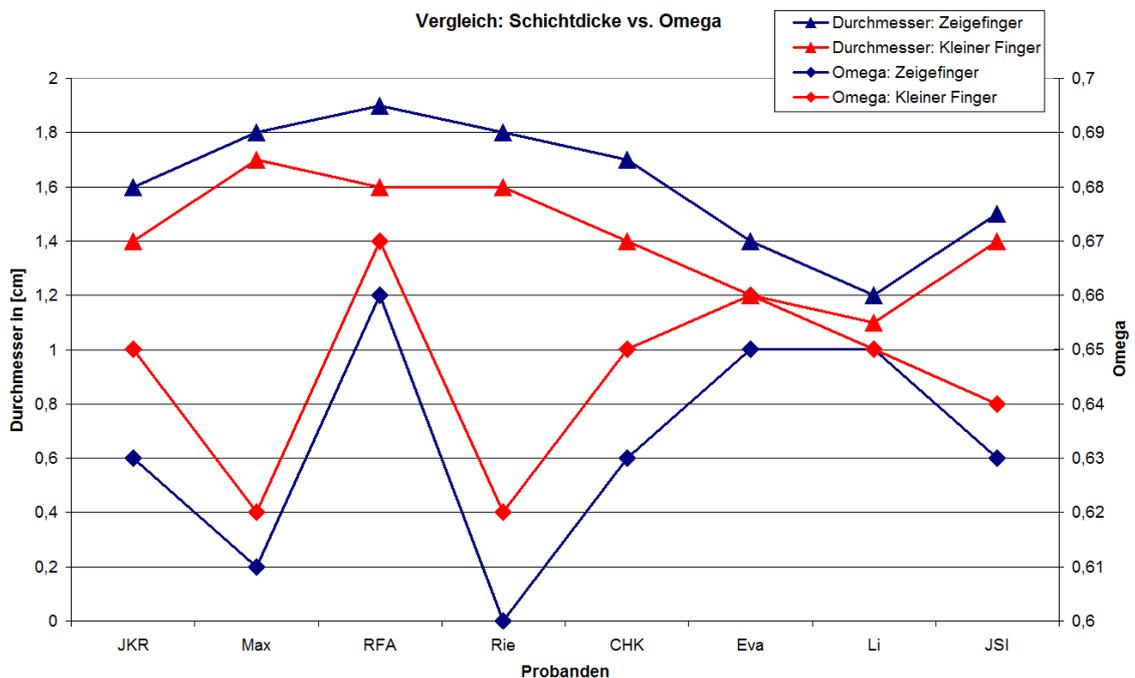


Abbildung 6.5: Vergleich zwischen Gewebeschichtdicke und Ω

Am leichtesten kann ein Vergleich zweier verschiedener Gewebeschichtdicken am Zeigefinger und dem kleinen Finger einer Person dargestellt werden. Abbildung 6.5 zeigt bei insgesamt acht Probanden die Ω -Werte, gemessen an Zeigefinger und am kleinen Finger; dazu wird ebenfalls der „Durchmesser“ (Fingerdicke von oben nach unten gemessen) der beiden Finger dargestellt. Als Sensor wurde ein handelsüblicher Transmissionsfingersensor verwendet. Es wird ersichtlich, dass einerseits die Ω -Werte von Person zu Person variieren, andererseits aber auch – bis auf eine Ausnahme – zwischen Zeigefinger und kleinem Finger eine Differenz auftritt, wobei der Ω -Wert am Zeigefinger immer kleiner ist als am kleinen Finger. Die Messung wurde

dabei direkt hintereinander durchgeführt, sodass eine Veränderung der Sauerstoffsättigung unwahrscheinlich ist. Die Abbildung zeigt aber auch, dass kein direkter Zusammenhang zwischen absoluter Gewebeschichtdicke und dem Ω besteht.

Ein weiterer Vergleich der Ω -Werte, gemessen mittels Transmissionsfingersensoren und den neuen Circummissionsohrsensoren – insgesamt über acht Person gemittelt – zeigt, dass der Mittelwert der Ω des Fingersensors 0,63 mit einer Standardabweichung von 0,031 beträgt; bei dem Ohrsensor ist der Mittelwert 0,45 und die Standardabweichung beträgt 0,046. Wieder zeigt sich deutlich, dass der Wert des Ω , der eigentlich überall am Körper gleich sein sollte, sich stark unterscheidet; und wieder ist das Ω bei der Transmission größer als bei der Circummission. Andererseits ist die Standardabweichung bei der Transmissionsmessung geringer als die der Circummission, ein Merkmal einer besser reproduzierbaren Messung.

Ein weiteres sehr deutliches Beispiel für das Auftreten von Shuntlicht wird in Abbildung 6.6 dargestellt. Dazu wird die Länge des Strahlengangs im Gewebe bei einem Circummissionsensor verändert, indem auf dem Sensorträger der Winkel zwischen Lichtemitter und Lichtempfänger variiert wird.

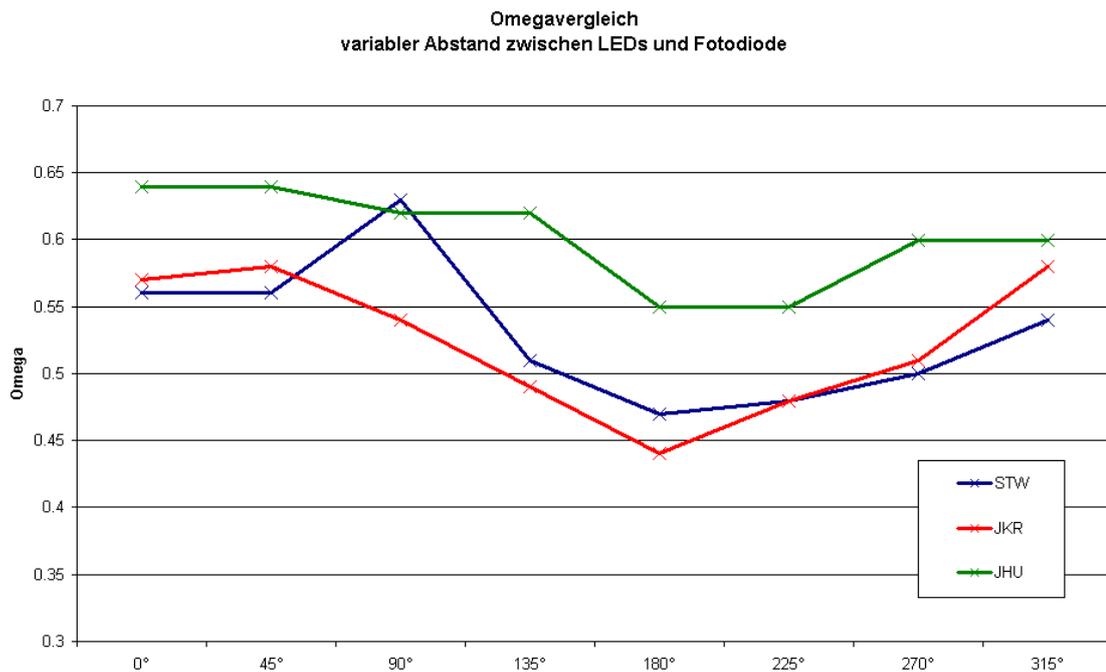


Abbildung 6.6: Bei dem Circummissionsohrsensor wird der Strahlengang variiert, indem auf dem Sensorträger der Winkel zwischen Fotodiode und LEDs verändert wird.

Am deutlichsten wird es bei dem Kurvenverlauf des Probanden JKR (rot): Das Minimum der Ω -Werte liegt bei dem maximalen Lichtweg im Gewebe, d. h. wenn sich Lichtemitter und Lichtempfänger gegenüber stehen, also um 180° verdreht zu einander sind. Wird der Strahlengang verkürzt steigt auch das Ω an. Dieser Effekt kann erneut auf Shuntlicht zurückgeführt werden.

6.4 Schlussfolgerung

Zusammenfassend wird festgestellt, dass mehrere unterschiedliche Messungen und Berechnungen immer das gleiche Ergebnis zeigen: Shuntlicht tritt in der Pulsoximetrie auch bei Transmissionsfingersensoren auf und verfälscht die Messergebnisse. Für die Demonstration diesen Umstandes werden folgende Fakten herangezogen:

1. **Mathematische Betrachtung:** Shuntlicht verändert das Ω ! Je nach Steigung der Absorption des Lichtwellenlängenpaars wird der Ω -Wert durch auftretendes Shuntlicht vergrößert oder verkleinert.
2. **Geometrische Betrachtung:** Je länger der Lichtweg im Gewebe verläuft, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass Shuntlicht auftritt.
3. **Multispektrale Messung:** Bei einem Transmissionsfingersensor wird immer ein Unterschied zwischen theoretisch ermittelten Ω und gemessenen Ω festgestellt. Diese Diskrepanz deckt sich genau mit den Ergebnissen der mathematischen Betrachtung.
4. **Veränderung der Lichtweglänge (Transmission):** Eine Verlängerung des Strahlengangs durch das Gewebe kann durch eine abwechselnde Messung am kleinen Finger und am Zeigefinger erfolgen. Dabei zeigt sich, dass die Ω -Werte am Zeigefinger fast ausnahmslos niedriger sind als die am kleinen Finger. Das bedeutet, je größer die durchstrahlte Gewebeschichtdicke desto kleiner das Ω .
5. **Veränderung des Lichtwegs (Circummission):** Eine Veränderung des Strahlengangs bei Circummissionssensoren kann durch den Winkel zwischen Emitter und Empfänger hergestellt werden. Dabei zeigt sich deutlich, dass ein langer Strahlengang ein kleineres Ω bewirkt.

Anhand dieser Ergebnisse wird deutlich, dass die Wahrscheinlichkeit sehr groß ist, dass Shuntlicht in der Pulsoximetrie auftritt und die Berechnung der arteriellen Sauerstoffsättigung verfälscht. Aus diesem Grund werden Pulsoximetriesensoren nicht rein theoretisch kalibriert, sondern immer nur an großen Patientenkollektiven; den-

noch besitzen Pulsoximetriesensoren immer einen mittleren Fehler, der mit durchstrahlter Gewebeschichtdicke variiert. Ebenso kann der Versuch, die Gleichanteile (DC) der beiden Wellenlängen seitens des Lichtempfängers auf dasselbe Level zu regeln, nicht verhindern, dass der Fehler durch auftretendes Shuntlicht in der Berechnung enthalten ist.

Allein die Länge des Strahlengangs im Gewebe und ein gutes Sensordesign beeinflussen das Auftreten von Shuntlicht. Durch das bis jetzt unübliche Sensorkonzept der Circummission wird gezeigt, dass hierbei Shuntlicht minimiert wird und somit die errechnete Sauerstoffsättigung nicht, bzw. weniger shuntbehaftet ist.

Um die Genauigkeit der Messwerte bei den herkömmlichen Messprinzipien zu erhöhen ist folgendes zu empfehlen:

1. Reflexionspulsoximetrie generell vermeiden, da dieses Messprinzip von Grund auf Shuntlicht begünstigt.
2. Dominierenden Lichtweg im Gewebe so lang wie nur möglich zu halten.
3. Direkte Strahlengänge vermeiden, d. h. Emitter und Empfänger nicht direkt zueinander zu positionieren.

Für einen Transmissionsfingersensor lassen sich die genannten Verbesserungen wie folgt realisieren: Beispielsweise besteht die Möglichkeit, die Fotodiode an dem üblichen Messort zu platzieren (direkt über dem Nagelbett) und die LEDs 10 mm bis 20 mm versetzt dazu in Richtung Hand. Somit wird der Lichtweg im Gewebe um einiges verlängert und auch der gerade Lichtweg der LEDs strahlt nicht direkt auf die Fotodiode. In wie weit damit das Shuntlicht verringert wird, muss noch untersucht werden. Interessant ist auch der Ansatz, mit zwei Fotodioden zu arbeiten, eine direkt gegenüber der LEDs, die andere wieder um einiges versetzt dazu. Somit ist man in der Lage zwei Ω -Werte an einem Finger zu bekommen: Eines mit mehr Shuntlicht, das andere mit weniger. Dies könnte eine Methode darstellen das Shuntlicht abzuschätzen und somit eine genauere Pulsoximetrie durchzuführen.

Bei der gesamten Betrachtung muss aber immer bedacht werden: Eine Verlängerung des Lichtwegs im Gewebe bedeutet auch einen größeren Bedarf an Lichtleistung. Alle Sensoren, angefangen von kleinen, mobilen Fingersensoren, die das komplette Pulsoximeter am Finger sitzen haben, über die in Kliniken verwendeten stationären Geräte bis hin zur Pulsoximetrie mit dem neuen mobilen Ohrsensor, sollten mehr Energie für eine fehlerfreiere Messung aufwenden.

7 Weitere mögliche Messgrößen der Sensor-Plattform

Neben der Messung der Körperkerntemperatur und der Erfassung der arteriellen Sauerstoffsättigung ist an dem Messort „äußerer Gehörgang“ bzw. „Ohr“ unter anderem die Bestimmung der Atemfrequenz und der Lage und Beschleunigung möglich, durchaus denkbar ist auch eine Blutdruckmessung.

1. Lage und Beschleunigung:

In der Miniaturauswerteeinheit hinter dem Ohr lässt sich ein Lage- und Beschleunigungssensor unterbringen, um alle Bewegungen des Kopfes und auch viele Bewegungen des Körpers aufzunehmen. Eine komplexe Analyse der Beschleunigung in den drei Raumachsen sowie die Lage relativ zum Erdschwerpunkt kann Auskünfte über Schrittmuster und -frequenzen, physikalische Aktivität, Energieverbrauch, Bewegungsmuster, Schlafverhalten und vieles mehr geben. Auch die Detektion von Stürzen – mit der Vorstellung ihnen entgegen zu wirken, vielleicht sogar vor dem Aufschlag – lässt sich am Kopf gut realisieren.

2. Atemfrequenz:

Heute schon ist es möglich aus Pulsoximetriesignalen die Atemfrequenz abzuleiten [32]. Bei nicht gestörten Signalen unter Ruhebedingungen kann anhand der Verläufe der Modulationstiefen sehr genau auf die Atemfrequenz geschlossen werden. Ob diese bei leicht gestörten Signalen, wie sie unter mobilen Bedingungen auftreten können, auch zuverlässig errechnet werden kann, muss noch genauer geprüft werden.

3. Blutdruck:

Die kontinuierliche Messung des Blutdrucks ist im äußeren Gehörgang prinzipiell denkbar, wie sich aus der guten Perfusion und den deutlichen Pulsoximetriesignalen erkennen lässt. Beispielsweise kann über eine im Gehörgang applizierte expansive Manschette Druck auf das umliegende Gewebe soweit ausgeübt werden, dass keine Pulsation mehr auftreten kann. Mittels optischer oder akustischer Methoden kann nun durch Ablassen der Manschette

der Blutdruck im Gehörgang bestimmt werden. Dabei ist zu beachten, dass der hydrostatische Unterschied zwischen Kopf und Herz nachträglich berücksichtigt werden muss. Dies stellt soweit aber kein Problem dar, da dies bei aufrechter Kopfhaltung ein konstanter Faktor ist. Eine andere Möglichkeit ergibt sich durch Kombination von EKG und Pulsoximetrie: Durch Bestimmung der Puls-Transit-Zeit sowie Analyse der Pulsformen kann es möglich sein, den Blutdruck kontinuierlich indirekt zu erfassen [49, 10].

Dies sind nur drei weitere Möglichkeiten (Vital-) Parameter mit der Sensorplattform kontinuierlich und unter mobilen Bedingungen zu erfassen. Durch die Kombination und Integration der bestehenden Sensorik (Körperkerntemperatur und Sauerstoffsättigung) mit der Bestimmung des Blutdrucks, Atemfrequenz sowie Lage und Beschleunigung könnte an nur einem Messort nicht-invasiv, mobil und kontinuierlich wichtige Parameter unter alltäglichen Bedingungen und ohne Behinderung des Benutzers gemessen werden. Vor allem durch die Korrelation verschiedener Parameter lassen sich viele Rückschlüsse und Zusammenhänge auf physiologische und pathologische Zustände ziehen.

8 Zusammenfassung

In der Medizintechnik ist seit Jahren ein stetig steigender Bedarf an mobilen Systemen zur kontinuierlichen Überwachung von Patienten an zu beobachten. Diesem Trend zur telemedizinischen Überwachung liegt dabei zugrunde, dass operative Eingriffe immer kleinere Traumata verursachen und damit die Patienten immer früher aus der Klinik nach Hause entlassen werden können; diese aber nicht die engmaschige Überwachung der Klinik missen wollen. Aber nicht nur Patienten profitieren von mobiler Sensorik, sondern beispielsweise auch Sportler, Bergsteiger und verschiedene Berufsgruppen. Ein weiterer Grund dafür, dass nicht-invasive und kontinuierliche Sensoren nützlich sind, ist das wachsende Interesse der Gesellschaft sich um die eigene Gesundheit und Fitness aktiv und vor allem auch präventiv zu kümmern. Auch zeigt die steigende Mobilität der Bevölkerung die Notwendigkeit, Menschen nicht mehr stationär oder ortsgebunden zu betreuen, sondern mittels moderner Technik die örtliche oder zeitliche Trennung zwischen Arzt und Patienten zu überwinden – bestenfalls natürlich weltweit und rund um die Uhr.

Dieser Bedarf an kontinuierlichen, telemetrischen Systemen impliziert eine wachsende Nachfrage an Sensoren, welche möglichst unter mobilen Bedingungen möglichst störungsfrei und möglichst ohne Behinderung des Benutzers verschiedene Parameter erfassen, weiterleiten und automatisch auswerten können. Denn ohne den Einsatz einer solchen Sensorik kann eine lückenlose Überwachung des Patienten nicht gelingen. Als Kernproblem zeigt sich dabei vor allem der eigentliche Messaufnehmer: Während heutzutage stationär sehr viele unterschiedliche Parameter mit hoher Auflösung und Genauigkeit erfasst werden können, so stellt das kontinuierliche Aufnehmen von validen Messwerten selbst von einfachen Parametern wie Sauerstoffsättigung, Blutdruck, Körperkerntemperatur und EKG unter mobilen Bedingungen eine große Herausforderung dar. Ein wichtiger Grund dafür ist, dass die mobile Sensorik unbedingt ein nicht-invasives Messprinzip verwenden muss und in keiner Weise stören darf, weder seitens des Tragekomforts noch seitens der kosmetischen Akzeptanz. Natürlich würde man für extrem wichtige Meßgrößen auch invasive oder kosmetisch störende Sensoren in Kauf nehmen. Dennoch sollten die genannten Anforderungen möglichst gut erfüllt werden, da deren Missachtung die Akzeptanz der Patienten und Benutzer dramatisch reduziert.

Die Auswahl des aufzunehmenden Parameters bestimmt meist den geeigneten Messort am Körper. Nur wenige Stellen sind für die Applikation von Sensoren zweckmäßig und liefern gleichzeitig den nötigen Zugang zu dem zu messenden biologischen Signal. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der äußere Gehörgang als ein sehr dienlicher Messort für unterschiedliche Vitalparameter erkannt. Die für diesen Messort entwickelte Sensor-Plattform ist erstaunlich universell verwendbar und stellt zugleich einen hohen Tragekomfort zur Verfügung. Am Beispiel der beiden Parameter Körperkerntemperatur und arterieller Sauerstoffsättigung wurde der jeweilige Aufbau des Sensors, das Messprinzip und die Signaleigenschaften der beiden Vitalparameter demonstriert.

Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass nun sowohl eine nicht-invasive, kontinuierliche Messung der Körperkerntemperatur möglich ist, als auch eine mobile Erfassung der arteriellen Sauerstoffsättigung. Bis auf wenige Ausnahmen sind beide Parameter von äußeren Störeinflüssen unabhängig und eignen sich aufgrund des Applikationsorts und der Unauffälligkeit des Messaufnehmers besonders für den mobilen Einsatz im alltäglichen Leben. Vor allem die Tatsache, dass der Benutzer in seiner Bewegungsfreiheit und seinem Aktionsradius nicht behindert oder gestört wird, zeigt das große Potential dieser Sensorik.

Die kontinuierliche Aufnahme der Körperkerntemperatur erfolgt über einen temperaturabhängigen Widerstand, der mittels der Sensor-Plattform im äußeren Gehörgang derart platziert wird, dass immer ein Kontakt zu dem Gewebe nahe des Trommelfells hergestellt wird. Durch die sehr genaue Bestimmung des Widerstands mittels einer 4-Leiter-Technik kann somit die vorherrschende Temperatur bestimmt werden – lückenlos und ohne jedwede Beeinträchtigung des Benutzers; der Sensor ist unauffällig und beeinträchtigt das Hören nicht.

Nachdem die Genauigkeit und Spezifität der Sensor-Plattform hinsichtlich Körperkerntemperatur nachgewiesen wurde, belegen viele unterschiedliche Anwendungen und Versuche, wie interessant der kontinuierliche Parameter Körperkerntemperatur ist. Vorrangig dabei ist der Temperaturverlauf bei physikalischer Aktivität. Am Anfang einer Belastung fällt die Körperkerntemperatur ab und stabilisiert sich dann bei konstanter Belastung auf einem gleichbleibenden Niveau. Nach Beendigung der Aktivität steigt die Temperatur sprunghaft innerhalb kürzester Zeit (fünf Minuten) um bis zu 1 °C an und fällt danach wieder langsam auf den ursprünglichen Ausgangswert vor der Anstrengung ab. Der Grund für diesen finalen Temperaturanstieg kann bis jetzt noch nicht erklärt werden.

Für die lückenlose Erfassung der Körperkerntemperatur ergeben sich viele Anwendungsbereiche, welche ein sehr weites Feld umfassen. Mögliche Anwendungen könnten beispielsweise sein:

- **Schutz vor Überhitzung:** Bei Ausdauersportarten und Sportarten mit bestimmten Bekleidungsvorschriften sowie körperliche Anstrengungen in heißen Gebieten kann es zu einer gefährlichen Überhitzung kommen. Auch ältere, nicht oder schlecht akklimatisierte oder dehydrierte Menschen, oder Personen mit Herz-Kreislauf Beschwerden sind bei hoher Belastung dieser Gefahr ausgesetzt.
- **Sportmedizin:** In vielen Bereichen der Sportmedizin ist die Erfassung der Temperatur von großem Vorteil. Sei es für die Bestimmung der Leistungsgrenzen oder optimalen Wettkampfsituation, sei es für die Evaluierung von Sportbekleidung oder auch für die Verbesserung des Trainings.
- **Schlafforschung:** In den verschiedenen Schlafphasen können starke Schwankungen der Körperkerntemperatur auftreten, die Hinweise auf unterschiedlichste Effekte oder Krankheiten geben können.
- **Arbeitsmedizin:** Extreme äußere Bedingungen während der Arbeit, beispielsweise bei Feuerwehrleuten, Hochofenarbeitern, Glasbläsern oder Kühllageristen, erfordern einen besonderen Schutz und durchgängige Kontrolle.

Die Pulsoximetrie ist ein langjährig in der Medizin anerkanntes Messverfahren. Allerdings sind die Umstände im äußeren Gehörgang ungewöhnlich – bei diesem Sensortyp umschließt das Gewebe den Sensor, nicht der Sensor das Gewebe. So handelt es sich weder um die übliche Transmissions- noch um die Reflexionspulsoximetrie. Es wird also mit diesem neuartigen Sensor ein neues Prinzip der Pulsoximetrie eingeführt: Die **Circummissions-Pulsoximetrie**. Dabei strahlt der Emitter das Licht senkrecht auf der einen Seite des Gehörgangs in das Gewebe ein. Der Empfänger nimmt das austretende Licht auf der anderen Seite wieder auf. Durch diesen langen Strahlengang durch das Gewebe können im Gehörgang mit einem Fingersensor vergleichbare Signale erzielt werden, ohne jedoch die Behinderung eines Fingerclips an der Hand tragen zu müssen. Zusätzlich hat dieses Messprinzip den Vorteil, dass störendes Shuntlicht – Licht also, welches vom Emitter zum Empfänger gelangt, ohne von Arteriolen moduliert worden zu sein – fast komplett ausgeschlossen werden kann.

Die Messergebnisse zeigen sowohl bei der Bestimmung der Körperkerntemperatur als auch bei der Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung äußerst genaue Messwerte und zuverlässige Signalverläufe, welche auch durch die Mobilität des Benutzers nicht beeinträchtigt werden. Ideale Voraussetzungen also für ein Monitoring im alltäglichen Leben. Anhand ausführlicher Vergleiche mit anderen Messsystemen wird zum einen die hohe Messgenauigkeit gezeigt, mit der die Vitalparameter bestimmt werden können, zum anderen die Vorteile, die sich durch den Einsatz der Sensor-Plattform ergeben. Mögliche Fehlerquellen beider Sensoren werden durch un-

terschiedliche Versuchsanordnungen erkannt und identifiziert, ihre Eliminierung oder Vermeidung diskutiert.

Der Einsatz mobiler Pulsoximetrie ist ebenfalls in vielen Bereichen interessant: In allen Situationen, bei denen es zu einem verminderten Sauerstoffpartialdruck kommen kann – beispielsweise bei Piloten, Tauchern und Feuerwehrmännern – kann eine Erfassung der Sauerstoffsättigung notwendig sein. Aber auch Krankheitsbilder, bei denen in irgendeiner Weise der Transport von Sauerstoff auf seinem langem Weg von der Luft bis hin zu den Zellen gestört ist – angefangen von der Atmung (Asthma, COPD, Schlafapnoe) bis hin zu Herz-Kreislaufkrankungen – können mit einer kontinuierlichen Pulsoximetrie im Alltag schneller oder früher erkannt werden. Ein weiterer wichtiger Bereich ist die Notfallmedizin: Bei zentralisierten Personen, beispielsweise in Schockzuständen, wird als Schutzmechanismus nur noch der Körperkern nicht aber die Extremitäten mit Blut versorgt. Der Gehörgang zählt zum Körperkern und ist somit für die Pulsoximetrie auch bei zentralisierten Patienten zugänglich.

Auf Grund der Erfahrungen mit der neuen Circummissions-Pulsoximetrie sowie auf der Basis weiterer Nachforschungen und mathematischer Berechnungen kann gezeigt werden, dass Shuntlicht bei beiden bis jetzt verwendeten Messprinzipien – Transmission und Reflexion – auftritt und die Messwerte verfälscht. Anhand mehrerer Experimente zeigt sich, dass in erster Linie durch die Länge des Lichtwegs im Gewebe der Anteil des Shuntlichts verändert wird. Dieser Zustand wird oft auf die Lichtstreuung zurückgeführt und dementsprechend in verschiedenen Algorithmen versucht zu berücksichtigen [43]. Shuntlicht wird in den Berechnungen komplett vernachlässigt und eher die Streuung als Grund für die Diskrepanz zwischen theoretischen und praktischen Ergebnissen verantwortlich gemacht.

Mit mathematischen Beispielen und Prinzipversuchen kann aber leicht demonstriert werden, unter welchen Voraussetzungen Shuntlicht die Hilfsvariable Ω beeinflusst und in welchem Maße dies zutrifft. So wird das Ω bei dem Wellenlängenpaar 740 nm und 880 nm bei 100 % vorherrschender Sauerstoffsättigung durch Shuntlicht vergrößert, d.h. die errechnete Sauerstoffsättigung wird zu klein angezeigt. Genau invers verhält es sich bei diesen Wellenlängen und einer geringen Sauerstoffsättigung. Bei einem Vergleich der rechnerisch ermittelten und der messtechnisch erfassten Ω -Werte kann bei einer multispektralen Betrachtung sehr deutlich das mögliche Auftreten von Shuntlicht demonstriert werden. Verwendet wurde dabei ein Transmissionsfingersensor.

Durch die Betrachtung des Strahlengangs und der Weglänge, die das Licht im Gewebe zurücklegt, kann die Wahrscheinlichkeit abgeschätzt werden, dass Shuntlicht auftritt. So wird deutlich, dass bei den Messprinzipien Reflexion und Transmission

der dominierende Lichtweg im durchstrahlten Gewebe einerseits zu kurz ist, andererseits Shuntlicht begünstigt. Dagegen besitzt die Circummission zwei entscheidende Vorteile:

1. Der Lichtweg von Emitter zu Empfänger ist sehr lang.
2. Der Emitter kann nie direkt auf den Empfänger strahlen.

Dies zeigt sich sehr deutlich in den Ω -Werten: Bei der Circummissions-Pulsoximetrie werden kleinere Ω ermittelt als bei den konventionellen Messprinzipien. Eine Verlängerung des Lichtwegs bei Transmissionsfingersensoren – beispielsweise durch eine Verschiebung des Empfängers zu den Emittlern – könnte den Shuntlichtanteil möglicherweise deutlich reduzieren. Der Vorteil der annähernd shuntlichtfreien Messung wird aber von dem Nachteil der benötigten Lichtenergie begleitet. Gerade für den mobilen Einsatz stellt dies natürlich einen Nachteil dar, welcher aber durch ein überlegtes Energiemanagement vermindert werden kann.

Ausblick

Viele Veröffentlichungen weisen darauf hin, dass um das Gesundheitssystem zu entlasten der Bedarf an Monitoringsystemen bzw. an präventiven Maßnahmen steigen wird [42, 51]. Sie sehen aber auch, dass vor allem die Finanzierung bzw. die „Überführung in die gesetzliche Krankenversicherung und damit in die breite Gesundheitsversorgung“ [29] noch eine große Hürde für eine kommerzielle Vermarktung darstellt. Gerade für Privatpatienten hilft jedoch eine kontinuierliche Vorsorge nicht nur die Gesundheit zu erhalten, sondern auch mögliche hohe Behandlungs- und Therapiekosten zu vermeiden. Dennoch kann bis jetzt nur anhand von Prognosen, Hochrechnungen oder Studien angenähert werden, welche Kosten der Einsatz von Telemedizin einsparen wird. Nun steht die Sensorik zur Verfügung bzw. befindet sich gerade in Entwicklung, um diese Voraussagen mit echten Messdaten bestätigen zu können. Nur die flächendeckende Anwendung wird die Gewissheit für die Prognosen bringen können.

Neben den finanziellen Aspekten haben sich aber auch zahlreiche weitere Forschungsansätze ergeben: Bisher unerklärliche Messverläufe, wie sie beispielsweise bei der Körperkerntemperatur nach einer physikalischer Belastung auftreten, sind von großem Interesse. Auch die Frage, ob das Schlafapnoe-Syndrom mit der Circummissions-Pulsoximetrie im Gehörgang erkannt werden kann, sollte unbedingt erforscht werden. Der Einsatz der Sensor-Plattform hätte hier mehrere Vorteile: Die mobile Pulsoximetrie kann dem Patienten mit vergleichsweise geringen Kosten für einige Nächte

zur Verfügung gestellt werden. Der Schlafkomfort wird nicht beeinträchtigt, die Untersuchungssituation ist so wie immer – also nicht künstlich und ungewohnt, wie im Schlaflabor beispielsweise. Die Sauerstoffsättigung wird kontinuierlich erfasst und zusätzlich kann die Atemfrequenz ermittelt werden; eine Ausgangssituation, die bisher nur mit mehreren Sensoren herbeigeführt werden konnte. Ebenfalls ist dieses Monitoring für die Erkennung des SIDS bei Säuglingen denkbar.

Für beide Vitalparameter zusammen ergeben sich bereits jetzt schon viele Anwendungsbereiche. Wenn noch mehrere Parameter mobil erfasst werden könnten, ergeben sich durch deren Kombination ungeahnte Möglichkeiten für Medizin und Forschung. Gerade im Bereich der kontinuierlichen, nicht-invasiven Humansensorik steckt die Grundlagenforschung aber noch in den Kinderschuhen. Vor allem die Entwicklung von neuartigen Sensoren stellt dabei die größte Herausforderung und die zentrale Hürde dar.

So steht die kontinuierliche Erfassung der Sauerstoffsättigung und der Körperkern-temperatur jetzt genau an derselben Stelle, an der das EKG stand, als im Jahre 1954 erstmals 24-Stunden-EKGs aufgezeichnet werden konnten [41]. Erst zu diesem Zeitpunkt erlangte man beispielsweise die wichtige Erkenntnis, dass Arrhythmien des Herzens nicht krankhaft sind und deshalb auch nicht behandelt werden müssen. Diese „Auffälligkeiten“ sind sogar eher ein Merkmal eines gesunden Herzens. Ebenso könnte es vielen weiteren Parametern ergehen, wenn sie erst einmal den großen Schritt von der punktuellen Messung zur kontinuierlichen Aufzeichnung schaffen werden.

Abbildungsverzeichnis

3.1	A) Aufbau der mobilen Sensor-Plattform; B) Nahezu unsichtbarer applizierter Sensor mit (gut sichtbarem) Anschlusskabel.	16
4.1	Schematische Darstellung des im äußeren Gehörgang applizierten Temperatursensors; Querschnitt durch den Gehörgang.	25
4.2	Drahtloser Sensor zur Messung von Körperkerntemperatur, Lage und Beschleunigung.	26
4.3	Kalibrierung der Temperatursensoren in einem Wasserbad bei verschiedenen Temperaturen mit steady states.	28
4.4	Vergleich zwischen gemessener Temperatur im Gehörgang und einer Oesophagussonde.	29
4.5	Vergleich verschiedener Messorte: rektal, axillär, mit Oesophagussonde und im äußeren Gehörgang; gemessen mit dem mobilen Temperatursensor und einem kommerziellen Fieberthermometer	30
4.6	Temperaturverlauf während physikalischer Aktivität an einem Ergometer: 130 Watt, Dauer ca. zehn Minuten	31
4.7	Erfassung der Körperkerntemperatur während eines Halbmarathons.	32
4.8	Aufzeichnung der Körperkerntemperatur während des Schlafs.	34
4.9	Messung der Körperkerntemperatur und Kopfposition während des Schlafs. „Rechts unten“ bedeutet, dass der Kopf auf der rechten Seite liegt.	35
4.10	Kühlung der Ohrmuschel mit einem Eisbeutel. Gehörgang wird mit Watte verschlossen um Störungen durch Luftaustausch zu verhindern.	36
4.11	Erwärmung mit heißer Luft (ca. 50 °C). Der anfängliche Abfall wird durch die Luftströmung im Gehörgang verursacht.	37
5.1	Lichtwege von Emitter (LEDs) zu Empfänger (Fotodiode) bei Transmissions- und Reflexionspulsoximetrie.	42
5.2	Schematische Darstellung: Äußeres (blau) und inneres (lila) Shuntlicht bei Transmissions- und Reflexionspulsoximetrie.	44
5.3	Unterschiedliche Arten eines Universal-Reflexionssensors.	47

5.4	Querschnitt durch den äußeren Gehörgang: Mögliche Lichtwege durch das Gewebe. Der innerste, dominierende und damit für die Pulsoxi- metrie ausschlaggebende Strahlengang ist rot markiert.	50
5.5	Modulationstiefen und Ω in Ruhe (Zeitindex: $2000 \leq t \leq 6000$) und während Bewegung (Zeitindex: $t > 6000$). Die aufmodulierten Schwingungen der Modulationstiefen werden durch die Atmung, bzw. die Ausdehnung der Lunge beim Atmen verursacht. Die Ausgabe er- folgt ungefiltert pro erfassten Herzschlag.	53
5.6	Geglätteter Kurvenverlauf des roten (unten) und infraroten (oben) Signals; Proband in Ruhe.	54
5.7	Ω -Werte in Ruhe, bei erhöhter physikalischer Aktivität und wieder unter Ruhebedingungen.	55
5.8	Physikalische Aktivität auf einem Hometrainer: a) Sensor im äußeren Gehörgang; b) Fingersensor.	56
6.1	Spektrale Absorptionskoeffizienten von oxigeniertem und deoxigenier- tem Hämoglobin	61
6.2	100 % SaO ₂ : Das Ω steigt mit zunehmendem Shuntlicht an.	63
6.3	0 % SaO ₂ : Das Ω fällt mit zunehmendem Shuntlicht ab.	63
6.4	Veränderung des Ω bei 100 % SaO ₂ durch Shuntlicht, welches eine spektrale Abhängigkeit aufweist. Nach oben ist das Ω angetragen, die beiden anderen Achsen beinhalten das Shuntlicht rot (sh_r) und infrarot (sh_{ir}).	67
6.5	Vergleich zwischen Gewebeschichtdicke und Ω	69
6.6	Bei dem Circummissionsohrensensoren wird der Strahlengang variiert, in- dem auf dem Sensorträger der Winkel zwischen Fotodiode und LEDs verändert wird.	70

Literaturverzeichnis

- [1] AOYAGI, T.: *Pulse oximetry: its invention, theory and future*. J Anesth, 17:259–266, 2003.
- [2] BOLZ, A., M. BRAECKLEIN und C. MOOR: *Technische Möglichkeiten des Telemonitorings physiologischer Parameter*. Herzschrittmachertherapie & Elektrophysiologie, 16(477):1–9, August 2005.
- [3] BONATO, P.: *Wearable sensors / systems and their impact on biomedical engineering*. IEEE Eng Med Biol, 22(3):18–20, 2003.
- [4] BRODERSEN, O., D. RÖMHILD, D. STARKE, A. STEINKE und S. VOGEL: *In-Ear Acquisition of Vital Signs Discloses new Chances for Preventive Continuous Cardiovascular Monitoring*. In: LEONHARDT, S., T. FALCK und P. MÄHÖNEN (Herausgeber): *4th International Workshop on Wearable and Inplatable Body Sensor Networks*, Band 13, Seiten 189–194, RWTH Aachen, März 2007. IFMBE BSN07.
- [5] BUDINGER, T. F.: *Biomonitoring with wireless communications*. Annual Review of Biomedical Engineering, 5:383–412, August 2003.
- [6] BUSCHMANN, J.: *Methoden und Vorrichtungen für die kontinuierliche und mobile Messung verschiedener Vitalparameter im äußeren Gehörgang*. Patent pending, Oktober 2006.
- [7] CHARISIUS, H.: *Athleten aus der Kühlkammer*. Süddeutsche Zeitung, 174:16, 31. Juli 2007.
- [8] DEETJEN, SPECKMANN und HESCHELER: *Physiologie*, Band 4. Urban & Fischer, München, 2005.
- [9] DIEMER, R. und J. KREUZER: *Multi-Sensor platform for activity measurements*. In: *1. International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement*, Mai 2008.
- [10] ELTER, P.: *Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und be-*

- lastungsfreien Blutdruckmessung*. Doktorarbeit, Universität Fridericiana Karlsruhe, Februar 2001.
- [11] FIELD, M. J. (Herausgeber): *Telemedicine: A Guide to Assessing Telecommunications for Health Care*. Natinal Academy Press, Washington, D.C., Januar 1996.
- [12] FORSTNER, K.: *Pulsoximetrie: Stand und Entwicklung der Technik*. Biomedizinische Technik, 33:6–9, September 1988.
- [13] FRADEN, J.: *Vital Signs Probe*. Patent: US2005/0209516 A1, Patent Application Publication, 22. September 2005.
- [14] FÖSEL, TH.: *Der Einfluß der Dyshämoglobinfractionen auf die Pulsoximetrie*. Biomedizinische Technik, 33:24–25, September 1988.
- [15] HERAEUS: *Pt-Temperatursensor in Dünnschichttechnik: SMD 0603 (V)*. Datenblatt, Heraeus Sensor Technology GmbH, Reinhard-Heraeus-Ring 23, 63801 Kleinostheim, Deutschland, Juni 2004.
- [16] HESS, V.: *Fiebertemperaturen als kulturelle Praktik*. Hessische Blätter für Volks- und Kulturforschung, 41:27–36, 2005.
- [17] HOLLMANN und HETTINGER: *Sportmedizin*, Band 4. Schattauer Verlag, Stuttgart, 2000.
- [18] HUBER, T., J. KREUZER und R. DIEMER: *Mobiles Monitoring: Energiebedarf von Sensoren und Smartphone für die Verarbeitung und Übertragung relevanter Daten auf einen Server*. In: *Mobiles Computing in der Medizin, MoCoMed*, 2007.
- [19] HUBER, T., J. KREUZER und R. DIEMER: *Telemedizin in der Sekundärprävention: Ein Feldversuch mit asthmakranken Jugendlichen*. In: *Mobiles Computing in der Medizin, MoCoMed*, 2008.
- [20] INPRIMO: *mHealth – eHealth wird mobil*. EHEALTHCOM spezial, Seiten 18–19, Nov.–Dez. 2008.
- [21] ISTEPANIAN, R.S.H., E. JOVANOVIĆ und Y. T. ZHANG: *Introduction to the Special Section on M-Health: Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity*. Transactions on Information Technology in Biomedicine, 8(4):405–414, December 2004.
- [22] JUBRAN, A.: *Pulse oximetry*. Intensive Care Med, 30:2017–2020, 2004.

-
- [23] KORHONEN, I., J. PÄRKKÄ und M. VAN GILS: *Health Monitoring in the Home of the Future*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Seiten 66–73, Mai/Juni 2003.
- [24] KREUZER, J.: *Grundlegende multispektrale Untersuchungen an optisch plethysmografischen Signalen*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Elektro- und Informationstechnik, Juli 2005.
- [25] KREUZER, J.: *Pflichtenheft Sensorik*, Oktober 2007. Entstanden im Rahmen des Forschungsprojekts InprimoTM gefördert durch das BMWI (Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie).
- [26] KREUZER, J., R. DIEMER und J. BUSCHMANN: *Mobile, kontinuierliche Erfassung der Körperkerntemperatur*. In: *41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, 2007.
- [27] KREUZER, J., R. DIEMER und J. BUSCHMANN: *Monitoring of the body core temperature while doing sport*. In: *1. International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement*, Mai 2008.
- [28] KREUZER, J., R. DIEMER und T. HUBER: *Energy requirements of mobile phones and sensor technologies in mobile health applications*. In: *4. European Conference of Medical and Biological Engineering*, Antwerpen, Belgien, Nov 2008.
- [29] KRÜGER-BRAND, H.: *Schneller von der Idee zum Produkt*. Deutsches Ärzteblatt, 105(45):2031–2032, November 2008.
- [30] LEFRANT, J.Y., L. MULLER, C. LEBRIS und N. ZEITOUN: *Temperature measurement in intensive care patients*. Intensive Care Med., 29(3):414–8, März 2003.
- [31] LEINER, A.: *Mobile Messung der Körperkerntemperatur*. Doktorarbeit, Technische Universität München, August 2007.
- [32] LEONARD, P., T.F. BEATTIE, P.S. ADDISON und J.N. WATSON: *Standard pulse oximeters can be used to monitor respiratory rate*. Emerg. Med. J., 20:524–525, 2003.
- [33] MARENT, K.: *Wave goodbye to the doctor's waiting room*. Electronic Design Europe, Seiten 22–23, März 2005.
- [34] MAREY, A., M. BUCHNER und S. NOEHTE: *Mobiles Monitoring - Eine neue Chance für die Diagnostik?* Mobiles Computing in der Medizin, Seiten 158–165, 2001.

- [35] MASUD, S.: *Aktuelle Technologien zur Bestimmung der Blutglukosekonzentration beim Diabetes Mellitus*. Doktorarbeit, Technische Universität München, September 2007.
- [36] MIYASAKA, K.: *Do we really know how pulse oximetry works?* Journal of Anesthesia, 17:216–217, 2003.
- [37] NORDAS, T., S. LEIREN und K. HANSEN: *Can ear temperature measurement be used in a hospital?* Tidsskr Nor Laegeforen, 125(20):2763–5, Oktober 2005.
- [38] PUŠNIK, I. und J. DRNOVŠEK: *Infrared ear thermometers-parameters influencing their reading and accuracy*. Physiological Measurement, 26:1075–1084, 2005.
- [39] REUSS, J. L. und D. SIKER: *The pulse in reflectance pulse oximetry: Modeling and experimental studies*. Journal of Clinical Monitoring and Computing, Seiten 1–11, 2004.
- [40] RUHLAND, M.: *Das denkende Haus*. Süddeutsche Zeitung, 253:55, 30. Oktober 2008.
- [41] SAUER, G., D. ANDRESEN, R. CIERPKA, B. LEMKE, F. MIBACH, CH. PERINGS und R. VAERST: *Positionspapier zur Durchführung von Qualitätskontrollen bei Ruhe-, Belastungs- und Langzeit-EKG*. Z Kardiol, 94:844–857, Dez. 2005.
- [42] SCHMIDT, M.: *Präventiver Gesundheitsschutz durch Telemedizin – Kosteneinsparung von 30 Prozent*. <http://www.eure1.org/VDE/Presse/2005-0effentlich/2005-84.htm>, 2005. Neues VDE-Positionspapier zur Telemedizin.
- [43] SCHMITT, J.: *Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 38(12):1194–1203, Dezember 1991.
- [44] SCHRÜFER, E.: *Elektrische Meßtechnik*, Band 7. Hanser Verlag, München Wien, 2001.
- [45] SCHWEIGER, N.: *Mobile Pulsoxymetrie*. Doktorarbeit, Technische Universität München, Mai 2008.
- [46] STAVEM, K., H. SAYHOLM und N. SMITH-ERICHSEN: *Accuracy of infrared ear thermometry in adult patients*. Intensive Care Med, 23:100–105, 1997.

- [47] SUNGMEE, P. und S. JAYARAMAN: *Enhancing the quality of life through wearable technology*. IEEE Eng Med Biol, 22(3):41–48, 2003.
- [48] VOGEL, S., M. HÜLSBUSCH, D. STARKE und S. LEONHARDT: *Herzraten-Monitoring mit einem mikro-optischen In-Ohr Sensor*. In: *41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, 2007.
- [49] WEBER, T., B. EBER, R. ZWEIKER, S. HORN, S. SOCK, P. GRÜNER, M. PICHLER, G. MAYER, G. EISSERER, D. MAGOMETSCHNIGG und M. ILLYES: *Pulswellengeschwindigkeit, zentraler Blutdruck und Augmentationsindex - „neue“ Parameter zur Beschreibung eines Endorganschadens der arteriellen Strombahn bei Hypertonie*. J Hyperton, 12(1):7–13, 2008.
- [50] WILBER, S.: *Blood constituent measuring device and method*. United States Patent 4407290, Oktober 1983.
- [51] ZDRAL, W.: *Risiko Privatpatient*. Capital, 19:21–32, August 2007.

Betreute Arbeiten

Im Rahmen meiner Promotion habe ich folgende Studien-, Master- und Diplomarbeiten sowie medizinische Doktorarbeiten betreut, welche stark an dem Gelingen meiner Forschungsarbeit beteiligt waren. Die zahlreichen Gespräche, Diskussionen, Versuche und „andere Sichtweisen“ brachten mir viele neue Erkenntnisse und Bereicherungen – sowohl wissenschaftlicher als auch persönlicher, privater Natur.

1. **Beck, Rafael:** *Arbeitstitel: Messung von Blutdruck unter mobilen Bedingungen*; med. Doktorarbeit, Juli 2008 – heute
2. **Huang, Jin:** *Design of a measurement system for pulsoximetry under mobile condition*; Master Thesis, Okt. 2007 – März 2008
3. **Leiner, Annabell:** *Mobile Messung der Körperkerntemperatur*; med. Doktorarbeit, Juli 2006 – heute
4. **Li, Yuanyuan:** *Developing a graphical Interface To Display life-critical Signals in Clinic*; Master Thesis, Juni 2006 – Dezember 2006
5. **Masud, Sayed:** *Aktuelle Technologien zur Bestimmung der Blutglukosekonzentration beim Diabetes Mellitus*; med. Doktorarbeit, Juli 2006 – Mai 2008
6. **Poppe, Max:** *Aufbau einer Schaltung zur Kommunikation zwischen einem Kardiotokographen und einem Windows-PC über die USB-Schnittstelle*; Studienarbeit, Okt. 2006 – März 2007;
Verifikation und Aufbau eines Sensors zur Realisierung pulsoximetrischer Messungen am Handgelenk; Diplomarbeit, März 2007 – August 2007
7. **Rieger, Andreas:** *Arbeitstitel: Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung im Ohr*; med. Doktorarbeit, Okt. 2006 – heute
8. **Schultze, Sabrina:** *Arbeitstitel: Bewegungsanalyse und Mustererkennung zur Unterstützung der Diabetestherapie*; med. Doktorarbeit, Mai 2008 – heute
9. **Schweiger, Nathalie:** *Mobile Pulsoxymetrie*; med. Doktorarbeit, Okt. 2006 – Mai 2008
10. **Tao, Ye:** *Erarbeitung eines MFC/C++ - Programms zur Quasi-Realzeitverarbeitung und zur Darstellung von optischphletismographischen Signalen eines Forschungspulsoximeters*; Diplomarbeit, Jan. 2007 – Juli 2007
11. **Wieser, Stefan:** *Arbeitstitel: Mobile Bestimmung der Sauerstoffsättigung mittels Pulsoximetrie im Ohr*; med. Doktorarbeit, April 2008 – heute