

Aus der Klinik für Pädiatrie und Neonatologie
Klinische Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

Nicht-invasive Diagnostik in der Pädiatrie: Pilotstudie zur Messung der Atmung bei Frühgeborenen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2023

vorgelegt von: Franziska Maria Hornberger
geb. am: 19.03.1997 in Birkenfeld

Aus der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. Michael Zemlin

Tag der Promotion: 8. August 2023

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. M. D. Menger

Berichtserstatter: Prof: Dr. Michael Zemlin
Prof. Dr. Thomas Volk

INHALTSVERZEICHNIS

ZUSAMMENFASSUNG	I
ABSTRACT	III
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	V
1. EINLEITUNG	1
1.1. Hintergrund der Arbeit	1
1.2. Das Atmungssystem des Menschen	3
1.2.1. Vergleich kindlicher und adulter Atmung	4
1.2.2. Weitere kindliche Atemmuster	6
1.3. Häufige respiratorische Pathologien des Säuglings und Kleinkindes.....	7
1.3.1. Neonatale Atemstörungen	7
1.3.2. Pathologische Atemmuster	10
1.4. Transiente Veränderungen des Atemmusters	12
1.4.1. Weinen	12
1.4.2. Grunzen.....	12
1.4.3. Singultus (Schluckauf)	12
1.4.4. Gähnen.....	13
1.5. Hitzschlag bei Kindern	14
1.6. Konventionelles Vitalmonitorings bei Neugeborenen	16
1.7. Radarbasiertes Sensor-System: VitaSense	17
1.8. Grundlagen der Millimeterwellentechnologie und des Radars.....	19
1.9. Ziele der Arbeit.....	21
2. MATERIAL UND METHODIK	23
2.1. Materialien.....	23
2.1.1. Aufbau Sensorsystem.....	24
2.1.2. Infant Dummy LD10c	25
2.1.3. Bettentypen	25
2.1.4. Vitalmonitor VitaGuard® VG 3100	27
2.2. Studiendesign	29
2.3. Software	29

2.3.1.	Microsoft Office 2016	29
2.3.2.	VitaWin®3.3.....	30
2.4.	Statistische Auswertung	31
3.	ERGEBNISSE.....	32
3.1.	Methodenetablierung.....	32
3.1.1.	Gestaltung eines geeigneten Messaufbaus	32
3.1.2.	Dokumentation	35
3.1.3.	Korrelation VitaSense und Referenzsystem.....	41
3.2.	Messungen an Frühgeborenen	42
3.2.1.	Messaufbau und -ablauf der Probandenmessungen	42
3.2.2.	Probanden	44
3.2.3.	Durchführung der Probandenmessungen	46
3.2.4.	Auswertung der Probandenmessungen	49
3.3.	Messungen am Infant Dummy LD10c.....	68
3.3.1.	Messaufbau und -durchführung der Messungen am Infant Dummy LD10c.....	69
3.3.2.	Auswertung der Messungen am Infant Dummy LD10c	72
4.	DISKUSSION.....	77
4.1.	Vergleich von Vitalmonitoring-Methoden	77
4.2.	Messaufbau.....	78
4.3.	Ergebnisse der Probandenmessungen.....	81
4.3.1.	Studiendesign.....	81
4.3.2.	Korrelation der beiden Messsysteme und Messaufzeichnungen.....	82
4.3.3.	Probandenerkennung	83
4.3.4.	Überwachung der Ruheatmung	84
4.3.5.	Signalintensität	85
4.3.6.	Transienten.....	86
4.3.7.	Respiratorische Pathologien	90
4.3.8.	Einfluss der Lage des Kindes	92
4.4.	Ergebnisse des Infant Dummys.....	93
4.5.	Ausblick.....	94

ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	VII
TABELLENVERZEICHNIS	IX
LITERATURVERZEICHNIS	X
ANHANG	XIX
PUBLIKATIONEN.....	XXXV
DANKSAGUNG	XXXVI
LEBENS LAUF	XXXVIII

Zusammenfassung

Die Überlebenschance frühgeborener Kinder konnte durch die Entwicklung diagnostischer und therapeutischer Verfahren in den letzten Jahren um ein Vielfaches verbessert werden. Insbesondere die Langzeitüberwachung der noch sehr instabilen Vitalparameter nimmt einen besonderen Stellenwert ein. Dabei erfolgt die konventionelle Überwachung von Vitalparametern über Elektroden, die auf der Hautoberfläche verklebt und mit Kabeln an entsprechenden Geräten verbunden sind. Diese Klebeverbindungen können die sensible und unreife Haut der Neonaten strapazieren und erhöhen das Risiko für Hautdefekte, Infektionen und Drucknekrosen. Eine berührungslose Alternative könnte diese zusätzlichen Stressoren minimieren. Dazu wurde in dieser Studie mit dem hochpräzisen Radarsystem *VitaSense* (IEE, Bissen, Luxemburg) gearbeitet. Dieses erfährt reguläre Anwendung in der Automobilindustrie, da es dazu fähig ist, Lebenszeichen schlafender Neugeborener wahrzunehmen und somit Alarm bei im Auto vergessenen, detektierten Kindern zu schlagen. Ob und inwiefern der Sensor anhand der Brustkorbbewegung darüber hinaus kontaktlos Atemmuster bei Neugeborenen abbilden kann, wurde in dieser Arbeit untersucht.

Die Anwendung des Sensorsystems innerhalb des Klinikalltags erforderte die Entwicklung eines geeigneten Messaufbaus, sowie die Anpassung des Systems auf die klinische Einsatzumgebung (Abbildung 25), das heißt auf die Gegebenheiten des regulären Klinikalltags. Hinzu wurde das *VitaSense*-System parallel zu einem konventionellen, kabelgebundenen Vitalmonitor als Referenz verwendet. In 36 Messreihen an zwölf hospitalisierten Frühgeborenen wurden für jeweils 25 Minuten simultan, kabelgebunden und mit Hilfe des berührungslosen Sensors deren Atmungskurven aufgezeichnet, verschiedene transiente Veränderungen des Atemmusters beobachtet und analysiert (Tabelle 6). Die Probanden der Studie waren auf der Neugeborenenstation des Universitätsklinikums Homburg hospitalisiert und wiesen als Frühgeborene im korrigierten Alter zwischen -48 und 11 Lebenstagen ähnliche Krankheitsbilder sowie Körperkonstitution auf (Tabelle 4). Innerhalb der Messungen an Neugeborenen wurden zusätzlich verschiedene Variablen und deren Einfluss auf das Messsystem wie beispielsweise der Neigungswinkel des Bettes, der Abstand zu Sensor-System oder die Doppelbelegung eines Wärmebettes im Rahmen des Co-Beddings betrachtet (Tabelle 5). Als weitere Referenzmethode zu den Messungen an realen Neugeborenen wurde mit Hilfe eines Dummys die kindliche Atmung simuliert und diese mit dem *VitaSense*-System erfasst (Abbildung 56, Abbildung 57 und Abbildung 58).

Die Messungen zeigten, dass das *VitaSense*-System auch die Atmung von Frühgeborenen suffizient erkennen kann (Anhang 2). Die Stärke der Millimeterwellentechnologie ist dabei die Erkennung geringer Bewegungen, die einen Rückschluss auf die Atmung erlaubt. Die hohe Sensitivität des Systems birgt jedoch auch das Risiko einer Artefaktanfälligkeit. Bei starken

Zusammenfassung

Bewegungen befinden sich die Daten des Sensors im gesättigten Bereich (Abbildung 32, Anhang 3). Die Studie zeigte, dass bei einem Probanden in Ruhe, beispielsweise im schlafenden Zustand, die Abbildung der Atmung gut möglich war (Abbildung 31). In Folgestudien sollten weitere Einflussparameter näher beleuchtet werden. Das Erkennen von Transienten, wie Weinen, Gähnen oder Schluckauf sowie pathologischer Atemmuster war möglich (Abbildung 50 und Abbildung 51). Der Abgleich zwischen den Daten des *VitaSense*-Systems und dem Vitalmonitor zeigte eine vergleichbare Aufzeichnung der Atmungskurve. Dies veranschaulicht sich insbesondere in der Abbildung der dokumentierten Cheyne-Stokes-Atmung. Zusammenfassend konnte anhand der Ergebnisse das Potential dieser Technik innerhalb der Vitalparameterüberwachung verdeutlicht werden. Die Stärken und Schwächen des Sensorsystems zeigten sich auch bei der Betrachtung der dummysimulierten Atmung. Die Ergebnisse dieser explorativen Studie bilden die Grundlage für weitere Entwicklungsschritte im berührungslosen Vitalparametermonitoring.

Abstract

The survival of premature infants could be improved significantly in recent years by the development of diagnostic and therapeutic procedures. In particular, long-term monitoring of the still very fragile vital parameters is of special importance. In this context, conventional monitoring of vital parameters is based on electrodes that are glued to the surface of the skin and connected with cables to appropriate devices. These adhesive connections can damage the sensitive and immature skin of neonates and increase the risk of skin defects, infections and pressure necrosis. A non-contact alternative could minimize these additional stressors. For this purpose, the high-precision radar system VitaSense (IEE, Bissen, Luxembourg) was used in this study. This is regularly used in the automotive industry, as it is able to detect vital signs of sleeping newborns and thus alarm in case of detected children forgotten in the car. This work investigated if and how far the sensor is able to map breathing patterns of newborns without contact based on the chest movement.

The application of the sensor system in everyday clinical practice required the development of a suitable measurement setup as well as the adaptation of the system to the clinical environment (Figure 25), i.e. to the conditions of daily clinical practice. In addition, the VitaSense system was used as a reference in parallel to a conventional, wired vital monitor. In 36 measurement series on twelve hospitalized preterm infants, their respiratory curves were recorded simultaneously, cable-connected and with the aid of the non-contact sensor for 25 minutes each, and various transient changes in the respiratory pattern were observed and analysed (Table 6). The probands of the study were hospitalized in the neonatal unit of the Homburg University Hospital and had similar clinical pictures as well as body constitution as preterm infants with corrected age between -48 and 11 days of life (Table 4). Within the measurements on newborns, different variables and their influence on the measurement system, such as the angle of inclination of the bed, the distance to sensor system or the double occupancy of a warming bed in the context of co-bedding, were additionally considered (Table 5). As a further reference method to the measurements on real newborns, infant breathing was simulated with the aid of a dummy and recorded with the VitaSense system (Figure 56, Figure 57 and Figure 58).

The measurements showed that the VitaSense system can also detect the breathing of premature infants sufficiently (Appendix 2). The strength of the millimeter wave technology is the detection of small movements, which allows an inference of respiration. However, the high sensitivity of the system also carries the risk of artifact susceptibility. In the case of strong movements, the sensor's data are in the saturated region (Figure 32, Appendix 3). The study showed that in a subject at rest, for example in a sleeping state, the imaging of respiration was well possible (Figure 31). In follow-up studies, other influencing parameters

Abstract

should be examined in more detail. The detection of transients such as crying, yawning or hiccups as well as pathological breathing patterns was possible (Figure 50 and Figure 51). The comparison between the data of the VitaSense system and the vital monitor showed a comparable recording of the respiratory curve. This is particularly illustrated in the mapping of the documented Cheyne-Stokes respiration. In summary, the results illustrated the potential of this technique within vital sign monitoring. The strengths and weaknesses of the sensor system were also evident when examining dummy-simulated breathing. The results of this exploratory study are the basis for further development steps in non-contact vital sign monitoring.

Abkürzungsverzeichnis

AF	Atemfrequenz
AMV	Atemminutenvolumen
AZV	Atemzugvolumen
BPD	bronchopulmonale Dysplasie
CAP	Community-Acquired-Pneumonia
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
dBm	Dezibel Milliwatt
EKG	Elektrokardiogramm
ERV	Expiratorisches Reservevolumen
FRC	Funktionelle Residualkapazität
HF	Herzfrequenz
HAP	Hospital-Acquired-Pneumonia
ID	Identifikationsnummern
ISM-Band	Industrial, Scientific and Medical Band
I & Q Verfahren	In phase & Quadrature-Verfahren
I-Wert	In phase-Signal
IRV	Inspiratorisches Reservevolumen
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
KG	Körpergewicht
OSAS	obstruktives Schlafapnoesyndrom
PTT	Pulse Transit Time
Q-Wert	Quadratursignal
REM	rapid eye movement
RV	Residualvolumen
O ₂	Sauerstoff
SpO ₂	Sauerstoffsättigung
VO ₂	Sauerstoffverbrauch

Abkürzungsverzeichnis

TLC	Totale Lungenkapazität
V_{DS}	Totraumvolumen
VAP	Ventilator-Associated-Pneumonia
VC	Vitalkapazität

1. Einleitung

1.1. Hintergrund der Arbeit

Nach der Pneumonie (1.3.1.6) ist die Frühgeburt die häufigste Todesursache bei Kindern unter fünf Jahren [77,109,138]. Weltweit kommen circa 10 % der Neugeborenen als Frühgeborene zur Welt. Definiert ist die Bezeichnung „Frühgeburt“ als Geburt vor der vollendeten 37. Schwangerschaftswoche [19]. Das Überleben der Frühgeborenen wurde in den letzten Jahren stetig verbessert. Überlebten in den 60er Jahren nur 30 % der Frühgeborenen, sind es 2001 ungefähr 95 %. Diese Verbesserung konnte durch intensivierete Pflege und eine effiziente medizinische Versorgung erreicht werden [100,137]. Allerdings gibt es zahlreiche Erkrankungen, die mit einer Frühgeburt einhergehen und das Leben des Kindes bedrohen. So haben Frühgeborene beispielsweise ein erhöhtes Risiko für intrakranielle Blutungen, bronchopulmonale Dysplasie (BPD) (1.3.1.5) oder periventrikuläre Leukomalazie [103,116]. Die geringe Reife wirkt sich insbesondere auf die Lungenentwicklung aus, wodurch sich vor allem respiratorische Problemstellungen ergeben. Diese können zwar durch die pränatale Steroidgabe bereits minimiert werden, stellen aber immer noch eine der größten frühgeburtlichen Pathologien dar. Die Steroidgabe zeigt auch präventive Wirkungen auf die Entstehung einer Hirnblutung [45]. Die Unreife des frühgeborenen Gehirns, insbesondere des Atemzentrums wirkt sich zusätzlich negativ auf die Atmung der Neugeborenen aus. Im Rahmen der noch fehlerhaften Atmungsregulation spielt das Bradykardie-Apnoe-Syndrom eine bedeutende Rolle [80,101]. Durch das unreife Immunsystem sind Frühgeborene zusätzlich geschwächt und für Infektionen besonders anfällig. Auch dies wirkt sich negativ auf ihre Überlebenschancen aus [45].

Da viele dieser Risikofaktoren nicht präventiv behandelt werden können, ist eine frühzeitige Diagnostik der verschiedenen Krankheiten und eine effiziente Überwachung der Vitalparameter von großer Bedeutung. Bereits kurz nach der Geburt erfährt das Frühgeborene zahlreiche Untersuchungen und Therapien. Bei insuffizienter Atmung erhält das Kind eine CPAP-Maskenbeatmung zur Stimulierung des eigenen Atemantriebs, auf die bei anhaltender Insuffizienz eine Intubation folgen kann. Venenverweilkanülen und Magensonde werden gelegt, Elektroden, Blutdruckmanschette und Sauerstoffsättigungssensoren (SpO₂-Sensoren) werden angebracht, Infusionen und Medikamente bei Bedarf appliziert oder Blutproben entnommen. In der Regel erfolgen diagnostische Röntgen- und Ultraschalluntersuchungen. Bis zu einer vollständigen Stabilisierung verbleibt der größte Teil dieser Versorgungsmittel am Patienten [127].

Diese ganzen Maßnahmen sind für das Neugeborene überlebenswichtig, auch wenn sie gleichzeitig eine Belastung darstellen. Die maschinelle Beatmung kann für Frühgeborene aufgrund ihrer unreifen Lunge zum essenziellen Überlebensfaktor werden. Allerdings erhöht

sich mit dieser nicht nur das Risiko für einen Pneumothorax, sondern auch beispielsweise für eine BPD (1.3.1.5) oder eine Pneumonie (1.3.1.6). Diese können langfristig zu Ödemen oder Fibrosierungen der Lunge führen [10,29]. Aufgrund der Unreife des Verdauungstraktes besteht das Risiko für eine nekrotisierende Enterokolitis [84,132]. Viele der diagnostischen und therapeutischen Interventionen sind für das Neugeborene mit Schmerzen verbunden. Diese gewinnen durch die hohe Schmerzempfindlichkeit der Neugeborenen eine besondere Bedeutung [4]. Eine Blutentnahme ist für ein Neugeborenes nicht nur mit zusätzlichem Schmerz, Stress und Blutverlust verbunden, sondern stellt vermutlich zudem eine psychische Belastung dar [55]. Diese kann längerfristige Folgen verursachen. Davon sind insbesondere Frühgeborene betroffen [4,35].

Zur Standardüberwachung auf Intensivstationen gehören die Bestimmung der Atemfrequenz und der Sauerstoffsättigung, sowie das Monitoring der Herzaktivität. Diese Parameter werden über mehrere Kabel und Sensoren, die meist durch Klebepads auf der Haut befestigt sind, erfasst. Diese Verkabelung schränkt den Patienten in seiner Bewegungsfreiheit ein. Diese Eingrenzung kann eine weitere Belastung darstellen und den Heilungsprozess negativ beeinflussen. Hinzu kommt die Tatsache, dass die Klebstoffe der Elektroden und Sensoren die sensible Haut der Kinder irritieren und Drucknekrosen erzeugen können [21].

Nicht-invasive diagnostische Verfahren könnten somit dazu beitragen, die klinisch notwendige Versorgung für Intensivpatienten angenehmer zu gestalten und somit deutlich zu verbessern. Gerade für Neugeborene stellt die invasive Diagnostik einen großen Stressfaktor dar, welcher das Risiko für weitere Komplikationen erhöht. Darüber hinaus benötigen vielerlei pulmonale Untersuchungen die aktive Mitarbeit des Patienten, die im Falle der Neugeborenenendiagnostik nicht vorausgesetzt werden kann. Ein Beispiel hierfür stellt die Spirometrie dar, deren Anwendung in der pädiatrischen Diagnostik nicht möglich ist [50,131]. Oft ist es nötig, die Kinder für eine ausreichende Diagnostik zu analgesieren oder zu sedieren [131]. Die verwendeten Opioide wirken hierbei oft zusätzlich atemdepressiv und können die Symptome des Kindes sogar verschlechtern [120]. Des Weiteren sind zahlreiche diagnostische Methoden sehr zeitintensiv. Dies verhindert ein zeitnahes und präzises Therapiemangement. So wird beispielsweise die BPD erst retrospektiv diagnostiziert, sodass eine effiziente Behandlung erst nach den definierten 28 Tagen eingeleitet werden kann. Die wenigen klinischen Zeichen, die sich bereits in der ersten Lebenswoche zeigen [48], können allerdings nur durch ein invasives Vorgehen (Röntgen, Blutgasanalyse) ermittelt werden. Bei solchen respiratorischen Erkrankungen sind es meist mehrere Faktoren, die als diagnostische Marker dienen können und bedeutsam für das weitere medizinische Vorgehen sowie die Risikoabwägung des Patienten sind.

1.2. Das Atmungssystem des Menschen

Das Atmungssystem ist aus den oberen und unteren Atemwegen aufgebaut. Zu den oberen Atemwegen und auch dem luftleitenden System gehören der Nasen-/Rachenraum und der Larynx. Deren Aufgabe ist es, die Atemluft anzufeuchten, zu erwärmen und grob zu filtern. Die unteren Atemwege werden weiter unterteilt in luftleitende und gasaustauschende Abschnitte. Trachea, Bronchien, Bronchiolen und *Bronchioli terminalis* dienen der Luftleitung. Ab den *Bronchioli respiratorii* beginnt die gasaustauschende Fläche, die sich in den Alveolen fortsetzt (Abbildung 1). Die Alveolen sind mit Pneumozyten ausgekleidet, die sich in zwei Gruppen differenzieren lassen: Typ 1 ist für den Gasaustausch verantwortlich, Typ 2 für die Surfactantproduktion [11].

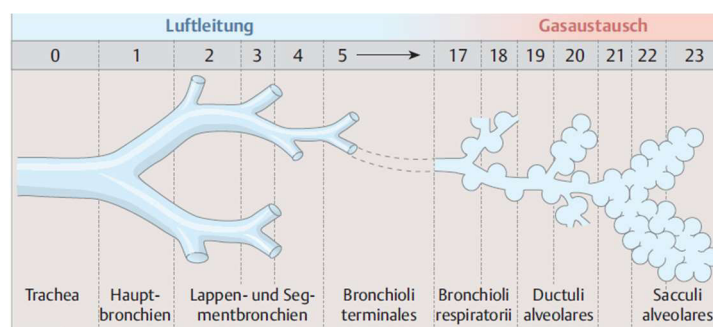


Abbildung 1: Gliederung des Bronchialbaums

Der Bronchialbaum teilt sich in seinem Verlauf circa 20-mal auf. Beginnend bei der Trachea spaltet er sich in den linken und rechten Hauptbronchus. Diese untergliedern sich fortlaufend in die Lappen- und Segmentbronchien. Am Übergang der Bronchioli terminalis in die Bronchioli respiratorii endet das luftleitende System und der Bereich des gasaustauschenden Systems beginnt. Die Bronchioli respiratorii gehen in die Ductuli alveolares über, die sich dann in die Sacculi alveolares fortsetzen [17].

Das Surfactant ist für die Atemmechanik unabdingbar, da es mit seinem Phospholipidanteil die Oberflächenspannung der Alveolen herabsetzt und somit die Atemarbeit vermindert. Gerade kleinere Alveolen haben im Gegensatz zu den großen Alveolen eine erhöhte Oberflächenspannung. Ohne oberflächenaktive Substanzen wie Surfactant würde die enthaltene Luft der kleineren Alveolen in die größeren abgegeben werden. Dadurch kommt es zum Zusammenfall der kleinen Alveolarräume und kann zum Kollaps ganzer Lungenabschnitte führen [17]. Embryologisch wird dieser erst ab der 24+0 Schwangerschaftswoche gebildet und bis zur 36+0 Schwangerschaftswoche leidet das Ungeborene an einem Surfactantmangel [46]. Dieser Mangel wirkt sich auf die Frühgeborene negativ aus, da die ohnehin unreife Lunge gegen eine erhöhte Atemarbeit antreten muss.

Der Atemmechanismus wird in die In- und Expiration, sowie die Atemruhelage gegliedert. Beim gesunden Erwachsenen wird die Inspiration durch einen Unterdruck bedingt. Durch die Vergrößerung des Thorax- und folglich des Lungenvolumens fällt der intrapulmonale Druck ab und die Luft folgt dem Druckgefälle in die Alveolen (Abbildung 2). Dieser Mechanismus wird aktiv durch die *Mm. intercostales externi* bewirkt, die gegebenenfalls durch weitere Atemhilfsmuskeln unterstützt werden. Die Expiration ist im Gegensatz ein passiver

Vorgang. Die elastische Rückstellkraft der Lunge verkleinert das Volumen und sorgt somit für einen Überdruck, der die Luft aus dem Lungengewebe rausdrückt (Abbildung 2) [17].

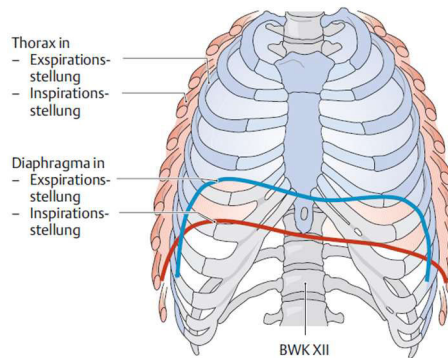


Abbildung 2: Volumenverteilung der Brusthöhle bei In- und Expiration

Der blau unterlegene Thorax gibt die Stellung der Rippen bei Expiration wieder. Das in blau eingezeichnete Diaphragma stellt ebenfalls die Expirationsstellung dar und ist im entspannten Zustand. Der rot angefärbte Thorax, sowie das in Rot dargestellte Diaphragma beziehen sich auf die Inspirationsstellung. Die Rippen sind dabei angehoben und das Diaphragma angespannt [11].

1.2.1. Vergleich kindlicher und adulter Atmung

Die Atmung der Frühgeborenen wird nicht nur durch einen Surfactantmangel erschwert. Auch der noch sehr instabile und weiche Thorax, bei dem die Rippen horizontal angeordnet sind und die schwach aufgebauten Muskeln sorgen bei Früh- und Reifgeborenen für eine erhöhte Atemarbeit. Durch die kindliche Rippenanordnung nehmen die Interkostalmuskeln eine untergeordnete Rolle ein und werden durch die Zwerchfellmuskulatur abgelöst. Somit atmen Frühgeborene wie Reifgeborene in das Abdomen und weniger in den Thorax. Aufgrund des unreifen Atemzentrums liegt bei Frühgeborenen häufig die periodische Cheyne-Stokes-Atmung (1.3.2) vor [136]. Diese geht mit zunehmender Reife in die regelmäßige Atmung der Reifgeborenen über. Eine weitere Belastung für die Atemarbeit des Neugeborenen sind die kleinen Durchmesser der Atemwege und die empfindliche Schleimhaut, die auf geringe Irritationen mit einer Schwellung bis hin zur Blutung reagiert. Zusätzlich liegt die durchschnittliche Atemfrequenz bei Weitem über der Normfrequenz eines Erwachsenen (Abbildung 3) [46,63].

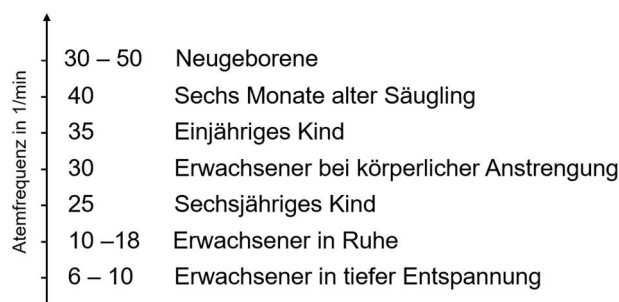


Abbildung 3: Normwerte der altersabhängigen Atemfrequenz

Während der Entwicklung eines Menschen nimmt die Atemfrequenz zunehmend ab. Des Weiteren ist diese vom Aktivierungszustand eines Menschen abhängig [nach 33].

Da das Organvolumen sich meist proportional zur Körpergröße verhält, ist das Atemzugvolumen (AZV) mit 6-8 ml/kg Körpergewicht (KG) eine altersunabhängige Größe. So erfordert der höhere Energieumsatz beim Kind eine Steigerung der Atemfrequenz, die mit einer Erhöhung des relativen Atemminutenvolumens einher geht. Der erhöhte Energieumsatz ergibt sich dabei aus der Wärmeproduktion und Thermoregulierung des Kindes. Dieser gesteigerte Sauerstoffbedarf passt sich innerhalb des ersten Lebensjahres weitestgehend an. Die funktionelle Residualkapazität (FRC), die sich aus dem Residualvolumen (RV) und dem expiratorischen Reservevolumen (ERV) zusammensetzt, ist hingegen beim Neugeborenen kleiner als beim Erwachsenen, wodurch sich eine geringere Apnoetoleranz ergibt (Abbildung 4) (Tabelle 1) [63].

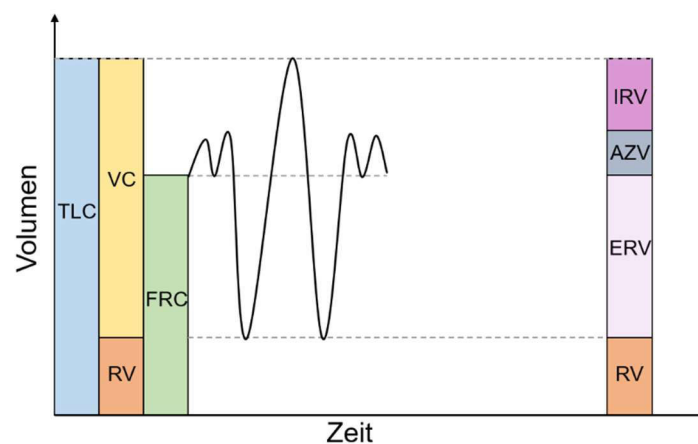


Abbildung 4: Lungenvolumina und -kapazitäten

TLC = Totale Lungenskapazität; VC = Vitalkapazität; RV = Residualvolumen; FRC = Funktionelle Residualkapazität; IRV = Inspiratorisches Reservevolumen; AZV = Atemzugvolumen und ERV = Expiratorisches Reservevolumen [nach 17].

Tabelle 1: Vergleich atemphysiologischer Parameter bei Reifgeborenen und Erwachsenen

Der Vergleich atemphysiologischer Parameter zeigt, dass Kinder, insbesondere Neugeborene, ihre Atemfrequenz um ein Vielfaches gegenüber eines Erwachsenen steigern müssen, um eine identische Energieumsatzsteigerung zu kompensieren [nach 33,63].

Parameter	Einheit	Neugeborenes (3,5 kg KG)	Erwachsener (70 kg KG)
Energieumsatz			
absolut	W	7 - 9	70 - 90
relativ	W/kg	2,0 – 2,5	1,0 - 1,2
Sauerstoffverbrauch (VO ₂)			
absolut	ml/min	25	250
relativ	ml/min/kg	7,0	3,5
Atemzugvolumen (AZV)			
absolut	ml	25	500
relativ	ml/kg	7	7
Atemfrequenz	1/min	30 - 50	15

Fortsetzung Tabelle 1

Atemminutenvolumen (AMV = AZV * AF)			
absolut	ml/min	750	7,5
relativ	ml/min/kg	200	100
Totraumvolumen (V _{DS})			
absolut	ml	7	140
relativ	ml/kg	2	2
Funktionelle Residualkapazität (FRC)			
absolut	ml	100	3000
relativ	ml/kg	30	40
Verhältnis FRC zu AZV		1:4	1:6

Das Atmungssystem reift bis zum zweiten Lebensjahr des Kindes weiter aus. Mit zunehmendem Alter senken sich die Rippen ab und die Gasaustauschfläche wird größer, sodass die Atemfrequenz immer mehr auf das Niveau eines Erwachsenen sinkt [46,108].

1.2.2. Weitere kindliche Atemmuster

Wie bereits in 1.2.1 erwähnt, unterscheidet sich die Atmung der Neugeborenen und Säuglinge stark von der Atmung eines Erwachsenen. Doch auch das Gestationsalter bei Geburt spiegelt sich in den Atemmustern der Neugeborenen wider. Je früher die Geburt stattfindet, desto geringer ist das Atmungssystem mit all seinen Bestandteilen ausgebildet. Häufig leiden die Frühgeborenen zusätzlich an Flüssigkeitsinfiltraten der Lunge, sowie einem erheblichen Surfactantdefizit [126]. Jacopo P. Mortola zeigte, dass das Atemmuster in den ersten drei Lebenstagen der Neugeborenen noch sehr variabel ist und führt dies auf die Adaption des Kindes an seine neue Umgebung zurück. Diese sei zwar binnen der ersten Lebensstunden zum größten Teil vollzogen, würde jedoch in geringer Art und Weise in den ersten Lebenstagen variieren. Des Weiteren beschreibt er, dass die Regelmäßigkeit, beziehungsweise die Unregelmäßigkeit der Atemmuster unabhängig vom Schlafstadium des Neugeborenen ist und sich keine signifikanten Unterschiede zwischen REM- und Non-REM-Schlaf zeigen [89]. Zusätzlich stellt er bei den Säuglingen eine paradoxe Atembewegung des Brustkorbs fest, welche vermutlich durch die noch weichen Knochen und die schwach ausgebildeten Interkostalmuskeln zustande kommt [88]. Auch die Position des Kindes nimmt zusätzlich zur Umgebungsumstellung Einfluss auf die Atmung. Georgette Gouna und Kollegen demonstrierten in einer Studie über den Effekt der Position des Kindes auf die Lungenfunktion und das Atemmuster, dass viele Parameter von dieser abhängen. So zeigte sich, dass die Sauerstoffsättigung in Linksseiten- oder Bauchlage höher ist als in Rückenlage

und auch das Atemzugvolumen einen höheren Wert erreichen kann. Die Inspirationszeit lässt sich durch die Lage des Kindes nicht verändern. Die Synchronisation der thoracoabdominellen Bewegung während der Atmung wird in Linksseiten- und Bauchlage positiv beeinflusst und das Vorkommen von Apnoen und periodischer Atmung vermindert [47]. Die Lage des Kindes beeinflusst darüber hinaus die Atembewegung des Thorax ebenso wie das Alter des Kindes [37].

1.3. Häufige respiratorische Pathologien des Säuglings und Kleinkindes

1.3.1. Neonatale Atemstörungen

Neonatale Atemstörungen kommen gehäuft bei Frühgeborenen vor und sind in der erst späten Lungenreife begründet. Dabei sind die Hauptsymptome eine Tachypnoe (Atemfrequenz > 60/min), inspiratorische Einziehungen, expiratorisches Stöhnen, Nasenflügeln, Aktivierung der Atemhilfsmuskulatur, sowie periphere und zentrale Zyanose [46].

1.3.1.1. Arten der Dyspnoe

Unter Dyspnoe versteht man eine erschwerte oder gestörte Atmung, die anhand des Atemmusters weiter differenziert werden und auf unterschiedliche Ursachen zurückgehen kann (Tabelle 2). Sie kann durch eine Störung der Atemfrequenz (AF), der Atemtiefe oder des Rhythmus entstehen. Dabei können die einzelnen Parameter erhöht oder auch erniedrigt sein. Beispiele für Arten der Dyspnoe sind die Bradypnoe (erniedrigte AF) und Tachypnoe (erhöhte AF), oder auch die Hypo-/Hyperventilation (verminderte/erhöhte Atemleistung) [131]. Die Angabe der Atembeschwerden und der Schwere erfolgt dabei oft subjektiv.

Tabelle 2: Objektivierbare Atemmuster einer Dyspnoe
[nach 131]

Art	Charakteristik
Apnoe (0)	Keine Atmung über > 20 s
Hypopnoe	Verminderte Atemfrequenz und/oder -tiefe
Hyperpnoe	Erhöhte Atemfrequenz und/oder -tiefe
Bradypnoe	Verminderte Atemfrequenz
Tachypnoe	Erhöhte Atemfrequenz
Hypoventilation	Verminderte alveoläre Ventilation und Atemarbeit
Hyperventilation	Erhöhte alveoläre Ventilation und Atemarbeit

1.3.1.2. Neonatale Apnoe

Im Rahmen der pulmologischen Diagnostik ist die Apnoe beim Erwachsenen definiert als eine Atempause von > 10 s [17]. Dieser festgelegte Zeitwert kann nicht unverändert auf die neonatale Apnoe übertragen werden und müsste auf die besondere Physiologie angepasst werden. Zum jetzigen Zeitpunkt existieren mehrere verschiedene Definitionen und Richtwerte [18,75], die ein einheitliches Beschreiben der neonatalen Apnoe nicht möglich machen. Dies hängt vermutlich auch mit der variablen und erhöhten Atemfrequenz von Neugeborenen und Säuglingen zusammen. Eine Studie von Elder und Kollegen zeigte, dass sich die Konsequenzen, welche sich aus der Atempause ergeben, zur Diagnose besser eignen als die Dauer der Pause. So ist die Einführung einer Untergrenze bei verschiedenen Parametern wie beispielsweise der Herzfrequenz oder der Sauerstoffsättigung klinisch sinnvoller, als eine Pause von > 20 s als Apnoe zu bezeichnen [30]. Genauere Werte sind hierfür allerdings nicht determiniert. Eine neonatale Apnoe ist stets als pathologisch anzusehen und ihre Erkennung ist für den Gesundheitsstatus des Kindes von großer Bedeutung, da sie auf ein akutes, pathologisches Ereignis hindeutet [32].

Eine gesonderte Rolle im Rahmen der neonatalen Apnoe nimmt das Apnoe-Bradykardie-Hypoxämie-Syndrom der Frühgeborenen ein. Hier werden zusätzlich zu einer Apnoedauer von > 20 s ein Abfall der Herzfrequenz auf unter 80/min und ein Sinken der Sauerstoffsättigung unter 80 % als Diagnosekriterien festgehalten [102,121]. Als ursächlich für diese Syndrom wird die Unreife der Atmungsorgane und der neuralen Atmungsregulation angesehen. Des Weiteren zeigt sich ein Zusammenhang zwischen dem Auftreten des Apnoe-Bradykardie-Syndroms und weiteren Erkrankungen wie beispielsweise Infektionen, einen fehlerhaften Elektrolythaushalt oder zerebelläre Pathologien [80,102,121].

1.3.1.3. Periodische Atmung

Die periodische Atmung ist ein Phänomen, das physiologisch bei Neugeborenen vorzufinden ist. Sie ist definiert als ein relativ kurzer, periodischer Atemzyklus, der durch mindestens drei Atempausen von mindestens drei Sekunden und anschließender Unterbrechung von höchstens 20 s Atemarbeit gekennzeichnet ist [93]. Sie zeigt sich häufig ab der zweiten Lebenswoche und kann bis zum sechsten Lebensmonat beobachtet werden. Die Häufigkeit ist dabei erst steigend und fällt anschließend weiter ab [15]. Ihr Auftreten hängt mit dem Gestationsalter bei Geburt zusammen. So sind sehr Frühgeborene und Reifgeborene weniger von der periodischen Atmung betroffen als reifere Frühgeborene [99]. Die neonatale Apnoe (0) ist von der periodischen Atmung stets abzugrenzen, sie gilt als pathologisch und tritt vermehrt in den ersten 36 Lebensstunden auf [15]. Ursache für die periodische Atmung ist die Umstellung der Chemorezeptoren nach der Geburt, die so in ihrer Empfindlichkeit

variieren [20]. Obwohl die periodische Atmung als nicht pathologisch angesehen wird, gibt es dennoch Anzeichen für einen Zusammenhang mit verschiedenen Krankheiten. So unterscheidet man von der periodischen Atmung die extreme periodische Atmung, die durch mehr als sechsmaliges Auftreten in zwölf Stunden und einem zeitlichen Anteil von prozentual mehr als 10 % definiert wird. Diese extreme periodische Atmung zeigte in einer Studie von Patel und Kollegen eine Assoziation zu verschiedenen Pathologien, wie beispielsweise dem plötzlichen Kindstod oder einer Sepsis [99].

1.3.1.4. Atemnotsyndrom / Respiratory Distress Syndrome

Das Atemnotsyndrom ist mit 50 – 60 % der respiratorischen Erkrankungen des Frühgeborenen die führende Ursache für Dyspnoe. Die Hauptursache liegt bei dieser Erkrankung im Surfactantmangel. Dabei entwickelt das Neugeborene nach einem meist symptomfreien Intervall eine Tachypnoe, die bei einer Atemfrequenz von 100/min liegen kann. Dyspnoe und die bereits erwähnten respiratorischen Symptome vervollständigen das Bild des Atemnotsyndroms. Diagnostisch festigt sich das Krankheitsbild durch die Symptomatik, eine Blutgasanalyse mit Hypoxämie und Hyperkapnie sowie eine Röntgenaufnahme des Thorax. Die Röntgenuntersuchung dient der Einteilung des Atemnotsyndroms nach Couchard und Giedion [46]. Es besteht ein erhöhtes Risiko für Pneumonien (1.3.1.6), intrazerebrale Blutungen und die bronchopulmonale Dysplasie (1.3.1.5).

1.3.1.5. Bronchopulmonale Dysplasie

Die bronchopulmonale Dysplasie (BPD) entsteht nach längerer maschineller Beatmung des Neugeborenen und ist eine häufige Komplikation des Atemnotsyndroms (1.3.1.4). Gekennzeichnet ist die BPD durch die anhaltenden respiratorischen Probleme, eine O₂-bedürftige Hypoxie und ein pathologisches Röntgenbild des Thorax [71]. Sie wird erst retropektiv diagnostiziert, sodass eine effiziente Behandlung erst nach den definierten 28 Tagen eingeleitet werden kann [48]. Die wenigen klinischen Zeichen, wie beispielsweise Veränderungen im O₂-Haushalt, die sich bereits in der ersten Lebenswoche zeigen, können zurzeit nur durch ein invasives Vorgehen (Röntgen, Blutgasanalyse) ermittelt werden. Kennzeichnend sind weiterhin die typischen respiratorischen Symptome des Neugeborenen (1.3.1).

1.3.1.6. Pneumonie

Die Pneumonie ist für Kinder unter fünf Jahren die häufigste Todesursache weltweit [19]. Die Ursachen der Pneumonie können dabei verschieden sein. Eingeteilt wird die Pneumonie in ambulant (*CAP = Community-Acquired-Pneumonia*) und nosokomial (*HAP = Hospital-Acquired-Pneumonia*) erworben. Die beiden Formen unterscheiden sich nicht nur durch den Ansteckungsort, sondern auch durch ihr Erregerspektrum. Als Unterform der nosokomialen Pneumonie ist die beatmungsassoziierte Pneumonie (*VAP = Ventilator-Associated-Pneumonia*) abzugrenzen. Die entsprechende Klinik hängt zusätzlich vom Erregertyp ab. So ist beispielsweise die typische bakterielle Pneumonie von einem akuten Beginn mit Fieber, Schüttelfrost, Tachykardie und trockenem Husten gekennzeichnet, wohingegen die nosokomiale Pneumonie gehäuft bei beatmeten Patienten auftritt und sich lediglich durch ein neu aufgetretenes Fieber, ansteigende Entzündungsparameter und Atemnot äußern kann. Je nach bestehender Vorerkrankung erschwert sich hierbei die Diagnose. Ausschlaggebend für das Vorliegen einer Pneumonie ist ein neu aufgetretenes röntgenologisch darstellbares Infiltrat der Lunge. Hinzu kommen Klinik und Erregernachweis. Die Therapie ist dabei abhängig vom Erreger [9]. Mit 20 % ist die Pneumonie die zweithäufigste Ursache für eine neonatale Atemstörung. Die Klinik ist dabei typisch (1.3.1) [46].

1.3.2. Pathologische Atemmuster

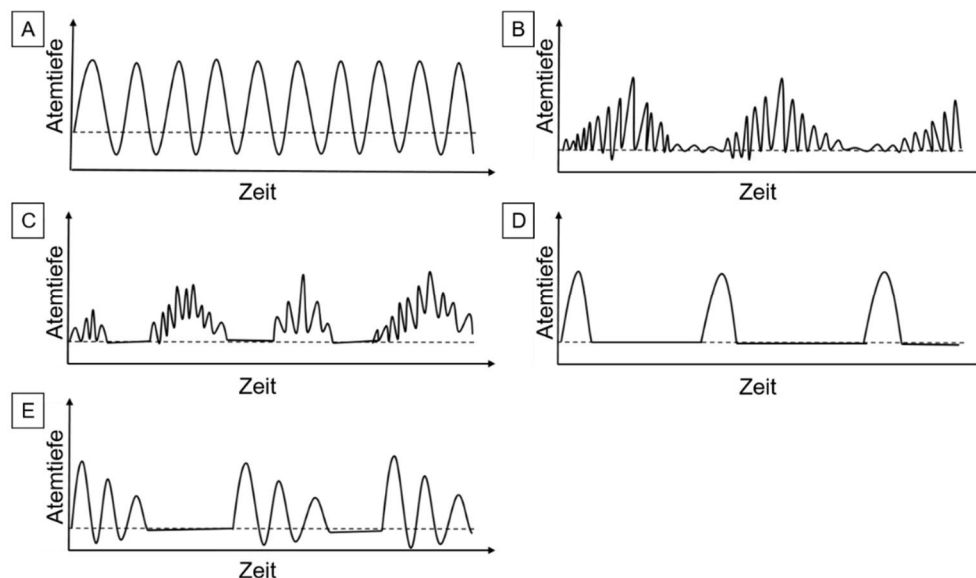


Abbildung 5: Pathologische Atemmuster

A Kussmaulatemung; **B** Cheyne-Stokes-Atmung; **C** Biot-Atmung; **D** Schnappatmung; **E** Seufzeratmung [nach 6,9,58].

- Kussmaulatemung

Die Kussmaulatemung (Abbildung 5 A) tritt insbesondere bei metabolischer Azidose auf und kann damit zum Beispiel hinweisend für einen Diabetes mellitus mit Ketoazidose

sein. Charakterisiert wird die Kussmaulatmung über tiefe Atemzüge und eine erhöhte Atemfrequenz (beim Erwachsenen $> 20/\text{min}$), die zu einer Hypokapnie führen [6,130].

- Cheyne-Stokes-Atmung

Die Cheyne-Stokes-Atmung (Abbildung 5 B) obliegt einer Fehlregulation der CO_2 -abhängigen Atemregulation [6]. Dabei ist die Toleranzschwelle der Chemorezeptoren für CO_2 herabgesetzt und somit die Sensitivität für diesen Atmungstrigger erhöht. Des Weiteren ist der Chemorezeptorenreflex des *Glomus caroticum* bei Hypoxie nachweislich erhöht. Dieser führt zu einer Hyperventilation mit einem Abfall des arteriellen CO_2 -Partialdrucks im Blut. Fällt dieser unter die erniedrigte Toleranzschwelle der Chemorezeptoren, kommt es zur einer Apnoephase, die mit dem Wiederanstieg der arteriellen CO_2 -Konzentration, beziehungsweise des Partialdrucks einhergeht. Dies regt das Atemzentrum zur erneuten Ventilation an. Durch die verlangsamten Reaktionen kommt es im Atemmuster zu einem periodischen An- und Abstieg der Atemtiefe [115]. Dieser Atmungstyp ist ein Anzeichen für eine Herzinsuffizienz oder eine Minderdurchblutung des Gehirns [6,130].

- Biot-Atmung

Die Biot-Atmung (Abbildung 5 C) kann bei Schädigungen des Hirnstamms oder auch Meningitiden auftreten und charakterisiert sich anhand von periodischen Atemaussetzern und ungleichmäßiger Atemtiefe [6,130].

- Schnappatmung

Die Schnappatmung (Abbildung 5 D) zeigt sich häufig als Vorbote des Atemstillstandes und ist Ausdruck des Mangels an Atemantrieb. Sie ist definiert als eine Atemfrequenz $< 6/\text{min}$ [58,130].

- Seufzeratmung

Die Seufzeratmung (Abbildung 5 E) gehört zum klassischen Bild des obstruktiven Schlafapnoesyndroms (OSAS). Sie ist das Resultat der Hyperkapnie, die durch immer oberflächlichere Atemzüge entsteht. Sie zeigt sich als Zyklus, der mit einem tiefen Atemzug beginnt und sich in eine Schwächung der weiteren Atemzüge fortsetzt. Nach einer kurzen Apnoephase beginnt der Zyklus erneut [6].

1.4. Transiente Veränderungen des Atemmusters

Das Atemmuster wird nicht nur durch Pathologien beeinflusst, sondern auch von physiologischen Vorgängen, die über kurze Zeit auf die Atmung einwirken. Diese sogenannten Transienten besitzen keinen Krankheitswert, haben aber dennoch einen Einfluss auf das Atemmuster.

1.4.1. Weinen

Weinen spiegelt sich in Atemmustern von Neugeborenen wider und wird gerade nach der Geburt als eine Art „Atembremse“ verwendet. Durch diesen Prozess signalisiert das Neugeborene die Fähigkeit zu einer tiefen Inspiration, welche durch ein forciertes Ausatmen unterbrochen wird. In einer Studie von te Pas und Kollegen wurde Weinen als eine tiefe Inspiration mit hochfrequenten Unterbrechungen durch eine Expiration definiert, auf die eine erneute Inspiration folgt [126]. Weinen kommt insbesondere in der frühen Phase der Kindheit häufig vor und spielt so eine wichtige Rolle im kindlichen Atemmuster. Ein sechswöchiger Säugling verbringt durchschnittlich drei Stunden am Tag mit Weinen, die Ursachen können dabei sehr variabel sein. Dies macht das Weinen in seiner Bedeutung als „nonverbales“ Kommunikationsmittel sehr unpräzise. Es kann Ausdruck eines dringenden Bedürfnisses wie beispielsweise Hunger sein oder auch nur der Aufmerksamkeitssuche dienen [36].

1.4.2. Grunzen

Grunzen unterscheidet sich vom Weinen durch ein niedrigeres Frequenzmuster und eine geringere Amplitude. Auch Grunzen dient dem Neugeborenen zur Verlangsamung der Expiration, Grundlage hierfür ist die Anspannung des Larynx [126]. Grunzen kann möglicherweise als ein Anzeichen für respiratorische Probleme gedeutet werden und stellt damit einen großen diagnostischen Faktor dar. Das Grunzen wird unter anderem beim Vorliegen einer Pneumonie häufiger aufgezeigt als von Gesunden [72].

1.4.3. Singultus (Schluckauf)

Singultus (Schluckauf) ist definiert als ein komplexer myoklonischer Reflex, der meist bei anfänglicher Inspiration auftritt [111]. Er entsteht durch eine unwillkürliche, meist einseitige Kontraktion des Diaphragmas und der Atemhilfsmuskulatur, die bereits beim Fötus zum Training der Muskulatur verwendet wird [31]. Ein zeitlich verzögerter Glottisschluss dient der Verhinderung einer Hyperventilation [23]. Die Ursachen sind hierbei sehr variabel, bei Neugeborenen wird weiterhin die Muskulatur trainiert. Die Häufigkeit des Schluckaufs ist dabei kurz nach Geburt höher und nimmt mit dem Alter ab [16,22].

1.4.4. Gähnen

Bereits am Ende des ersten Trimesters einer Schwangerschaft ist der Fötus in der Lage im Mutterleib zu gähnen [24]. Dieses Muster behalten der Mensch und auch viele andere Säugetiere bis an ihr Lebensende bei. Ein Gähnen dauert im Durchschnitt circa sechs Sekunden, kann allerdings auch erheblich kürzer, beziehungsweise länger sein [106]. Das Gähnen zeichnet sich durch eine lange Inspiration, gefolgt von einer kurzen Apnoe und eine kurze Expiration aus und wird typischerweise durch das weite Öffnen des Mundes begleitet [38,76]. Bei diesem Mechanismus handelt es sich, trotz der weit verbreiteten Annahme, nicht um einen Reflex auf einen O₂-Mangel oder erhöhte CO₂-Blutkonzentraion [38,105]. Provine und Kollegen zeigten, dass weder 100%iger Sauerstoff, noch erhöhte CO₂-Konzentrationen in der Atemluft die Dauer und Frequenz von Gähnen verändern. Diese Tatsache führt unter anderem zu der Auffassung, dass das Gähnen nicht als Atemmuster anzusehen ist, sondern viel mehr als stereotypische Handlung, die durch die Dehnung mehrerer Muskeln zur Entspannung und dabei gleichzeitig zur neuronalen Erregung führt, wenn diese durch fehlende äußere Reize weniger aktiviert werden [105]. Gerade bei Kindern läuft eine parallele Dehnung verschiedener Körperteile simultan ab [14]. Eine genaue Pathophysiologie wurde bis dato nicht beschrieben. Auslöser für ein Gähnen können Hunger, Müdigkeit, Langeweile und vieles mehr sein. In einem weiteren Ansatz kann Gähnen auch als Mittel zur Thermoregulation des Gehirns, insbesondere zur Kühlung betrachtet werden. Gallup und Gallup Jr. zeigten, dass sich durch Nasenatmung und Stirnkühlung ein Gähnen leichter unterdrücken lässt. Beide Mechanismen dienen der Abkühlung des Hirns und damit der Thermoregulation. Sowohl die Thermoregulation, als auch das Gähnen gehen vom Hypothalamus aus, wodurch eine weitere Verknüpfung entsteht [38]. Ein weiterer Aspekt, der sich hierbei ergibt, zeigt eine pathologische Qualität des Gähnens. So kann es auch Anzeichen einer Hirnverletzung oder Erkrankung sein [14].

1.5. Hitzschlag bei Kindern

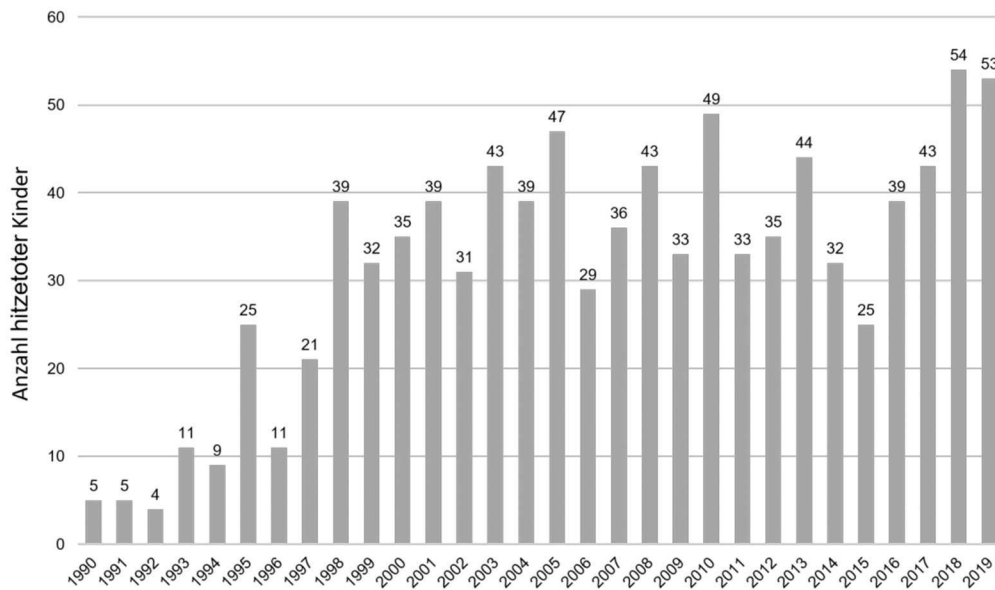


Abbildung 6: Statistik zu im Auto zurückgelassenen und am Hitzschlag verstorbenen Kindern in den USA seit 1990 (Stand 12/19)

Das Diagramm zeigt eine Zunahme der am Hitzschlag verstorbenen Kindern in den USA angefangen bei dem Jahr 1990. Im Jahr 2018 ist mit insgesamt 54 Kindern die höchste Todeszahl erreicht [nach 70].

Allein in den USA verstarben seit 1990 mehr als 830 Kinder am Hitzschlag, weil sie in einem Auto zurückgelassen wurden (Abbildung 6) [70]. Durch Stress und Zeitdruck im Alltag kommt es immer wieder zu solchen Unfällen. Die soziale Herkunft spielt dabei keine entscheidende Rolle [27]. So vergaß beispielsweise ein Vater in New York seine einjährigen Zwillinge auf dem Rücksitz seines Autos bevor er seine Schicht im Krankenhaus antrat [134]. Erst als er sich wieder auf den Heimweg machte, fielen ihm die leblosen Kinder auf. Eine Versuchsreihe von Grundstein und Kollegen zeigte, dass die Innentemperatur eines Autos an einem warmen Sommertag bereits nach 20 Minuten nicht mehr von einem Kleinkind kompensiert werden kann [49]. Auch im Saarland sind solche Vorfälle keine Seltenheit. So benötigte es im Juni 2020 die Hilfe der Feuerwehr, um mehrere Kinder aus einem selbstverriegelten Auto zu befreien. In diesem Fall wurden die Kinder von ihrer Mutter rechtzeitig entdeckt [92]. In einem anderen Fall ergriffen Passanten im September 2018 mit Hilfe der Polizei lebensrettende Maßnahmen um ein Kleinkind in der Saarbrücker Innenstadt aus einem überhitzten Auto zu bergen [133]. Doch nicht immer werden solche Kinder entdeckt und können dieser Gefahrensituation unbeschadet entkommen. Durch die Erkennung und Meldung eines eingesperrten Kindes könnten zahlreiche Unglücke verhindert werden. Systeme, die bereits für Erwachsene und Jugendliche funktionieren, könnten auf Kinder angepasst werden und somit eine neue Tragweite erreichen.

Die Gefahr beim vergessenen Kind im Auto besteht insbesondere im Hitzschlag. Bereits in den ersten 15 – 30 Minuten kommt es zu einem erheblichen Temperaturanstieg innerhalb des Autos. McLaren und Kollegen zeigten, dass selbst bei einem spaltbreit geöffneten

Fenster sich der Innenraum eines Kraftfahrzeuges stark erhitzt [83]. Grundstein und Kollegen zeigten auf, dass zu jeder Jahreszeit die Gefahr der Überhitzung im Auto besteht (Abbildung 7) [49].

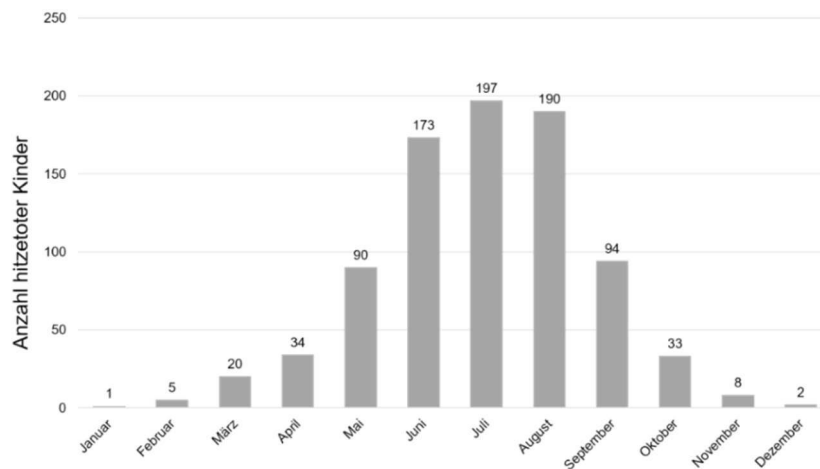


Abbildung 7: Monatliche Verteilung der am Hitzschlag verstorbenen Kinder in den USA im Zeitraum von 1998 bis 2019

Die höchste Anzahl an Todesfällen tritt in den Sommermonaten und den angrenzenden Frühlings- und Herbstmonaten auf. Auch in den Wintermonaten sind Opfer zu verzeichnen [nach 70,95].

Durch das Missverhältnis von Wärmeabgabe und –produktion kommt es zum Anstieg der Körpertemperatur, der letztlich zur Hyperthermie führt. Diese wirkt sich auf das gesamte Organsystem negativ aus. Häufig geht diese Dekompensation mit Zyanose, Nierenversagen, neurologischer Symptomatik und Rhabdomyolyse mit Hyperkaliämie einher. Dies erfordert meist eine maschinelle Beatmung und in schwerwiegenden Fällen auch eine Dialyse [12]. In Autopsien nach Überhitzung finden sich Petechien und Hämorrhagien in den Schleimhäuten der Patienten. Häufig sind hinzu Anzeichen einer Lungenstauung sichtbar [2]. Im Rahmen des entstehenden Lungenödems kommt es zu einer Tachypnoe und Dyspnoe mit Zyanosezeichen. Außerdem können Säuglinge und Kleinkinder diese Hitzeanstauung viel schlechter kompensieren als Erwachsene und stellen dabei eine besondere Risikogruppe dar. 82 % der 78 in den USA verstorbenen Kindern im erhitzten Auto zwischen Juli 2000 und Juli 2001 waren 0 - 3 Jahre alt (Abbildung 8) [129].

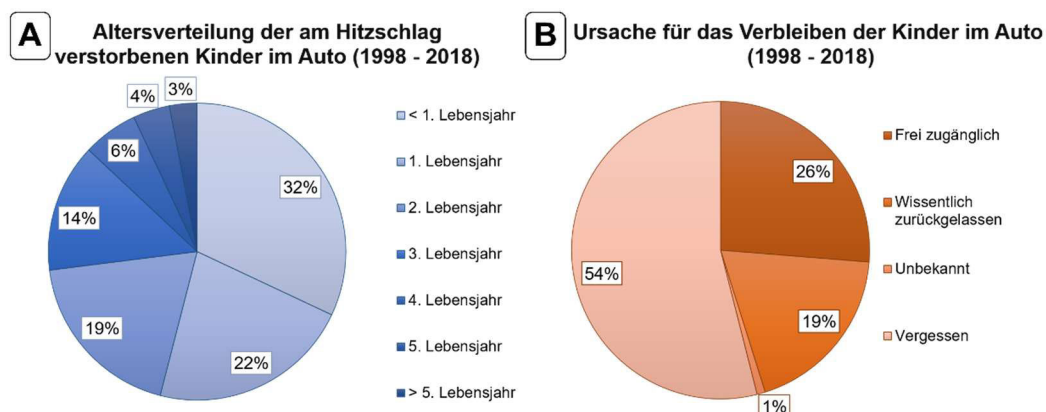


Abbildung 8: Prozentuale Verteilung hitzeter Kinder im Auto in den USA

A Altersverteilung der hitzeter Kinder im Auto; **B** Ursachenverteilung für das Zurücklassen hitzeter Kinder im Auto [nach 95].

1.6. Konventionelles Vitalmonitorings bei Neugeborenen

Ein wichtiger Bestandteil der Neugeborenenstationen stellt das Monitoring verschiedener Vitalparameter dar. Eine besondere Rolle spielen hierbei beispielsweise die Herzfrequenz (HF), das Elektrokardiogramm (EKG), die Atemfrequenz oder die Sauerstoffsättigung (SpO₂). Die Darstellung und Erfassung dieser Vitalparameter verdeutlichen nicht nur das aktuelle Befinden des überwachten Patienten, sondern ermöglichen insbesondere in der neonatalen Medizin durch Langzeitüberwachungen eine Vorhersage über das Mortalitätsrisiko des Neugeborenen und verschiedene Krankheitsbilder, zum Beispiel einer Sepsis. Dies fördert eine schnelle und angepasste Behandlung der vorliegenden Pathophysiologie. So ist gerade auf den Neugeborenenintensivstationen das durchgehende Vitalmonitoring ein wichtiger Bestandteil der Diagnostik (1.1) [4].

Darüber hinaus wird insbesondere bei Frühgeborenen eine Heimüberwachung der Vitalparameter angestrebt. Diese betrifft vor allem die Aufzeichnung von Herztätigkeit und Atmung. Ein Beispiel für ein solches Überwachungssystem stellt der Vitalmonitor *VitaGuard*® VG 3100 der Firma Getemed (Teltow, Deutschland) dar (2.1.4). Durch die Möglichkeit eines Akkubetriebs kann der Heimmonitor an vielerlei Lebenssituationen angepasst werden und darüber hinaus verschiedene Daten längerfristig speichern, um sie später in den Kliniken auslesen und bewerten zu können. Über die Anbringung von drei EKG-Elektroden wird nicht nur die Darstellung der elektrophysiologischen Herztätigkeit, sondern auch die der Atmung möglich. Ein EKG erlaubt dabei die Beurteilung der Herzaktivität über die Entstehung einer Potentialdifferenz während der elektrischen Erregung des Herzens. Die Ableitung erfolgt in diesem Fall über drei Elektroden, wobei die eigentliche Messung zwischen den zwei Brustelektroden stattfindet und die dritte Elektrode als Erdung verwendet wird. Die Genauigkeit der Messung hängt dabei von vielen Faktoren ab, wie beispielsweise der Klebequalität der Elektroden oder derer Positionierung. Die Anordnung ist dabei abhängig vom Alter des Patienten [41]. Da die Atmung kein eigenes elektrisches Signal besitzt, wird die Impedanz-Pneumographie verwendet. Diese beruht auf der Volumenverschiebung während In- und Expiration, die sich auf den Wechselstromwiderstand auswirkt [57]. Dieser wird über die EKG-Elektroden mit registriert und lässt Informationen über die Atemfrequenz zu. Wichtig für diesen Anwendungszweck ist die ruhige Lage des Patienten [57]. Durch die gleichzeitige Überprüfung der Grundimpedanz wird die Funktionsweise der Elektroden beurteilt. Zur genaueren Atemüberwachung arbeiten diese Monitore zusätzlich über einen SpO₂-Sensor. Dieser Sensor setzt sich aus einer Senderdiode und einem Empfänger zusammen. Die Senderdiode sendet infrarotes Licht aus, der Empfänger nimmt es wieder auf. Der gemessene Wert entsteht durch den prozentualen Anteil des absorbierten Lichts. Oxyhämoglobin und Desoxyhämoglobin unterscheiden sich in ihrer Absorption des infraroten Lichts und machen diese Berechnung möglich. Die Abbildung der Pulsfrequenz beruht auf

der Pulswelle, die bei jedem Herzschlag entsteht und das arterielle Volumen und damit auch die Absorption verändert. Störsignale sind dabei insbesondere bewegungsabhängig, da diese zu pulswellenartigen Strömungen im venösen System führen können und damit falsche Aussagen über die Pulsrate entstehen. Ein Teil der venösen Störkomponenten wird von den verschiedenen Systemen meist herausgerechnet [41].

Diese Art von Systemen wird zusätzlich durch weitere invasive Verfahren wie beispielsweise der Blutgasanalyse unterstützt. Diese diagnostischen Maßnahmen sind für das Neugeborene mit zahlreichen Stress- und Belastungsfaktoren gekoppelt, die sich gerade bei der Heimüberwachung auch negativ auf das Befinden des Kindes auswirken können (1.1).

1.7. Radarbasiertes Sensor-System: VitaSense

Das radarbasierte Sensor-System *VitaSense* (Abbildung 9) der Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg), als zentraler Punkt der Messmethodik stellt ein nichtinvasives und berührungsloses Überwachungssystem dar, welches zur Detektion von Autoinsassen entwickelt wurde. Die Funktionsweise beruht auf der Millimeterwellentechnologie (1.8). Der Sensor arbeitet in einem 24 GHz ISM-Band (Industrial, Scientific and Medical Band) und ähnelt in seiner grundsätzlichen Funktionsweise einem Bewegungsdetektor [104]. Ähnlich einem Ultraschallgerät dient das System dabei als Sender eines definierten Signals und zeitgleich auch als Empfänger der reflektierten Wellen.

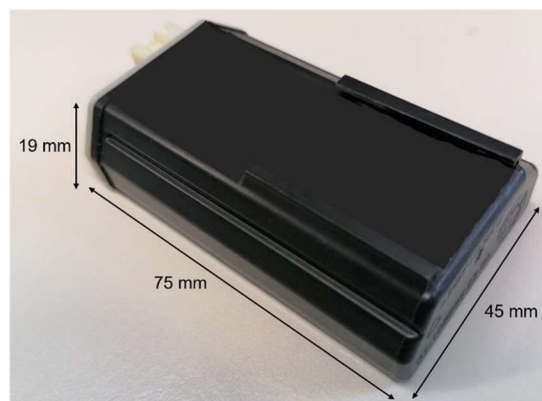


Abbildung 9: Sensor des VitaSense-Systems

Hersteller und Entwickler des Sensor-Systems ist die Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg). Der Sensor wird an ein Computersystem gekoppelt.

Der Sensor des *VitaSense*-Systems soll die Atmung, beziehungsweise die Verschiebung von Thorax und Abdomen der Fahrzeugpassagiere erfassen und anhand der Atembewegungen entscheiden, ob sich eine Person im Auto befindet oder nicht [104]. Während einer Atmung kann es dabei zu einer Höhendifferenz von 0,1 mm bis hin zu mehreren Millimetern kommen [74,118]. Diese Unterschiede können vom Sensor detektiert werden. Neben der Atemmechanik werden auch jegliche anderen Bewegungen vom *VitaSense*-System erfasst. Diese weisen in der Regel eine höhere Signalamplitude als minimale Atembewegungen auf.

Aus diesem Grund dienen sie der Schnellerkennung eines Insassen, geben jedoch über die Atemparameter wie Frequenz und Amplitude keinen Aufschluss [27,104]. Im Falle eines Frühgeborenen oder auch verschiedener Krankheitsbilder wie der BPD (1.3.1.5) kann eine asynchrone Bewegung von Thorax und Abdomen vorliegen. Diese äußert sich im System als Überlagerung der reflektierten Millimeterwellen [68]. Bei mangelnder Bewegungsaktivität, wie beispielsweise im Falle eines schlafenden Säuglings, fehlen dem Sensorsystem die ausgeprägten Signale zur Schnellerkennung. Hier muss das Sensor-System auf die niedrigamplitudigen Bewegungen der Atemmechanik rückgreifen und aus der zeitlichen Phasenänderung des Signals, die zur Detektion benötigten Atembewegung ermitteln [82,104]. Innerhalb dieses Erkennungsprozesses dient der Sensor der Signalgebung und Detektion, die Auswertung der erhobenen Daten erfolgt über das dazugehörige Computerprogramm [124].

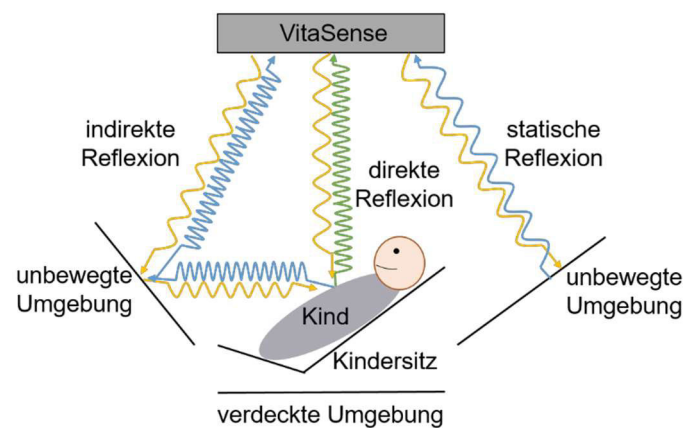


Abbildung 10: Schematische Darstellung der reflektierten Wellen eines Kindes im Auto

Die gelb dargestellten Wellen werden vom Sensorsystem ausgesandt und besitzen eine identische Frequenz und Wellenlänge. Die blaugefärbten Wellen werden nicht direkt vom Kind reflektiert, sondern treffen entweder nur auf die unbewegte Umgebung oder werden indirekt vom Kind über die unbewegte Umgebung reflektiert. Dabei wird die Frequenz der indirekt reflektierten Wellen verändert. Die grün eingezeichneten Wellen werden direkt vom Kind reflektiert und mit einer veränderten Frequenz vom Sensor detektiert [nach 28].

Das Signal des Sensors wird nicht nur durch die Bewegungen der Insassen beeinflusst, sondern auch durch zahlreiche Störfaktoren (Clutter) [124]. Darüber hinaus werden die ausgesandten Millimeterwellen nicht nur direkt vom Zielobjekt, zum Beispiel einem Kind, sondern auch indirekt von diesem und direkt von anderen Objekten reflektiert (Abbildung 10) [28]. Der Sensor allein kann allerdings nicht differenzieren, ob es sich bei dem reflektierten Signal um einen äußeren Einflussfaktor oder um einen Insassen handelt. Eine genauere Betrachtung und Unterscheidung der Signalherkunft können jedoch über das Analyse-Computerprogramm erzielt werden. Grundlage für die Datenverarbeitung stellen unter anderem die Radargleichung, die Dopplerttheorie und die Abstand-Geschwindigkeit-Beschleunigung-Zusammenhänge dar [124]. Das System ist in der Lage Signale aufgrund ihres Signalpegels, ihrer Frequenz und ihres Rauschabstandes näher zu charakterisieren und bestimmten Auslösern zuzuordnen [124].

Im Rahmen der Datenauswertung werden drei verschiedene Werte betrachtet. Die digitalisierten *I*- und *Q*-Werte stellen die Rohdaten der Aufzeichnungen dar. Sie beruhen auf dem *In phase & Quadrature-Verfahren* (*I- & Q-Verfahren*), das eine Darstellung der Phaseninformation ermöglicht. Sie entsprechen dem Pegel der Signalamplitude. Während der Messung erfasst das *VitaSense*-System die Amplitude des Echosignals. Für die Anwendung des Dopplereffekts wird jedoch zusätzlich die Phaseninformation benötigt, wozu das Echosignal in den Basisband heruntergemischt wird. Das *In phase-Signal* (*I-Wert*) stellt dabei den realen Anteil des Signals dar. Die Umwandlung erfolgt mittels der originalen Phasenlage der Referenzfrequenz. Das *Quadratursignal* (*Q-Wert*) repräsentiert im Gegenzug den imaginären Anteil der komplexen Zahl. Hier ist die Phase der Referenzfrequenz um 90° verschoben. Beide Werte ermöglichen den Rückschluss auf den entsprechenden Phasenwinkel und bilden im Verlauf einen Kreis innerhalb der I-Q-Ebene, der die Atembewegung darstellt. Ist die Brustamplitude gleich der Wellenlänge, würde sich diese Bewegung als geschlossener Kreis darstellen. Im Falle eines Säuglings liegt jedoch eine kleinere Brustamplitude vor. So wird nur ein Bruchteil des Kreises sichtbar. Der dritte Wert *R* ist der Radius dieses Kreises. Er beschreibt die Leistung des Echosignals und dient als Schwellenwert der Schnellerkennung des Systems und wird in Dezibel Milliwatt (dBm) angegeben [27,69,85]. Die Einheiten der Werte wurden für die Darstellung der Ergebnisse der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführter Untersuchungen normiert und einheitslos angegeben.

1.8. Grundlagen der Millimeterwellentechnologie und des Radars

Die Funktionsweise des Sensor-Systems *VitaSense* (1.7) der Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg) beruht auf der Grundlage der Millimeterwellentechnologie. Millimeterwellen liegen in einem Frequenzbereich von 30 GHz – 300 GHz und finden Anwendung in verschiedenen Bereichen [140]. Sie sind Grundlage für radarbasierte Systeme, Körperscans und den heutigen WLAN-Standard [25,139]. Vorteile dieser Technologie sind die Unabhängigkeit von Wärme und Licht, eine hohe Auflösung der Phaseninformation der jeweiligen Signale, der Dopplerfrequenz und das problemlose Durchdringen von Kleidung [104]. Die Millimeterwellentechnologie ist der Grundbaustein eines jeden Radarsystems. Mit diesem lassen sich Geschwindigkeiten, Abstände und Orientierung der Objekte bestimmen [128]. Durch die stetige Verbesserung dieser Systeme sind mittlerweile sogar Auflösungen im Mikrometerbereich möglich [65]. Diese Technik beruht auf der Aussendung eines Signals in Form einer elektromagnetischen Welle, die vom auftreffenden Objekt reflektiert und vom ausgesandten System erneut empfangen und weiter verarbeitet wird [128]. Die Entfernungsberechnung ergibt sich dabei aus der Wellengeschwindigkeit und der Zeitdifferenz, die das ausgesandte Signal vom Sender zum Objekt und wieder zurück zum

Empfänger benötigt. Werden die Millimeterwellen dabei in die freie Luft ausgesandt, dient die Lichtgeschwindigkeit als Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle [65]. Bei bewegten Objekten kommt es zur Dopplerverschiebung zwischen der ausgesandten und der empfangenen Welle. Daraus resultiert eine Frequenzänderung, die zur Bestimmung der Objektgeschwindigkeit, oder bei sehr langsamen Bewegungen zur zeitlichen Phaseninformationsauswertung herangezogen werden kann (Abbildung 11). Dies ermöglicht eine Differenzierung zwischen bewegtem und unbewegtem Objekt und eine Darstellung von Bewegungen innerhalb des Zielgegenstandes, wie beispielsweise der Atem- und Herzschlagbewegungen [61,119]. Der Dopplereffekt spielt folglich eine große Rolle für die Erfassung von Vitalparametern, wie Atemfrequenz und Herzschlag [27]. Durch diesen ist eine Darstellung der Radialgeschwindigkeit möglich und damit die Erfassung von Vitalparametern, beziehungsweise der damit verbundenen Bewegungen. Allerdings wird hierzu ein längerer Beobachtungszeitraum benötigt, um eine zuverlässige Detektion zu gewährleisten, da ein einzelner Atemzug nicht genug Informationen liefert um die Atemfrequenz zu bestimmen [61]. Die Reflexion ist dabei nicht nur abhängig vom relativen Winkel des Sensors/Empfängers sowie dem Winkel des Objektes, sondern auch von dem Material des darzustellenden Objektes [128]. Damit aus diesen physikalischen Gegebenheiten ein Radarsystem mit der Fähigkeit der Personenüberwachung erstellt werden kann, benötigt man viele einzelne Komponenten. Um die verwendete Antenne als Sender und Empfänger zu nutzen, wird ein Duplexer angewendet. Man spricht von einem monostatischen System. Der Empfänger sollte dabei in der Lage sein, verschiedene Rauschsignale auszublenden, da diese die Signalerkennung erschweren. Die Winkellage des erkannten Ziels kann aus dem Einfallswinkel des Echosignals mittels mehrerer Empfangsantennen detektiert werden [119]. Weiterhin ermöglichen mehrere Empfängerelemente eine genauere Darstellung der exakten Position des erkannten Objekts [61]. Die Darstellung der empfangenen Daten erfolgt dann über ein digitales System, wie zum Beispiel einem Computerprogramm. Die erfasste Signalleistung hängt dabei von der Leistungsdichte und der Aperturfläche der Antenne ab, wobei die Signalenergie sich besser zur Systembeschreibung eignet [119].

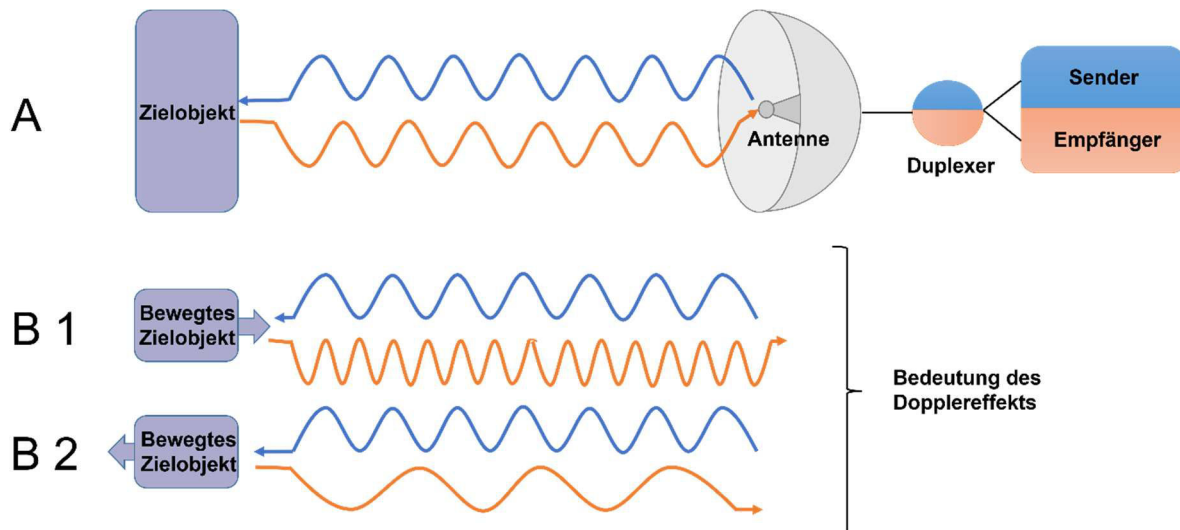


Abbildung 11: Schematischer Aufbau eines Radarsystems und die Bedeutung des Dopplereffektes

Die blau eingezeichneten Wellen werden vom Sender-Empfänger-System ausgesandt und besitzen alle die gleiche Frequenz. Die orangen dargestellten Wellen werden von den Zielobjekten reflektiert und abhängig von ihrem Bewegungszustand gemäß dem Dopplereffekt verändert. **A** Reflexion der Millimeterwellen an einem unbewegten Objekt; **B 1** Reflexion der Millimeterwellen an einem zum Radarsystem hinbewegten Objekt; **B 2** Reflexion der Millimeterwellen an einem zum Radarsystem wegbewegten Objekt [nach 61,119].

1.9. Ziele der Arbeit

Die stetige Entwicklung der Frühgeborenenversorgung führte in den letzten Jahren zu einer deutlichen Verbesserung der Überlebensrate. Die noch unreifen Kinder benötigen eine intensive Überwachung ihrer Vitalparameter, wodurch eine individualisierte Therapie ermöglicht werden kann. Die Organsysteme der Neugeborenen sind dabei oft noch nicht vollständig ausgebildet und anfälliger für Pathologien und Erkrankungen. Gerade das Atmungssystem ist von dieser Unreife stark betroffen. Zudem unterscheidet sich die Physiologie der Neugeborenen-Atmung stark von der eines Erwachsenen und bedarf einer gesonderten Überwachung. Die konventionell angewandten Methoden der Vitalparameterüberwachung sind hierbei fast immer kabelbasiert. Zusätzlich zu den zahlreichen Einflussfaktoren und Stressoren, denen das Frühgeborene ausgesetzt wird, erhöhen die Klebepads des Monitorings das Risiko für viele kutane Pathologien und Schmerzzustände. Die Reduktion dieses Stressfaktors könnte den Neugeborenen nachhaltig eine Entlastung bieten. Darüber hinaus ist die kindliche Atmung von zahlreichen Verhaltensmustern geprägt, die sich in Form von spezifischen und unspezifischen Transienten äußern. Diese Transienten können einen Hinweis auf pathologische Abläufe geben und beeinflussen das Atemmuster der Neugeborenen. Durch Verwendung bereits bestehender kontaktloser Verfahren könnte der Effekt der Transienten auf diese beobachtet werden und die negativen Einflüsse der kabelbasierten Methoden reduziert werden. Ein Ansatzpunkt hierfür stellt das radarbasierte Monitoringsystem *VitaSense* dar. Das ursprüngliche Anwendungsgebiet der Personenerkennung im Auto zur Prävention von Hitzetoden erfordert für die Anwendung im medizinischen Umfeld bei Neugeborenen eine

Anpassung des Systems auf die kindliche Atmung. Hierbei ergeben sich folgende Fragestellungen, die im Rahmen dieser Arbeit erörtert werden sollen:

- Ist eine Überwachung der Atmungsparameter im Rahmen des Vitalmonitorings einer Neugeborenenstation mit einem für die Personenerkennung entwickelten radarbasierten Sensorsystem aus der Automobilindustrie möglich und kann auf das unreife Atmungssystem der Frühgeborenen verlässlich angewendet werden?
- Ist das *VitaSense*-Sensorsystem in der Lage, Atmung suffizient abzubilden, unterschiedliche Atemmuster und Pathologien gezielt darzustellen und krankheitstypische Veränderungen zu identifizieren?
- Welche Stärken und Schwächen zeigt das kabellose Sensorsystem im Vergleich mit der kabelgebundenen Standardmethode und lassen sich die beiden Methoden miteinander vergleichen?
- Welchen Einfluss nehmen transiente Atemveränderungen auf die Darstellung des Atemmusters und lassen sich spezifische Muster den einzelnen Transienten zuordnen und charakterisieren?
- Eignet sich ein vakuumumpfenbasierter Säuglingsdummy zur Simulation von kindlicher Atmung und kann dieser zur Validierung der Patientenmessungen herangezogen werden?

2. Material und Methodik

2.1. Materialien

In Tabelle 3 sind die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Materialien aufgelistet.

Tabelle 3: Materialliste

Hersteller	Material
Getemed, Teltow, Deutschland	VitaData®
	VitaGuard® VG 3100
	VitaWin® 3.3
GraphPad Software, Inc., San Diego, USA	GraphPad Prism Software
IEE S. A., Bissen, Luxemburg	Adapter 1
	Infant Dummy LD10c
	VitaSense
Ikea of Sweden, Delft, Niederlande	Pelleplutt Schaummatratze
Kendall™, Covidien, Dublin, Irland	4203 Foam Neonatal Electrodes
Löwenstein Medical, Bad Ems, Deutschland	Wärmebett Lifetherm 2000
MasimoSET®, Neuchatel, Schweiz	LNCS® NeoPt Pulse Oximeter Adhesive Sensor
Microsoft Corporation, Washington, USA	Microsoft Excel 2016
	Microsoft PowerPoint 2016
	Microsoft Word 2016
Oostwoud, Franeker, Niederlande	Gitterbett Sinnebed
Prototyp nach eigenen Maßen hergestellt	Adapter 2
Stieglmeyer, Herford, Deutschland	Säuglingsbett Idaro
Tama, Gutenstetten, Deutschland	HC84BW Cymbal Boom Stand

Des Weiteren wurden ein Zollstock, eine Stoppuhr, ein Computer für die Software des VitaSense-Systems und ein Computer für die Software des Vitalmonitors VitaWin®3.3 benötigt.

2.1.1. Aufbau Sensorsystem

Kernelement der Messungen ist der Sensor *VitaSense* (1.7) der Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg).

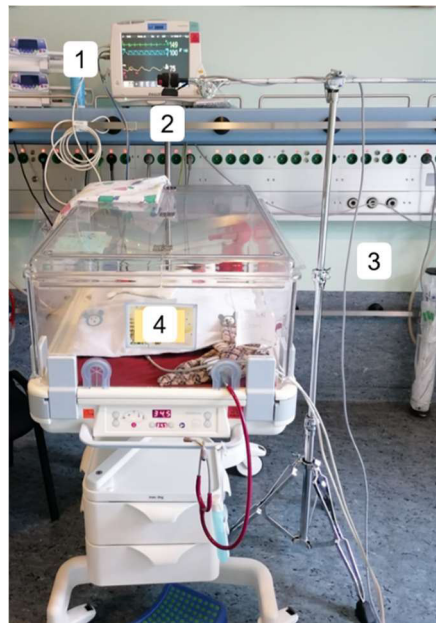


Abbildung 12: Aufbau des Sensorsystems

(1) Zentralmonitor; (2) *VitaSense*-Sensor; (3) *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand*; (4) *Wärmebett*.

Als Befestigungsmöglichkeit für den Sensor dient der Dreibein-Beckenständer *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) (Abbildung 12). Der Beckenständer mit Galgenarm ermöglicht eine Fixierung des Sensors über dem Kind ohne Manipulationen am Bett. Die externe Anbringung erlaubt ein einfaches Handling und eine Unabhängigkeit vom Bettentyp. Die Reduktion von Vibrationen mittels gesonderter Federungen in den Scharnieren, sowie die Dämpfung des angebrachten Objektes, in diesem Fall des Sensors, mittels filzbesetzten Schrauben, spricht für eine besondere Eignung des Modells für die geplanten Messungen. Über zwei Erweiterungen lässt sich die Höhe zwischen 82 cm und 220 cm anpassen. Der separat verstellbare Galgenarm ermöglicht über zwei Scharniere eine Anpassung des Winkels und der Armlänge, beziehungsweise des Abstands Sensor zu Ständer bis maximal 58 cm. Das enthaltene Gegengewicht wurde nicht verwendet.

Das Verbindungsstück zwischen Sensor und Ständer forderte eine Maßanfertigung. Da der Beckenständer zweckentfremdet wurde, stand kein vorgefertigter Adapter zur Verfügung. In Rücksprache mit der Firma IEE wurden zwei Adapter mittels 3D-Drucker hergestellt, die durch eine zusätzliche Bohrung angepasst wurden (*Adapter 1*) (Abbildung 13 A). Die gedruckte Verbindungsbrücke ist in seiner Passform sehr ungenau und erfordert eine zusätzliche Fixierung mit Klebstreifen. Durch das poröse Material sind die Bindeglieder sehr instabil und leicht zerbrechlich. Aufgrund dieser Instabilität findet dieser Adaptertyp für Leermessungen Verwendung, wird unter Realbedingungen jedoch nicht verwendet.

In Rücksprache mit einem Feinwerkmechaniker wurde ein individuell angepasster Adapter aus 1.1730 Werkzeugstahl hergestellt (*Adapter 2*) (Abbildung 13 B). Durch die genaue Passform der Anpassungseinrichtung auf den Sensor wurden weitere Störquellen wie beispielsweise eine erhöhte Instabilität und Bewegunsanfälligkeit ausgeschaltet.

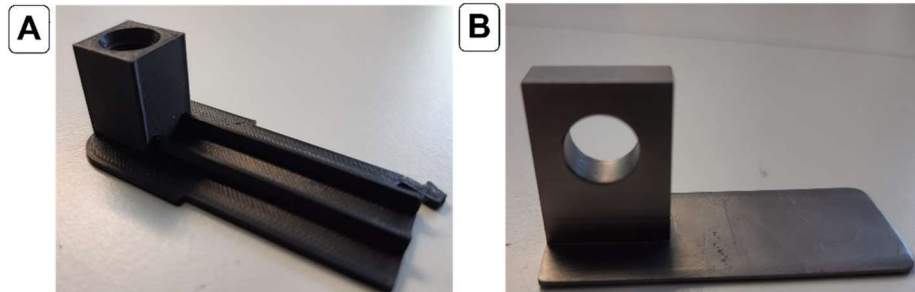


Abbildung 13: Adapter 1 und 2

A Adapter 1 hergestellt im 3D-Drucker; B Adapter 2 aus 1.1730 Werkzeugstahl.

2.1.2. Infant Dummy LD10c

Der *Infant Dummy LD10c* der Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg) dient der Simulation eines atmenden Kindes und wird zur Entwicklung von Sensorsystemen genutzt. Er kann beispielsweise als Testperson für das *VitaSense*-System (1.7) fungieren. Innerhalb dieser Messreihe sollen die Messungen realer Kinder am *LD10c* gleichwertig dargestellt werden. Der *LD10c* ist an ein Neugeborenes im Alter von null bis drei Monaten angelegt, wobei das Gewicht von ungefähr 1127 g dabei zu gering ausfällt [59]. Dieses Gewicht würde einem Frühgeborenen um die 29. Schwangerschaftswoche entsprechen [34]. Im Rahmen der radarbasierten Messmethode nimmt das Gewicht jedoch keinen Einfluss auf die Messdaten. Über eine Steuereinheit kann die Atmung des Dummies in ihrer Amplitude und ihrer Frequenz verändert werden. Die Amplitude kann dabei zwischen minimaler und maximaler Auslenkung des Brustkorbs in 255 Stufen angepasst und die Frequenz in einem Bereich von 20/min bis 50/min variiert werden. Die Amplitude bestimmt dabei den Grad der Thoraxbewegungen. Die Simulation der Atembewegungen, beziehungsweise der Füllung der Lungenflügel erfolgt über einen aufblasbaren Ballon im Inneren des *LD10c*. Dieser wird über die an den Dummy gekoppelte Vakuumpumpe befüllt [125]. Für diese Arbeit wurden zwei verschiedene Dummies verwendet. Die Dummies gehörten zu einer Produktionsreihe und sollten auf Unterschiede untersucht werden. Anhand der zeitlichen Abfolge werden vom *LD10c-1* und dem *LD10c-2* gesprochen.

2.1.3. Bettentypen

In der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie in Homburg werden drei verschiedene Bettentypen verwendet. Die Probanden in der hier vorliegenden Studie waren

alle in einem Wärmebett untergebracht. Um die Versuchsreihen auch auf andere Probandengruppen übertragen zu können, wurden die Leermessungen auch an Gitter- und Säuglingsbetten durchgeführt.

2.1.3.1. Wärmebett

Bei den verwendeten Wärmebetten handelt es sich um das Modell Lifetherm 2000 mit Höhenverstellung der Firma Löwenstein Medical (Bad Ems, Deutschland). Das Modell ermöglicht eine Verwendung mit und ohne Deckel, wobei der Deckel durch drei Metallscharniere in der Mitte auch seitlich aufklappbar ist. Eine Höhenverstellung sowie eine Neigung des Bettes wird über eine elektrische Steuerung möglich. Durch die Flächenheizung ist eine effektive Wärmeübertragung auf den Säugling möglich, welche exakt auf die Temperaturbedürfnisse des Patienten angepasst werden kann. Auch eine Verwendung ohne Wärmeunterstützung liegt im Rahmen der Möglichkeiten. Eine Gelmatratze bietet zusätzlich Kontaktwärme und Komfort [79] (Abbildung 14). Verwendet wird dieser Bettentyp für Neugeborene und Säuglinge, die sich in stationärer Behandlung auf KK02 befinden.

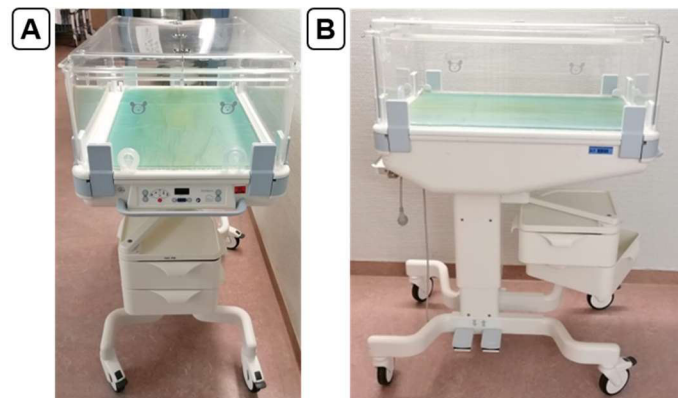


Abbildung 14: Wärmebett mit Deckel

A Frontansicht des Wärmebettes mit Steuereinrichtung; **B** Seitenansicht des Wärmebettes.

2.1.3.2. Säuglingsbett

Als Säuglingsbett am Universitätsklinikum des Saarlandes findet das Modell Idaro der Firma Stieglmeyer (Herford, Deutschland) Verwendung (Abbildung 15). Das Gestell aus Metall umfasst die Bettenschale aus Plexiglas, ein Deckel oder Wärmeapparat ist nicht vorhanden. Eine Neigung der Liegefläche um maximal 15° ist möglich. Die verwendeten Betten haben zusätzlich am Kopfende einen Ablagekorb. Die Betten dürfen maximal bis 15 kg Arbeitslast gebraucht werden [123]. Benutzt wird dieser Bettentyp für reifgeborene Säuglinge im Kinderzimmer der Gynäkologie.



Abbildung 15: Säuglingsbett

A Frontansicht des Säuglingsbettes; B Seitenansicht des Säuglingsbettes.

2.1.3.3. Gitterbett

Das Modell Sinnebed der Firma Oostwoud (Franeker, Niederlande) wird als Gitterbett verwendet. Das Bett bietet die Möglichkeit der mechanischen Höhenverstellung der Liegefläche und der Gitter. Auch kann die Liegefläche um maximal 12° gekippt werden [97]. Die Bettkonstruktion besteht überwiegend aus Metall (Abbildung 16).



Abbildung 16: Gitterbett

A Frontansicht des Gitterbettes mit Griffschiene; B Seitenansicht des Gitterbettes mit hochgezogenem Gitter; C Seitenansicht des Gitterbettes mit heruntergelassenem Gitter.

2.1.4. Vitalmonitor VitaGuard® VG 3100



Abbildung 17: Vitalmonitor VitaGuard® VG 3100

(1) Kabel des SpO₂-Sensors; (2) Vitalmonitor; (3) Kabel der EKG-Elektroden.

Der *VitaGuard® VG 3100* ist ein Apnoe-, Herz- und SpO₂-Monitor der Firma Getemed (Teltow, Deutschland) (Abbildung 17). Er wird sowohl im klinischen als auch im häuslichen Alltag zur Überwachung der Vitalparameter von Säuglingen, Kindern und Erwachsenen angewandt und verfügt über eine Speicherfunktion der gesamten Aufzeichnungen über 16 Stunden und der aufgetretenen Ereignisse über mehrere Wochen. Der Vitalmonitor zeigt über akustische und optische Signale pathologische Veränderungen an, deren Grenzwerte zuvor individuell festgelegt werden können. Innerhalb dieser Studie wurde die Werkseinstellung verwendet. Das Gerät benötigt für seine Überwachung EKG-Elektroden und einen SpO₂Sensor, die an das System gekoppelt werden. Der Monitor kann über Einwegbatterien, einen Blockakku oder Netzstrom betrieben werden. Die überwachten Vitalparameter können dabei durch verschiedene Ansichtsformen auf das individuelle Krankheitsbild des jeweiligen Patienten angepasst werden [41].

Die Anzeige des Monitors umfasst die Sauerstoffsättigung in % SpO₂, die Herz-/Pulsrate in 1/min und die Atmungsfrequenz in 1/min. Zusätzlich werden die Amplituden und die Grundimpedanz angezeigt, die zur technischen Überwachung dienen [41].

Durch verschiedene Verzögerungen in der Erkennung und Verarbeitung von Signalen kommt es innerhalb des Systems zu einer Alarm-System-Verzögerung. Die einzelnen Verzögerungsraten sind dabei abhängig vom erfassten Parameter. Die Erkennung der Herzrate erfolgt mittels Durchschnittsberechnung einer festgelegten Anzahl detektierter Herzschläge. Abhängig von der eingestellten Anzahl an Schlägen und der vorliegenden Herzfrequenz kommt es so zu variablen Verzögerungen. In diesem Fall wurde die benötigte Anzahl an Herzschlägen auf drei festgelegt. Die Alarmverzögerung im Rahmen der Atemüberwachung ist abhängig von den Herzartefakten, da sie maximal vier Herzschläge braucht, um eine Apnoe zu erkennen. Auch die Erholungszeit des Signalverstärkers spielt eine Rolle. Starke Bewegungen nehmen zusätzlich negativen Einfluss auf die Messgenauigkeit des Vitalmonitors [41].

Die Erkennung der Sauerstoffsättigung erfolgt über das Pulsoximeter der Firma MasimoSET® (Neuchatel, Schweiz). Als Modell wurde der LNCS® *NeoPt Pulse Oximeter Adhesive Sensor* ausgewählt. Der Hersteller gibt bei Messungen an erwachsenen Probanden eine Standardabweichung von $\pm 1\%$ an. Da bei Neugeborenen das fetale Hämoglobin eine stärkere Rolle bei der Hämoglobinzusammensetzung spielt, wurde die Standardabweichung auf $\pm 2\%$ hochgesetzt [56]. Das gewählte SpO₂-Sensormodell unterscheidet sich durch einen Klettverschluss von anderen möglichen Modellen. Es wird für Frühgeborene unter 1000 g empfohlen. Der Sensor kann an Hand oder Fuß angebracht werden und hat eine Abweichung in der SpO₂-Genauigkeit von $\pm 3\%$ und bei der Pulsgenauigkeit von $\pm 3/\text{min}$, bei Bewegung von $\pm 5/\text{min}$ [41].

Als EKG-Elektroden wurde auf das Modell *4203 Foam Neonatal Electrodes* der Firma Kendall™ (Dublin, Irland) zurückgegriffen. Über diese wird ein EKG abgeleitet und eine Impedanz-Pneumographie erstellt, das als Grundlage der Apnoe-Überwachung dient.

2.2. Studiendesign

Die Durchführung der Studie wurde von der Ethikkommission des Saarlandes (AZ: 150_18) genehmigt. Die Gestaltung eines entsprechenden Studiendesigns erfolgte in Zusammenarbeit mit der pflegerischen und der ärztlichen Leitung der Station KK02 der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie Homburg. Vor den Realmessungen an Neugeborenen sollten der Versuchsaufbau und -ablauf im Labor erprobt werden. Gemäß des Ethikantrags wurde ein Informationsschreiben für die Eltern der Studienteilnehmer, sowie eine Einwilligungserklärung für die ärztliche Aufklärung erstellt. Die schriftliche Einwilligung der Erziehungsberechtigten war zwingend zur Studienteilnahme erforderlich. Die Auswahl der Probanden unter Wahrung der medizinischen Unbedenklichkeit der Studienteilnahme unterlag der ärztlichen Begutachtung. Sollte ein Kind während seines Aufenthalts keine kurative Therapie erhalten, wurde es von der Studie ausgeschlossen. Die zeitliche Organisation der einzelnen Messungen auf Station erfolgte insbesondere in Absprache mit der Stationsleitung und dem weiteren Pflegepersonal. Innerhalb des Ethikantrags werden vier Patientengruppen unterschieden. Sie beinhalten Frühgeborene unter 1500 g mit und ohne maschinelle Beatmung, als auch Säuglinge und Kleinkinder im Alter von null bis fünf Jahren ohne pulmonale Erkrankungen sowie mit Mukoviszidose. Im Rahmen der erfolgten Studie wurde lediglich die Gruppe der Frühgeborenen betrachtet. Die Dokumentation aller erhobenen Daten erfolgte pseudonymisiert. Pro Tag sollte eine Messung erfolgen über maximal fünf Tage und je 30 Minuten. Sollte ein Kind bereits zuvor entlassen werden, führt dies zur Einstellung der Messungen.

2.3. Software

2.3.1. Microsoft Office 2016

Zur schriftlichen Dokumentation und zum Verfassen der Dissertation wurde Microsoft Word 2016 verwendet. Die Aufzeichnungen des *VitaSense*-Systems, sowie die Auswertung der erhobenen Daten erfolgte über Microsoft Excel 2016. Microsoft PowerPoint 2016 wurde zum Bearbeiten und Erstellen von Grafiken genutzt.

2.3.2. VitaWin®3.3

Um die Daten des VitaGuard®VG 3100 auf den Computer übertragen und auswerten zu können, benötigt man das Computerprogramm VitaWin®3.3. Das System ermöglicht die Darstellung einzelner Episoden oder auch der gesamten Überwachungszeit (Abbildung 18). Pathologische Ereignisse, die vom Monitor erkannt wurden, werden direkt markiert und sind auch gesondert abrufbar. Eigene Markierungen können gesetzt und bestehende abgeändert werden. Die Anzeige der Parameter kann individuell angepasst werden, sodass man aus einer Bandbreite von Vitalzeichenaufzeichnungen die gewünschten aussuchen kann. Die einzelnen Kurven können auch in ihrer farblichen Darstellung variiert werden [42].

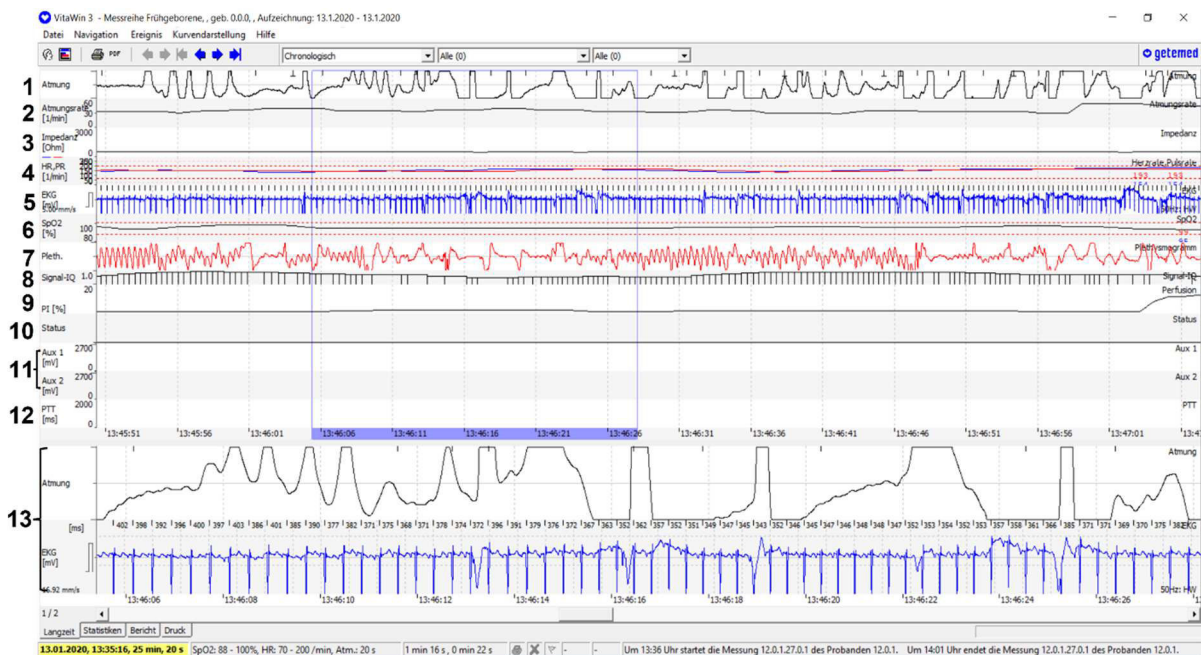


Abbildung 18: Benutzeroberfläche VitaWin®3.3

(1) Atmung gemessen als Impedanzänderung zwischen roter und gelber Elektrode; (2) Atmungsrate in 1/min; (3) Grundimpedanz in Ohm als Summe aller Impedanzen zwischen roter und gelber Elektrode, dient der Überwachung der Elektrodenbefestigung; (4) Herz-/Pulsrate in 1/min; (5) EKG in mV; (6) Sauerstoffsättigung in Prozent; (7) Plethysmogramm als Darstellung des pulsierenden arteriellen Blutes an der Sauerstoffsensorstelle; (8) Signal-IQ als Qualitätsangabe des Pulsschlages; (9) Perfusionsindex in Prozent als Stärke des Pulsschlages; (10) Status als graphische Darstellung der physiologischen und technischen Alarme; (11) AUX 1 & 2 Übertragung externer Analogsignale; (12) Pulsübertragungszeit (PTT = Pulse Transit Time) als zeitliche Differenz der R-Zacke im EKG und der Erkennung im Plethysmogramm; (13): Zoombereich, exemplarisch mit Atmung und EKG [nach 42].

Der Bildschirmbereich ist dabei in einen oberen (Abbildung 18 Ziffer 1 - 12) und einen unteren Teil (Abbildung 18 Ziffer 13) gegliedert, wobei der untere als Zoomleiste fungiert und ausgewählte Bereiche in einer höheren Auflösung darstellt. Die Einstellungen des Monitors während der Messung können über das Programm rückverfolgt werden. Die dargestellten Ergebnisse können über den Werte-Cursor genau abgemessen werden, auch das Vermessen einzelner Kurvenabschnitte nach zeitlicher Ausdehnung und Amplitude kann durchgeführt werden. Das Programm erstellt über die registrierten Ereignisse und zugefügten Marker verschiedene Statistiken, die auf die geforderten Parameter angepasst werden können. Diese können als PDF-Datei abgespeichert oder ausgedruckt werden. Über

den Bildschirmdruck ist die Erstellung einer PDF-Datei oder das Ausdrucken der angezeigten Aufzeichnung möglich [42].

2.4. Statistische Auswertung

- Die Auswertung der erhobenen Daten und Parameter erfolgte über Microsoft Excel 2016.
- Die Ermittlung des Mittelwertes und Standardfehlers wurde mittels GraphPad Prism durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Methodenetablierung

3.1.1. Gestaltung eines geeigneten Messaufbaus

Mit dem Ziel der Anwendung des *VitaSense*-Systems am Patientenbett auf der Neugeborenenstation am Universitätsklinikum des Saarlandes, musste zunächst ein geeigneter Messaufbau etabliert werden. Aufgrund der Funktionsweise von *VitaSense* (1.7) muss die Befestigung des Sensors schwingungsarm und dennoch flexibel hinsichtlich der Örtlichkeit der Applikation sein. Dabei war auf das Erfassungsgebiet des Sensors zu achten. Je nach Abstand und Winkel zur Testperson variiert die Fläche, welche vom Sensor zur Detektion von Signalen erfasst wird. Überdies galt es herauszufinden, in welchem Maße die Abläufe des Klinikalltags (z. B.: Betreten des Zimmers von Pflegepersonal) die Messungen beeinflussen. Zusätzlich war zu beachten, dass die Anwendung des Sensors je Patientengruppe eine gesonderte Etablierung benötigt (Abbildung 19). Frühgeborene Kinder sind in der Regel in einem Wärmebett untergebracht, dieses unterscheidet sich in puncto Größe und Aufbau von dem Gitterbett der größeren Kinder und erfordert eine andere Anbringung des Sensors. Die Realmessungen an Patienten fanden in dieser Arbeit ausschließlich an Wärmebetten (2.1.3.1) statt. Um eine Ausweitung der Probandengruppen auf größere Kinder zu ermöglichen, wurde der Aufbau zusätzlich am Gitterbett (2.1.3.3) getestet.

Im Rahmen von Leermessungen wurden die Messaufbauten für verschiedene Bettentypen getestet und etwaige Störfaktoren identifiziert. Zunächst wurden diese an leeren Gitter- und Wärmebetten durchgeführt. Dabei sollte insbesondere der Einfluss von der Halterung des Sensor-Systems, dem Abstand des Dokumentierenden zum Messsystem und der Höhendifferenz zwischen Sensor und Proband auf die Empfindlichkeit des *VitaSense*-Systems identifiziert werden. Der Aufbau unter Zuhilfenahme des *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) wurde mit dem *Adapter 1* und *Adapter 2* durchgeführt (2.1.1). Die Leermessungen fanden alle im Forschungslabor U74 der Klinik für Allgemeinpädiatrie und Neonatologie statt. Die Messungen an Neugeborenen und am *LD10c* wurden folglich unter Berücksichtigung der erhobenen Daten und Faktoren vollzogen.

Die Möglichkeit des Einsatzes im Rahmen einer Messreihe wurde unter folgenden Gesichtspunkten bewertet:

1. Ist der Sensor schwingungsarm in passendem Abstand zum Patienten im Bett nutzbar?
2. Eignet sich ein Aufbau für alle Bettenarten?
3. Inwiefern sind externe Einflussfaktoren als störend zu bewerten und wie können diese minimiert werden?

Dazu wurde bei jedem der im Folgenden beschriebenen Messaufbauten die Reichweite des Messbereichs untersucht: Personen befanden sich in definiertem Abstand zu Bett und Sensor und variierten dabei ihre Bewegungen beispielsweise ruhiges Gehen, Wippen und Springen. Außerdem wurde jeweils der Abstand zwischen Sensor und Bett variiert.

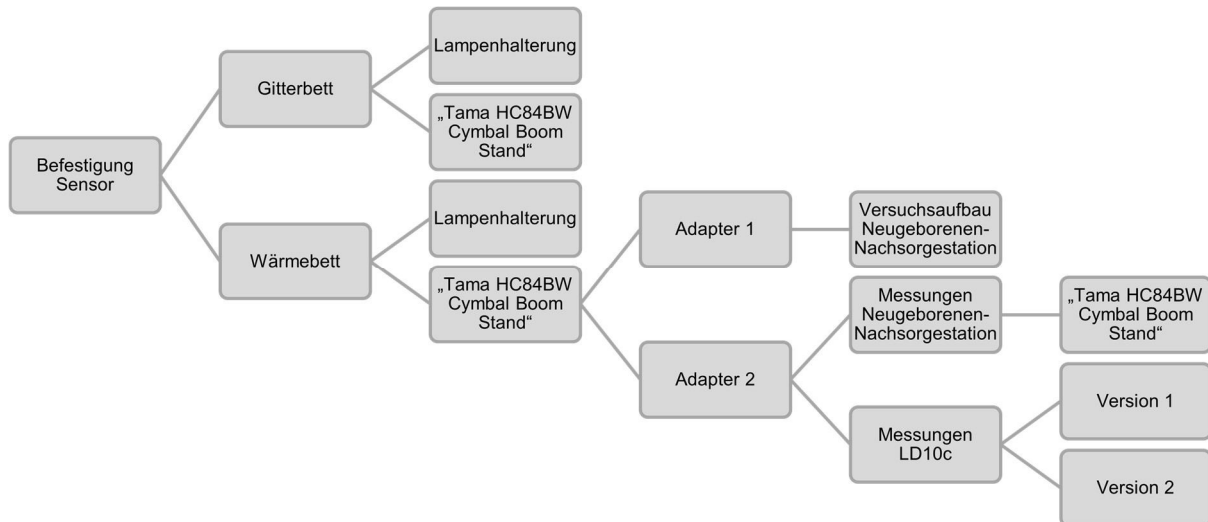


Abbildung 19: Entscheidungsbaum betreffend Gestaltung eines geeigneten Messaufbaus

Zweck des Entscheidungsbaums war die Strukturierung der Arbeit. Primäres Ziel war die Findung eines geeigneten Befestigungssystems für den VitaSense-Sensor. Die beiden Aufbaumöglichkeiten mittels Lampenhalterung und Tama HC84BW Cymbal Boom Stand wurden zunächst an Gitter- und Wärmebett getestet. Da der Hauptteil der Messungen am Wärmebett stattfand, wurden hier die beiden Adaptertypen untersucht. Mit dem Adapter 2 wurden dann alle weiteren Messungen durchgeführt. Die Messungen am LD10c fanden an zwei verschiedenen Versionen statt.

3.1.1.1. Messaufbau am Gitterbett

Beim Gitterbett werden zwei Befestigungsmethoden unterschieden. Der Aufbau *Gitterbett A* besteht aus einer Lampenhalterung. An dieser wurde der Sensor mit Klebestreifen fixiert. Die Lampenhalterung wurde zuvor mittels einer Schraubklemme am Bettgitter befestigt (Abbildung 20 A). Während der Versuchsreihe wurde die Position der Halterung gewechselt (seitlich, Kopf- und Fußende), um mögliche Vor- und Nachteile zu identifizieren. Ein alternativer Messaufbau *Gitterbett B* wurde mit dem *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) (2.1.1) generiert. Mit diesem sollte ein möglichst schwingungsfreier Aufbau ermöglicht werden. Für die Anbringung des Sensors an den Ständer wurde *Adapter 1* (2.1.1) verwendet und zusätzlich mit Klebestreifen fixiert, um einen höheren Grad an Stabilität zu erreichen (Abbildung 20 B).

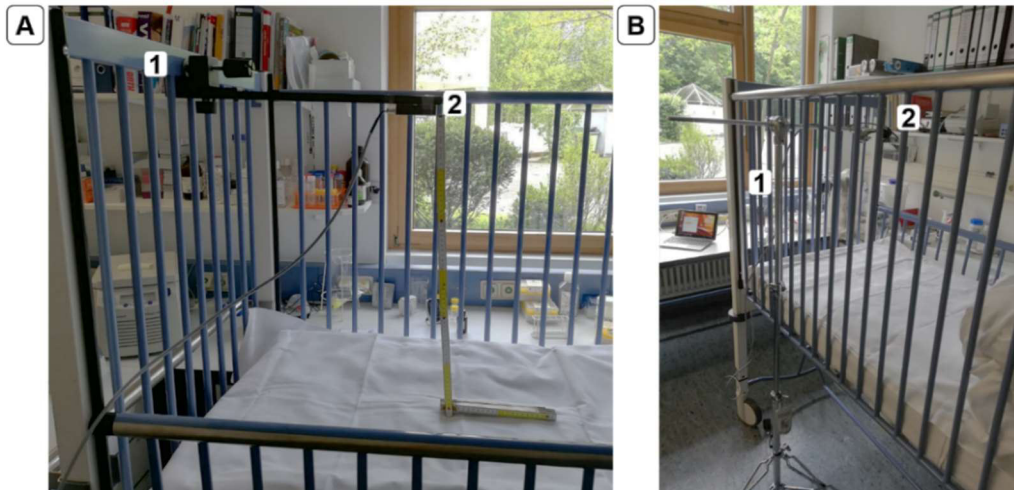


Abbildung 20: Messaufbau am Gitterbett

A Gitterbett A (1) Lampenhalterung (2) VitaSense-Sensor. **B** Gitterbett B (1) Ständer (2) VitaSense-Sensor.

3.1.1.2. Messaufbau am Wärmebett

Am Wärmebett wurde ebenfalls mit verschiedenen Aufbauvarianten gearbeitet. Die Variante *Wärmebett A* basiert auch auf einer Lampenhalterung. Da sich am Wärmebett keine Befestigungsmöglichkeit für den Lampenhalter anbot, wurde zunächst das zuvor verwendete Gitterbett als Ständer für die Sensorhalterung verwendet (Abbildung 21 A). Der Sensor wurde dabei mittels Klebestreifen an einer Lampenhalterung angebracht, die durch eine Schraubklemme am Bettgitter des Kopfendes befestigt und über das Wärmebett ausgerichtet wurde. Der Messaufbau *Wärmebett B* wurde mit dem *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) (2.1.1) und beiden Adaptertypen (2.1.1) generiert (Abbildung 21 B). Auch hier soll ein möglichst schwingungsfreier Aufbau ermöglicht werden. Der Sensor wurde aufgrund der ungenauen Passform zusätzlich mit Klebestreifen am *Adapter 1* fixiert. Der *Adapter 2* benötigte keine weitere Befestigung.

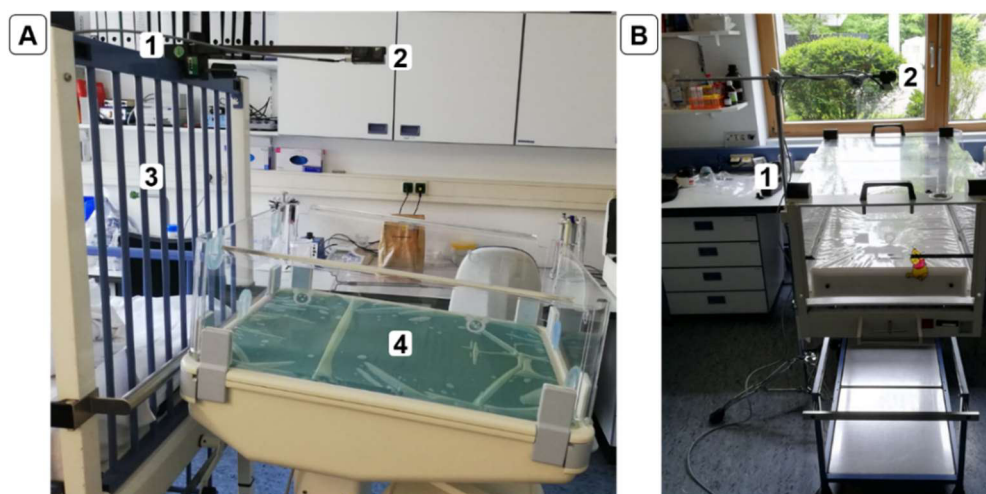


Abbildung 21: Messaufbau am Wärmebett

A Wärmebett A (1) Lampenhalterung (2) VitaSense-Sensor (3) Gitterbett (4) Wärmebett. **B** Wärmebett B (1) Ständer (2) VitaSense-Sensor.

Bei beiden Versuchsmodellen wurden wie zuvor der Abstand zwischen Personen und Sensor, sowie die Höhe und die Länge des Ständerarmes variiert. Während den unterschiedlichen Versuchsreihen wurden äußere Störfaktoren simuliert, beispielsweise ein Vorbeigehen oder Erschütterungen. Es wurde notiert, ob das System fälschlicherweise ein Kind erkannt hat und ob es gegebenenfalls einen Auslöser gab. Als weniger fehleranfällig zeigte sich ein Abstand zum Messsystem von circa 100 cm. Obwohl das VitaSense-System Signale erfasste, konnte es sie von einem echten Kind unterscheiden (Abbildung 22).

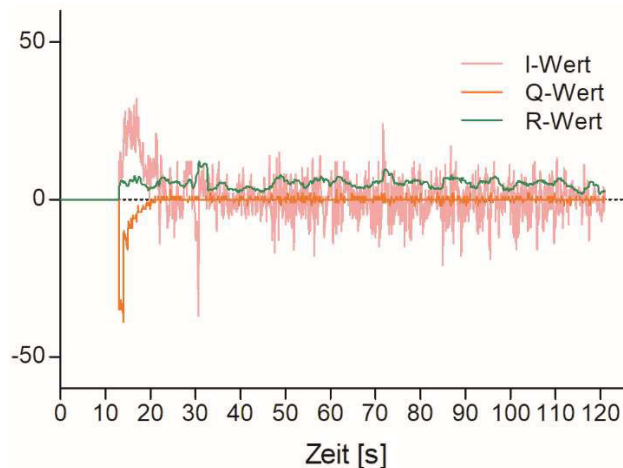


Abbildung 22: Leermessung am Wärmebett B

Die Abbildung zeigt einen beispielhaften Verlauf für eine Leermessung am Wärmebett B mit externem Ständer ohne Kindeserkennung. Dargestellt werden I- (rosa), Q- (orange) und der R-Wert (grün). Die Werte wurden dabei normiert.

3.1.2. Dokumentation

3.1.2.1. Pseudonymisierung

Die erhobenen Daten zu Patienten sowie deren Messungen wurden unter Verwendung eines Pseudonymisierungsschemas dokumentiert. Dabei wurden verschiedene Daten, wie Geschlecht, Alter und Bettentyp erhoben. Es wurden dazu zwei verschiedene Identifikationsnummern erstellt. Zum einen eine Probanden-ID, die einem Probanden innerhalb der Messreihe zugeordnet werden kann. Diese ID enthält nur konstante, nicht variable und zeitunabhängige Daten. Zum anderen eine Messung-ID, die der spezifischen Messung zugeschrieben werden kann. Diese soll auch variable Daten erhalten, welche spezifisch für die Messung sind.

Die Probanden-ID wird bei jeder Messung des Probanden angegeben. Die ID-Nummer setzt sich aus der Probandennummer, dem Geschlecht und der Messkategorie zusammen. Die Probandennummer ergibt sich aus fortlaufenden Zahlen. Bei Geschlecht wird männlich als 0 und weiblich als 1 angegeben. Die Messkategorien werden gemäß des Ethikantrags differenziert in Frühgeborene < 1500 g (0), Frühgeborene > 1500 g (1), Kinder 0-5 Jahre (2)

Ergebnisse

und Kinder mit cystischer Fibrose (3). Relevant für die durchgeführten Messungen sind Gruppe 0 und 1. So ergibt sich folgende Probanden-ID:

Probandennummer(fortlaufend)_Geschlecht(0-1)_Messkategorie(0-3)

Die Messung-ID ermöglicht eine bessere Zuordnung. Diese enthält die Probanden-ID und wird zusätzlich ergänzt durch den Lebenstag, den Bettentyp, sowie die Anzahl der Messungen an dem entsprechenden Probanden. Im Rahmen der Bettentypen werden die Gruppen Wärmebett zu (0), Wärmebett offen (1), Gitterbett (2), Säuglingsbett (3) und sonstige (4) unterschieden. So ergibt sich folgende Messung-ID:

Probanden-ID_Lebenstag_Bettentyp(0-4)_Messanzahl

3.1.2.2. Dokumentationsbögen

Um die Dokumentation der Probanden, der Messung und des Versuchsaufbaus zu vereinheitlichen wurden zwei Dokumentationsbögen erstellt. Der *Dokumentationsbogen A* dient der Dokumentation des Patienten (Abbildung 23). Er nimmt insbesondere zur Exposition des Probanden Stellung, umfasst neben dem Geschlecht auch Daten zur Geburt und gibt Informationen zu Krankheitsbildern und den Medikamenten, die während der Messreihe festgestellt beziehungsweise verabreicht wurden.

Dokumentationsbogen A: Patient VitaSense – Nicht-invasive Atemdiagnostik

Patientendaten

Probanden-ID:	_____
Patienten-ID:	_____
Nachname:	_____
Vorname:	_____
Geburtsdatum:	_____._____._____
Geschlecht:	<input type="radio"/> Weiblich <input type="radio"/> Männlich <input type="radio"/> Divers
Einverständniserklärung:	<input type="radio"/> JA <input type="radio"/> NEIN
Geburtsgewicht:	_____ g
Geburtsgröße:	_____ cm
Gestationsalter:	____ + ____
Geburtsmodus:	<input type="radio"/> vaginal <input type="radio"/> Sectio caesarae <input type="radio"/> spontan <input type="radio"/> eingeleitet

Krankheitsdiagnosen

_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____
_____	ICD _____	Zeitpunkt _____	ggf. Ende _____

Medikation

1 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
2 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
3 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
4 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
5 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
6 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
7 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
8 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
9 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral
10 Name: _____	Dosis: _____	Frequenz: ____/____/____/____	<input type="radio"/> i.v. <input type="radio"/> oral

Abbildung 23: Dokumentationsbogen A
Der Dokumentationsbogen A umfasst Patientendaten, Krankheitsbilder und Medikation.

Ergebnisse

Der *Dokumentationsbogen B* bezieht sich auf die Dokumentation der einzelnen Messungen (Abbildung 24). Er umfasst den Zeitraum der Messung und die aktuellen variablen Daten zum Probanden. Mit Hilfe mehrerer Grafiken soll der Aufbau und der Ablauf verdeutlicht werden. Sie nehmen insbesondere Bezug auf die Lage des Kindes im jeweiligen Bett, die räumlichen Gegebenheiten, sowie die Beziehung zwischen Ständer, Sensor, Kind und Bett. Grafik 1 ist ein Koordinatensystem, in welches die Maße der einzelnen Parameter eingetragen und gleichzeitig die Abstände zueinander festgehalten werden können. Grafik 2 dient der Skizzierung des Raumes, Grafik 3 der Lage des Kindes im jeweiligen Bettentyp. Grafik 3 kann aus einem Pool von Darstellungen passend auf den Bettentyp ausgewählt werden und ist nicht fest im *Dokumentationsbogen B* verankert. So können Positionen verdeutlicht und Beziehungen zwischen Winkeln und Lagen aufgezeigt werden. Auch die durchschnittlichen Vitalparameter und festgehaltene Transienten finden eine gesonderte Erwähnung im Bogen.

Dokumentationsbogen B: Messung VitaSense – Nicht-invasive Atemdiagnostik		
A Patientendaten		
Probanden-ID:	_____	
Patienten-ID:	_____	
Messung-ID:	_____	
Zeitpunkt der Messung:	_____ : _____ Uhr - _____ : _____ Uhr	
Aktuelles Gewicht:	_____ g	
Aktuelle Größe:	_____ cm	
B Aufbau		
Bettentyp:	<input type="radio"/> Wärmebett offen <input type="radio"/> Wärmebett zu <input type="radio"/> Gitterbett <input type="radio"/> Säuglingsbett <input type="radio"/> _____	
Abstand Sensor – Kind:	_____ cm	
Neigungswinkel Sensor:	_____ °	
Neigungswinkel Bett:	_____ °	
Zustand Kind:	<input type="radio"/> Schlafend <input type="radio"/> Wach	
Koordinatensystem Versuchsaufbau:	siehe Anlage A	
Skizze Zimmer:	siehe Anlage B	
Zimmer:	_____	

Abbildung 24: Dokumentationsbogen B

Der Bogen dient der Dokumentation des Messverlaufs. (A) Erfassung der aktuellen Patientendaten; (B) schriftliche Festhaltung des Aufbaus; (C) Tabelle zur Dokumentation des Messverlaufs eingeteilt in Minutenabschnitte; (D) Übersicht Vitalparameter; (E) Zusammenfassung Störfaktoren; (F) Zusammenfassung Transienten; (G) Angaben zu weiteren Daten bezüglich der Messung; (H) Grafik 1, Skizzierung des Versuchsaufbaus; (I) Grafik 2, Skizzierung des Zimmers und Messumfelds; (J-M) Grafik 3, J=Säuglingsbett, K=Gitterbett, L=Wärmebett mit Deckel, M=Wärmebett ohne Deckel.

C Messverlauf

Zeit in min	Ereignis
0	
1	
2	
3	
4	
5	
6	
7	
8	
9	
10	
11	

12	
13	
14	
15	
16	
17	
18	
19	
20	
21	
22	
23	
24	
25	

D Vitalparameter

HF: _____ 1/min AF: _____ 1/min SpO₂: _____ %
 Beatmung: JA, seit _____ NEIN
 ehemaliger Beatmungszeitraum _____ - _____

E Störfaktoren

Decke: _____ Spielzeug: _____
 weitere Personen im Raum: _____ (Abstand: _____ cm)
 äußere Impulse: _____

F Transienten während der Messung

Schluckauf Gähnen Bewegung
 _____ _____ _____

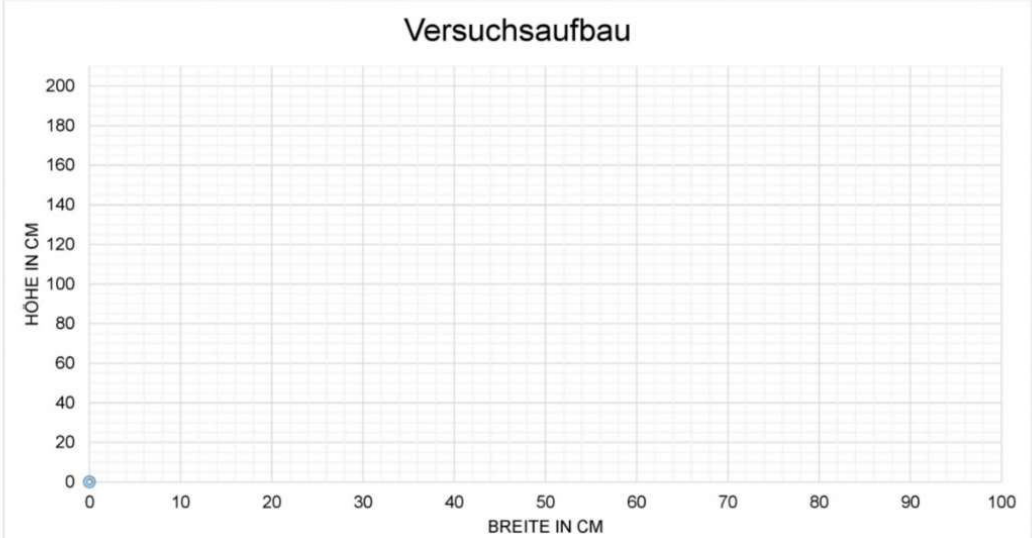
G Weitere Dateien

Ggf. Dateiname Bilder: _____

 Ggf. Dateiname Vitalaufzeichnungen: _____

Abbildung 24 (Fortsetzung)

H **1 Koordinatensystem Versuchsaufbau**



I **2 Skizze Zimmer**

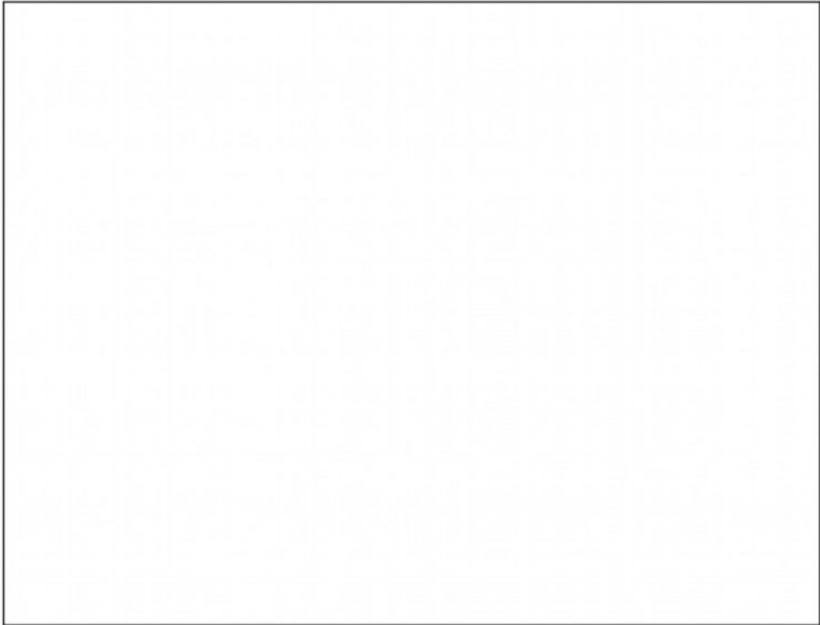
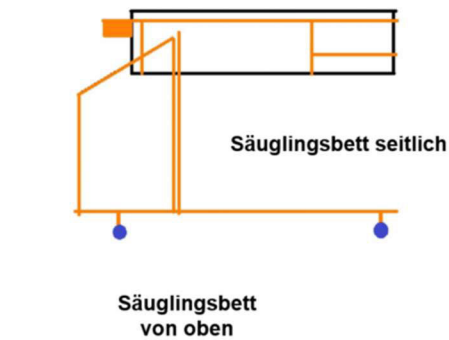
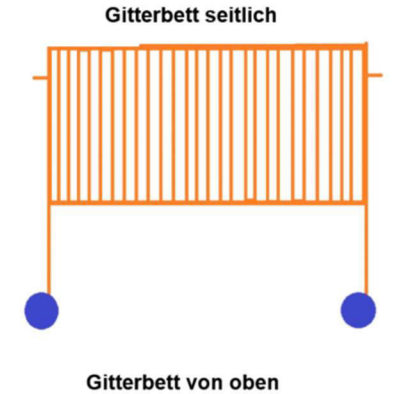


Abbildung 24 (Fortsetzung)

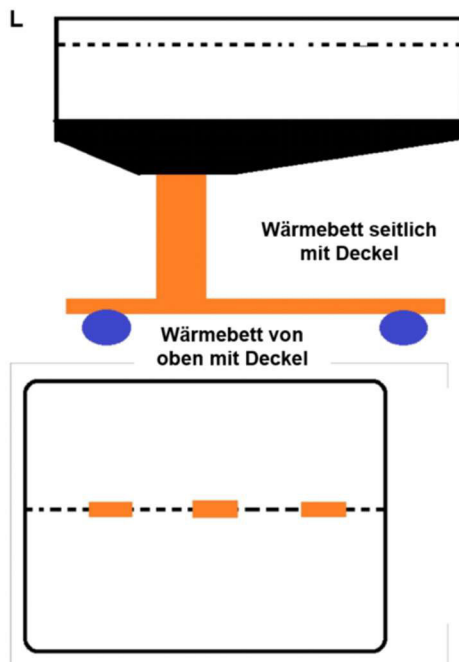
J Säuglingsbett



K Gitterbett



Wärmebett



M

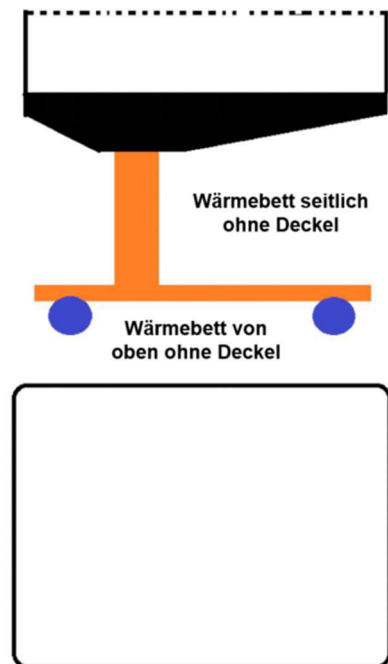


Abbildung 24 (Fortsetzung)

3.1.3. Korrelation VitaSense und Referenzsystem

Für die spätere Auswertung müssen die Daten des *VitaSense*-Systems, die Daten des *VitaGuards* und die dokumentierten Ereignisse in einen zeitlichen Zusammenhang gebracht werden. Das *VitaSense*-Computersystem speichert die erhobenen Messdaten mit einem Zeitstempel ab, der Datum und Startpunkt der Messung umfasst. Der Zeitstempel wird dabei als Dateiname der jeweiligen Messung angegeben. Die verwendeten Daten werden dabei aus den Datum- und Uhrzeiteinstellungen des Computers bezogen. Die Aufzeichnungen des

Ergebnisse

VitaGuard-Vitalmonitors werden mit der im System eingestellten Uhrzeit aufgezeichnet. Die Uhrzeit des Monitors kann über das Programm *VitaWin*®3.3 mit der des verwendeten Computers gleichgesetzt werden. Da die unterschiedlichen Programme der Messsysteme nicht auf dem gleichen Computer zur Verfügung standen, mussten die Einstellungen der beiden Endgeräte manuell aneinander angepasst werden. Dabei wurden die Datum- und Uhrzeiteinstellungen der Rechner gleichgesetzt. Allerdings war hier lediglich die Einstellung der Stunde und der Minute möglich. Der Versatz innerhalb des Sekundenbereichs bleibt dabei unklar. Um die notierten Transienten in den Verlauf der Messung einordnen zu können, wird auf eine Stoppuhr zurückgegriffen, die parallel zur Messung gestartet wird. Entsprechende Ereignisse werden mit der dazugehörigen Zeit der Stoppuhr notiert und können später auf die Uhrzeiten der Messsysteme übertragen werden. Um zeitliche Differenzen durch Verzögerungen im Messablauf auszugleichen, werden die Daten der einzelnen Komponenten visuell abgeglichen. Hierfür eignen sich insbesondere Phasen der Ruheatmung, die durch ein festgehaltenes Ereignis unterbrochen werden. So können Abweichungen in der zeitlichen Korrelation ausgeglichen werden.

3.2. Messungen an Frühgeborenen

Parallel zu den Messungen mit dem *LD10c* wurden Messungen an mehreren Frühgeborenen auf der Neugeborenen-Nachsorgestation KK02 durchgeführt. Diese sollten zum einen als Lehrmessungen für den *LD10c* dienen und zum anderen die Systemerkennung von schlafenden Neugeborenen trainieren, da diese eine Problemstelle des *VitaSense*-Systems darstellt.

3.2.1. Messaufbau und -ablauf der Probandenmessungen

Für diese Realmessungen auf KK02 in der Kinderklinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie wurden als Probanden, nach Rücksprache mit dem behandelten Arzt, Säuglinge in gutem Allgemeinzustand, bei denen keine akuten Erkrankungen bestanden, in die Studie eingeschlossen. Die Eltern wurden im Vorfeld ärztlich über die Studie aufgeklärt. Sie erhielten ein Informationsschreiben gemäß des Ethikantrags und unterschrieben eine Einwilligung zur Studienteilnahme als gesetzliche Vertreter des Kindes. Die Messungen fanden im Zeitraum November 2019 bis Januar 2020 statt. Während der Erfassung der Atmung mit Hilfe des *VitaSense*-Systems (1.7) wurden gleichzeitig die Vitalparameter der Kinder mit dem *VitaGuard*® *VG 3100* der Firma GeteMed (Teltow, Deutschland) (2.1.4) aufgezeichnet. Die damit erhobenen Vitalparameter sollen später nicht nur als Referenzwerte dienen, sondern einen Vergleich der berührungslosen Detektion der

Vitalparameter mit der kabelgebundenen Goldstandard-Referenzmethode ermöglichen. Damit die Patienten weiterhin an den Monitoren der Zentralüberwachung der Station bleiben konnten, wurden für den *VitaGuard® VG 3100* gesonderte EKG-Elektroden und ein weiterer SpO₂-Sensor an einer Hand angebracht. Der SpO₂-Sensor wurde dabei über einen Klettverschluss befestigt, um weitere Hautirritationen zu verhindern. In Absprache mit der Pflege wurden die EKG-Elektroden bereits bei der Versorgungsrunde um 11:00 Uhr angebracht. So musste lediglich der zusätzliche SpO₂-Sensor direkt vor der Datenaufzeichnung platziert werden. Dies ermöglichte eine weniger störende Vorbereitung der Neugeborenen direkt vor der jeweiligen Datenerfassung. Durch das somit reduzierte Handling des Kindes unmittelbar vor der Messung, sollte der schlafende Zustand des Probanden gefördert werden, der für die Messungen erwünscht war. Die Messungen fanden jeweils zwischen 12 Uhr und 14 Uhr nach der Fütterung und Wicklung statt. Während der Messungen befanden sich häufig weitere Personen, wie beispielsweise Personal im Raum. Da die Messungen in den Stationsalltag integriert wurden, war die Unterbindung dieser äußeren Einflüsse durch die Anwesenheit weiterer Personen nicht möglich. Auch die Bettenposition und Lagerung der Kinder wurde für die Messung nicht verändert, da geringstmöglich in das Umfeld der Neugeborenen eingegriffen werden sollte. Andererseits sollte in dieser Studie die Möglichkeit einer Integration der Messmethode in den klinischen Alltag überprüft werden. Damit wäre eine künstliche Verminderung dieser Umstände kontraindiziert gewesen.

Vor und nach jeder Messung wurden alle Komponenten des Aufbaus gründlich mit Desinfektionstüchern, gemäß der Hygienevorschriften gereinigt. Der Aufbau entsprach dabei dem Aufbau am Wärmebett mit dem *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) und dem *Adapter 2* (3.1.1.2). Die Platzierung des Ständers auf der rechten oder linken Bettseite war dabei von den räumlichen Gegebenheiten abhängig. Die Kabel des Vitalmonitors wurden durch die in der Bettenkonstruktion vorgesehenen Lochschienen durchgeführt. Der Monitor selbst wurde in der Nähe des Computersystems platziert, damit beide Systeme beobachtet werden konnten (Abbildung 25, Ziffer 3 und 4). Das Kind im Wärmebett wurde während der Messung aus einem Meter Abstand beobachtet. Die *Dokumentationsbögen A* und *B* (3.1.2.2) wurden als Grundlage der Dokumentation verwendet. Die Vitalparameter aller Probanden wurden an drei verschiedenen Tagen über einen Zeitraum von 25 Minuten gemessen.



Abbildung 25: Probanden: Messaufbau am Wärmebett auf KK02

(1) VitaSense-Sensor (2) Ständer (3) VitaSense-Computersystem (4) Vitalmonitor mit Verkabelung (5) Proband im Wärmebett (6) Vitalmonitor der Zentralüberwachung.

3.2.2. Probanden

Die Messungen umfassten zwölf verschiedene Probanden, deren Vitalparameter in Messreihen an drei unterschiedlichen Tagen aufgezeichnet wurden. Bei allen Probanden handelte es sich um Frühgeborene. Es wurden neun männliche und drei weibliche Neugeborene beobachtet. Im Rahmen des *Dokumentationsbogens A* (3.1.2.2) wurden patientenspezifische Daten, Diagnosen und Medikationen notiert. Diese wurden mittels des *Dokumentationsbogens B* tagesspezifisch ergänzt.

Abbildung 26 zeigt das Gestationsalter aller Studienteilnehmern (-95 bis -25 Tage). Des Weiteren wurde an den einzelnen Messtagen das Alter der Probanden notiert (7 bis 92 Tage). Bei Frühgeborenen wird zur Berücksichtigung der Gestationswoche und dem eigentlichen Entwicklungsstand das korrigierte Lebensalter vergleichend dokumentiert (-48 bis 11 Tage). Dies ergibt sich aus der Summe der Zeitspanne, die das Kind zu früh geboren wurde und dem aktuellen Alter (Abbildung 26).

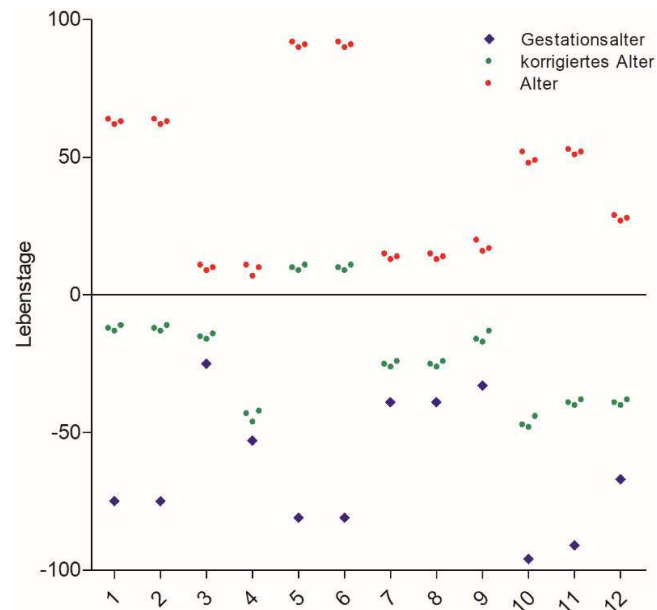


Abbildung 26: Probanden: Alter, korrigiertes Alter und Geburtsalter

Bei allen eingeschlossenen Probanden (1 - 12) handelt es sich um Frühgeborene. Für jeden Probanden (1 - 12) ist dabei das Gestationsalter (blau), das Alter am jeweiligen Messtag (rot) und das korrigierte Alter (grün) angegeben.

An jedem Messtag wurde das vom Pflegepersonal ermittelte Körpergewicht, sofern vorhanden, dokumentiert. Fehlende Daten wurden im Anschluss an die Messreihen aus den Patientenakten entnommen. Das Gewicht der Probanden lag zwischen 2000 g und 3020 g (Abbildung 27). Das Geburtsgewicht lag bei den Studienteilnehmern zwischen 760 g und 2430 g.

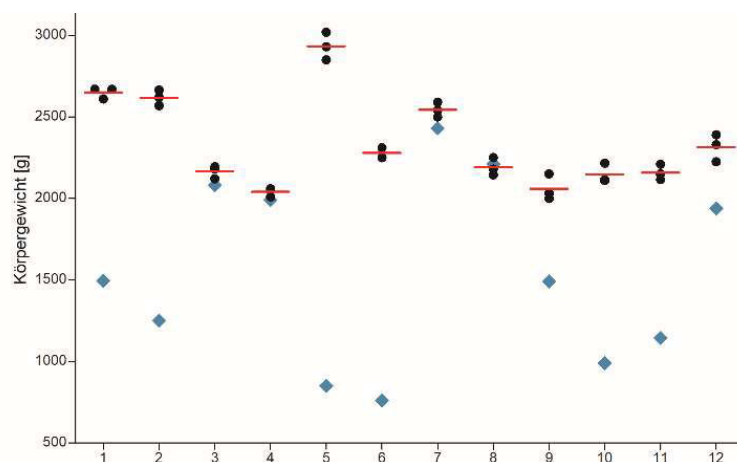


Abbildung 27: Probanden: Körpergewicht

Für jeden Probanden (1 - 12) wird das Körpergewicht in Gramm bei Geburt (blau) und am Messtag (schwarz) angegeben, der Mittelwert (rot) ist mit dargestellt.

Die Körpergröße bei Geburt lag zwischen 34 cm und 48 cm. Die wöchentlich durch das Pflegepersonal ermittelte Körperlänge wurde notiert. Während der Messreihen lagen die Körperlängen der Studienteilnehmer zwischen 45 cm und 50 cm. Während des Klinikaufenthalts der verschiedenen Probanden wurden zahlreiche Diagnosen gestellt. Tabelle 4 zeigt eine Übersicht der häufig gestellten Diagnosen, sowie Pathologien, die sich insbesondere auf den respiratorischen Haushalt auswirken.

Ergebnisse

Tabelle 4: Probanden: Geschlecht, Geburtsgröße, Körpergröße an den Messtagen und Diagnosen

Probanden-ID	1.0.0	2.1.0	3.0.1	4.0.1	5.0.0	6.0.0	7.0.1	8.1.1	9.0.0	10.1.0	11.0.0	12.0.1
Geschlecht	m	w	m	m	m	m	m	w	m	w	m	m
Geburtsgröße [cm]	40	38	45	46	36	35	48	48	37	34	38	41
Größe Messung [cm]	47	47	46	46	-	-	50	50	45	-	45	50
Diagnosen	Atemnot-syndrom	x	x			x	x	x			x	x
	Apnoe-Bradykardie-Syndrom	x	x		x	x	x	x	x	x	x	x
	Anämie					x	x				x	x
	Intrakranielle Hämorrhagie		x		x	x		x				x
	MAPCA				x						x	
	respiratorische Anpassungsstörung								x	x		x
	BPD										x	x
	Katecholaminpflichtige Hypotonie											x
	ASD II		x									
	Pulmonalstenose								x			
Hypoglykämie							x					

3.2.3. Durchführung der Probandenmessungen

Die Messungen wurden auf der Neugeborenen-Nachsorgestation KK02 der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie des Universitätsklinikums Homburg durchgeführt. Die Vitalparameter der zwölf Probanden wurden an drei verschiedenen Tagen aufgezeichnet. Insgesamt wurden 38 Messungen durchgeführt, wobei zwei Messungen die Laufzeit von 25 Minuten durch einen Systemfehler nicht vervollständigten.

Der Messaufbau hing von den Gegebenheiten im Patientenzimmer ab. Insbesondere der Abstand zwischen Sensor und Proband, der Neigungswinkel des Bettes, sowie die Lagerung, die Position des Kindes im Bett und Beatmung sind davon betroffen (Tabelle 5).

Tabelle 5: Probanden: Beatmung, Bettenbelegung, Neigungswinkel und Lagerung während der Messung

Pat-ID	Mess-ID	Beatmung während Messung			Belegung Bett		Neigungs- winkel Bett	Lagerung		
		intubiert	CPAP	Nasenbrille	Allein	Mit Zwilling		Bauch	Rücken	Linksseiten
1.0.0	1.0.0.62.4.1					x	0		x	
	1.0.0.63.4.2					x	0	x		
	1.0.0.64.4.3					x	0		x	
2.1.0	2.0.1.62.4.1					x	0		x	
	2.0.1.62.4.2					x	0		x	
	2.1.0.63.4.3					x	0		x	
	2.1.0.64.4.4					x	0		x	
3.0.1	3.0.1.9.0.1				x		6	x		
	3.0.1.10.0.2					x	0	x		
	3.0.1.10.0.3					x	0			x
	3.0.1.11.0.4					x	0	x		
4.0.1	4.0.1.7.0.1				x		8		x	
	4.0.1.10.0.2				x		6		x	
	4.0.1.11.0.3				x		6	x		
5.0.0	5.0.0.90.0.1				x		5		x	
	5.0.0.91.0.2				x		8		x	
	5.0.0.92.0.3				x		7	x		
6.0.0	6.0.0.90.0.1				x		8		x	
	6.0.0.91.0.2				x		6	x		
	6.0.0.32.0.3				x		6		x	
7.0.1	7.0.1.13.0.1				x		4		x	
	7.0.1.14.0.2					x	0		x	
	7.0.1.15.0.3					x	0	x		
8.1.1	8.1.1.13.0.1				x		8		x	
	8.1.1.14.0.2					x	0		x	
	8.1.1.15.0.3					x	0	x		
9.0.0	9.0.0.16.0.1				x		0		x	
	9.0.0.17.0.2				x		0		x	
	9.0.0.20.0.3				x		5		x	
10.1.0	10.1.0.48.0.1			x	x		5		x	
	10.1.0.49.0.2				x		0	x		
	10.1.0.52.0.3				x		0	x		
11.0.0	11.0.0.51.0.1				x		6		x	
	11.0.0.52.0.2				x		4		x	
	11.0.0.53.0.3				x		5		x	
12.0.1	12.0.1.27.0.1				x		3	x		
	12.0.1.28.0.2				x		5	x		
	12.0.1.29.0.3				x		0		x	

Ergebnisse

Beim Aufbau wurde versucht einen größtmöglichen Abstand zwischen Sensor und Studienteilnehmer zu generieren, ohne dabei die Stabilität des Ständers und damit die Robustheit gegen äußere Einflussfaktoren zu minimieren. Durch den möglichst großen Abstand zwischen Sensor und Proband sollten Signale im Sättigungsbereich verhindert werden. Als Abstand zwischen *VitaSense*-Sensor und Proband wurden 50 cm angestrebt. Aufgrund der Hygienevorschriften wurde der Abstand aus etwa 20 cm Entfernung zu den messenden Punkten bestimmt. Der Zollstock, der zur Ermittlung des Abstands verwendet wurde, durfte aufgrund des nicht-desinfizierbaren Materials nicht in den Innenraum des Wärmebettes, in welchem sich das Kind befand, gelangen. Die ermittelten Werte lagen zwischen 40 und 54 cm (Abbildung 28).

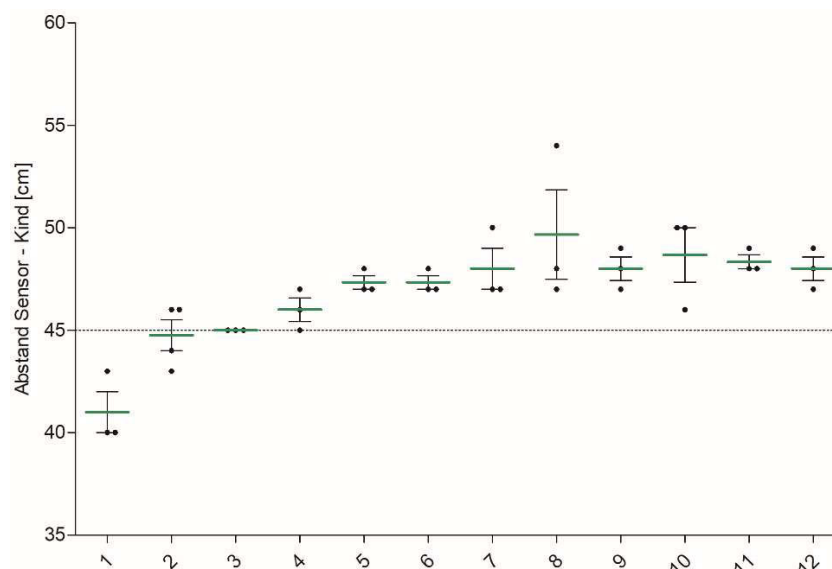


Abbildung 28: Probanden: Abstand VitaSense-Sensor zum Probanden

Bei jedem Probanden (1 - 12) wurde bei jeder Messung der Abstand zwischen dem Probanden und dem VitaSense-System (schwarz) ermittelt. Der Mittelwert (grün) und der Standardfehler sind ebenfalls angegeben.

Die Steuerung der Messung erfolgte aus etwa 100 cm Entfernung zum Sensor. Nachdem der Aufbau fertiggestellt war, wurde der Vitalmonitor gestartet. Zeigte dieser korrekte Signale an, wurde eine separate Stoppuhr aktiviert. Diese diente der zeitlichen Erfassung der Messung und ermöglichte im Nachhinein einen zeitlichen Abgleich zwischen Sensorsystem und Vitalmonitor. Nach circa zehn Sekunden wurde dann das *VitaSense*-System angeschaltet. Ab diesem Zeitpunkt wurde das Neugeborene sowie die Aufzeichnungen des Sensorsystems bis zum Zeitpunkt der Erkennung beobachtet. Der Erkennungszeitpunkt und die dazugehörigen Gegebenheiten wurden im *Dokumentationsbogen B* notiert. Im weiteren Verlauf der Messung wurde der Proband aus einer Entfernung von circa 100 cm beobachtet und auftretende Transienten und Besonderheiten mit dem entsprechenden Zeitpunkt notiert. Als Transienten zählten hierbei alle physio- und pathologischen Atemmuster und Ereignisse, Bewegungen und zusätzliche Personen.

3.2.4. Auswertung der Probandenmessungen

Im Rahmen der Datenauswertung wurden verschiedene Parameter innerhalb des *VitaSense*- und *VitaGuard*-Systems betrachtet. Dazu gehören unter anderem die Beschaffenheiten der Messaufzeichnungen mit Messdauer, Aufzeichnungsfehler im System, sowie Erkennungszeiten und zeitliche Verzögerungen. Die Aufzeichnung der Ruheatmung wurde genauer betrachtet. Aufgetretene Pathologien und Atemmuster, sowie insbesondere die zeitliche Anpassung zwischen beiden Messsystemen wurden untersucht. Die Daten des *VitaSense*-Systems wurden anhand der Ursprungswerte *I* und *Q*, sowie dem daraus resultierenden *R-Wert* betrachtet (1.7) (Tabelle 6).

Tabelle 6: Probanden: Übersicht der Auswertung des VitaSense-Systems

Die Tabelle zeigt die Stichprobenanzahl (*n*), den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der im Rahmen der Auswertung betrachteten Parameter. Die Angaben über den Sättigungsgrad beziehen sich auf den *R-Wert*.

Parameter	Stichprobenzahl (n)	Median	Mittelwert	Standardfehler
Messdauer [min]	38	24,88	23,80	0,76
Erkennung [s]	38	15,00	15,42	0,18
Anteil fehlender Zeilen [%]	38	0,07	0,19	0,05
Anteil Sättigung [%]	38	31,39	36,06	3,82
Anteil Transienten [%]	38	24,30	33,09	3,84
Anteil Transienten nicht gesättigt [%]	38	32,80	38,74	3,97
Anteil Bewegung [%]	38	6,56	9,19	1,43
Anteil Bewegung nicht gesättigt [%]	36	30,05	34,45	3,64
Anteil Schluckauf nicht gesättigt [%]	4	23,77	22,58	8,83
Anteil Gähnen nicht gesättigt [%]	29	11,19	15,99	3,26
Anteil Weinen nicht gesättigt [%]	4	8,59	8,71	4,82
Anteil Grunzen nicht gesättigt [%]	26	16,78	19,68	4,12
Anteil Quengeln nicht gesättigt [%]	18	25,17	29,61	5,52
Anteil Husten nicht gesättigt [%]	3	0,00	3,65	3,65
Anteil Spucken nicht gesättigt [%]	1	0,00	0,00	0,00
Anteil Person < 25 cm nicht gesättigt [%]	17	52,00	53,57	9,29
Anteil Person 25 – 50 cm nicht gesättigt [%]	13	100,00	75,72	9,08
Anteil Person > 100 cm nicht gesättigt [%]	17	91,25	83,43	4,27

3.2.4.1. Messaufzeichnungen

Die Messungen wurden im Mittel über 22851 Zeilen aufgezeichnet. Jede Zeile steht dabei für ein erfasstes Datensignal. 16 Zeilen entsprechen einer Sekunde. Bei einer angestrebten Messdauer von 25 Minuten sollten die Messungen 24000 Zeilen umfassen. Während der Aufzeichnungen mit dem *VitaSense*-System kam es in 2 von 38 Messungen zum vorzeitigen Abbruch durch einen Systemfehler. Weiterhin fehlen in 22 Datenaufzeichnungen vereinzelte Zeitabschnitte (Abbildung 29). Im Durchschnitt fehlen 45,89 Zeilen. Dies ergibt einen mittleren Anteil von 0,19 % pro Messung. Anhang 1 zeigt eine detailliertere Aufstellung der einzelnen Werte.

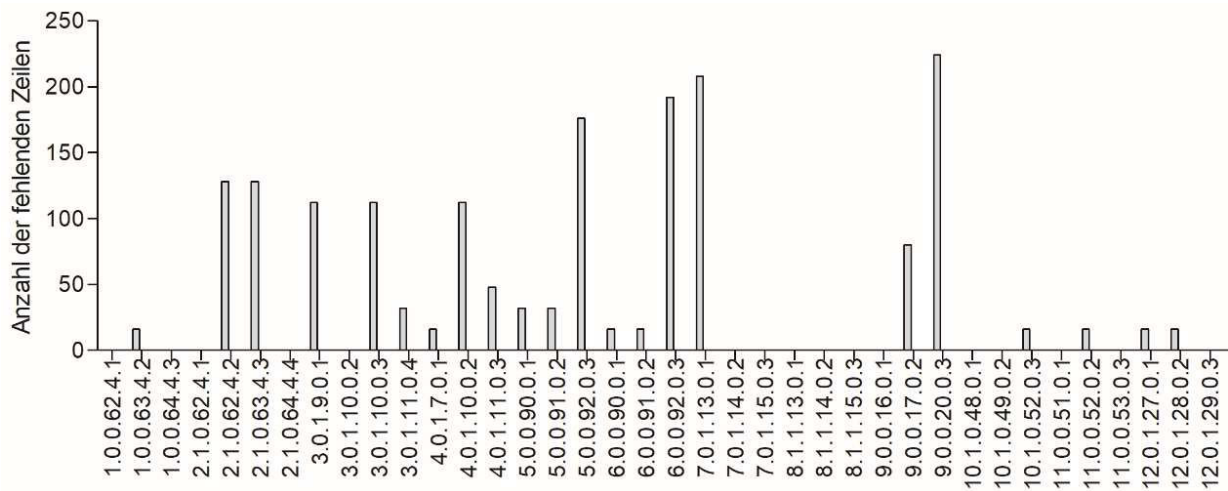


Abbildung 29: Probanden: Fehlende Zeilen pro Messung

Es werden für alle Messungen die fehlenden Zeilenanzahl in absoluten Werten dargestellt.

3.2.4.2. Erkennung der Probanden

Während allen Messungen wurden die Probanden (1 - 12) vom *VitaSense*-System als anwesend erkannt und von diesem erfasst. Die Erkennungszeit betrug dabei durchschnittlich 15,42 s bei einem Standardfehler von 0,18. Die Daten der einzelnen Messungen sind Anhang 2 zu entnehmen. Die während der Messung durch mich dokumentierte Erkennungszeit weicht von der im System festgehaltenen Erkennungszeit durchschnittlich um circa 1,74 s ab (Abbildung 30). Dieser zeitliche Versatz muss bei der weiteren Auswertung mit betrachtet werden.

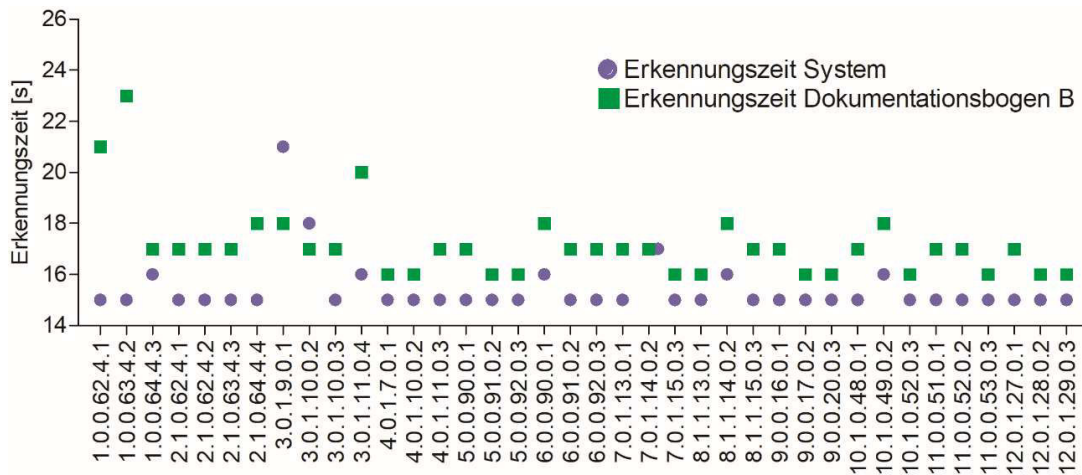


Abbildung 30: Probanden: Erkennungszeit

Für jede Messung wird die Erkennungszeit in Sekunden angegeben. Dabei wird unterschieden in die während der Messung dokumentierte (grün) und die vom System festgehaltene (blau) Erkennungszeit.

3.2.4.3. Ruheatmung

In 66,91 % der Messaufzeichnungen befanden sich die Probanden in Ruhe. Der Anteil der Ruheatmung ist dabei etwas niedriger. Auch in den Ruhephasen kam es zu Sättigungen des Systems oder vermehrt unruhigen Atemmustern. Der *R-Wert* war dabei fast auf konstantem Niveau. Der *I-* und *Q-Wert* zeigen rhythmische, gleichmäßige Bewegungen weit unter dem Sättigungsniveau. Auch die Parameter des *VitaGuards* zeigen physiologische, ruhige und regelmäßige Signale (Abbildung 31). Die Abbildung 31 zeigt exemplarisch eine Phase der Ruheatmung.

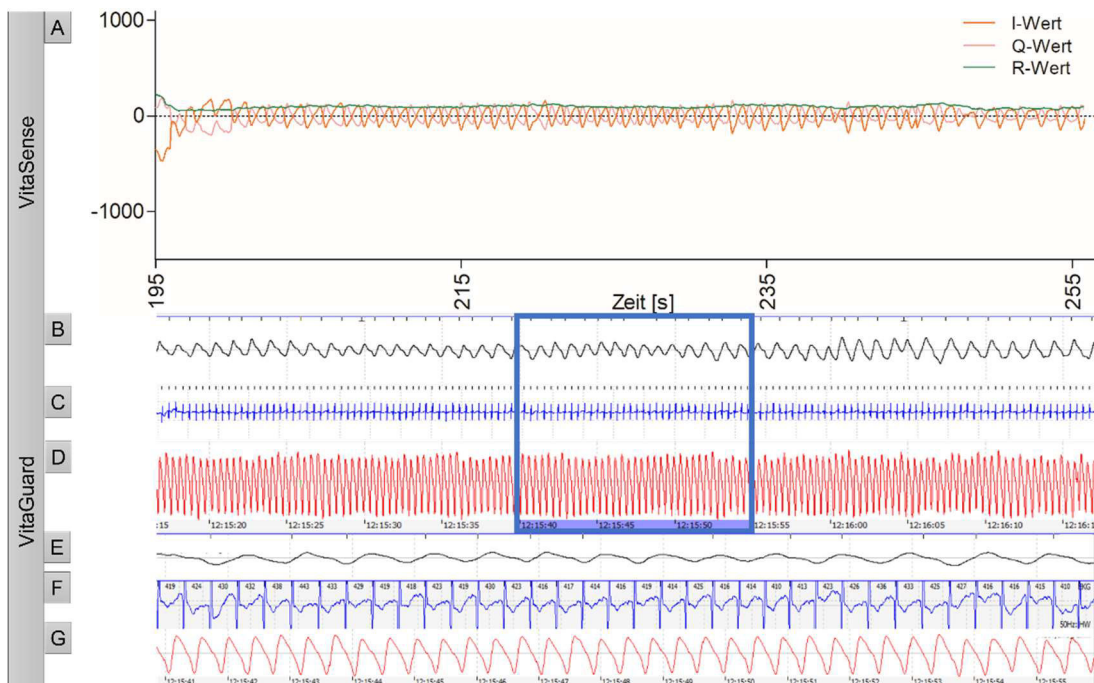


Abbildung 31: Probanden: Ruheatmung

Die Abbildung zeigt 60 s der Messung 7.0.1.15.0.3 und beginnt bei 3 min 15 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.2.4.4. Signalintensität

Während der 38 Messungen kam es häufig zur Sättigung des *R-Wertes* des *VitaSense*-Systems. Eine detaillierte Beurteilung der Erkennung oder auch der vorliegenden Transienten anhand dieses Wertes ist jedoch nur möglich, wenn sich das *VitaSense*-System nicht im gesättigten Signalbereich befindet. Eine Sättigung des Systems, insbesondere des *R-Wertes* wird vor allem durch Bewegungen hervorgerufen und kennzeichnet im Normalfall ein waches Kind. Während der Messreihe zeigen viele Probanden auch im Schlaf eine hohe Anzahl an Bewegungen, wodurch sich ein großer Teil der erhobenen Messdaten im gesättigten Bereich befindet. Im Mittel waren 36,06 % des gemessenen *R-Wertes* gesättigt.

Der Anteil der gesättigten *R-Werte* kann zur detaillierteren Auswertung nicht herangezogen werden. Waren die Probanden während der Messung sehr unruhig, mussten die Ursprungswerte *I* und *Q* zur Auswertung dienen. Diese weisen eine höhere Resistenz gegenüber Bewegung auf. Eine Übersicht der Sättigungsanteile je Messung ist Abbildung 32 dargestellt. Die Daten aller Messungen sind Anhang 3 zu entnehmen.

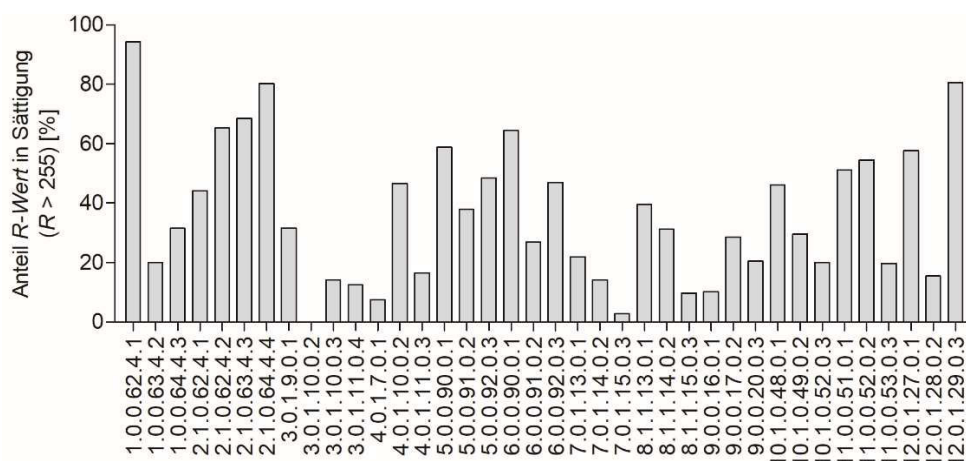


Abbildung 32: Probanden: Anteil der Sättigung pro Messung

Alle Messungen an den Probanden (1 - 12), die vollständig durchgeführt wurden, weisen einen Sättigungsanteil auf.

3.2.4.5. Transienten

Während aller 38 Messungen wurden verschiedene Transienten beobachtet. Der Anteil der Transienten an einem Messverlauf betrug im Mittel 33,09 %. Die nähere Betrachtung der einzelnen Ereignisse anhand des *R-Wertes* war aufgrund der Sättigung bei durchschnittlich 61,26 % der aufgetretenen Transienten nur unzureichend möglich. Die gesättigten *R-Werte* im Zusammenhang mit Transienten nehmen dabei einen durchschnittlichen Anteil von 18,13 % der gesättigten Signale ein (Abbildung 33). Der Anteil an gesättigten Transienten im Rahmen der *R-Wert*-Betrachtung zeigte bei den einzelnen Probanden Unterschiede. Bei Proband 12 waren die Transienten unter der Beachtung des *R-Wertes* mit 50,24 % am häufigsten gesättigt. Proband 7 zeigte mit 2,28 % den geringsten Anteil. Die detaillierten

Angaben zu allen Einzelmessungen sind Anhang 4 zu entnehmen. Durch die Untersuchung der *I*- und *Q*-Werte wird eine genauere Darstellung und Betrachtung der Transienten möglich. Die Transienten werden anhand der *VitaSense*-Daten und der Aufzeichnungen des Vitalmonitors beurteilt. Hierbei galt es verschiedene Verzögerungszeiten zu beachten. Diese sind beispielsweise auf die Reaktionsdauer der beiden Messsysteme sowie den menschlichen Faktor bei der Notation und dem zeitlichen Abgleich (3.1.3) rückzuführen.

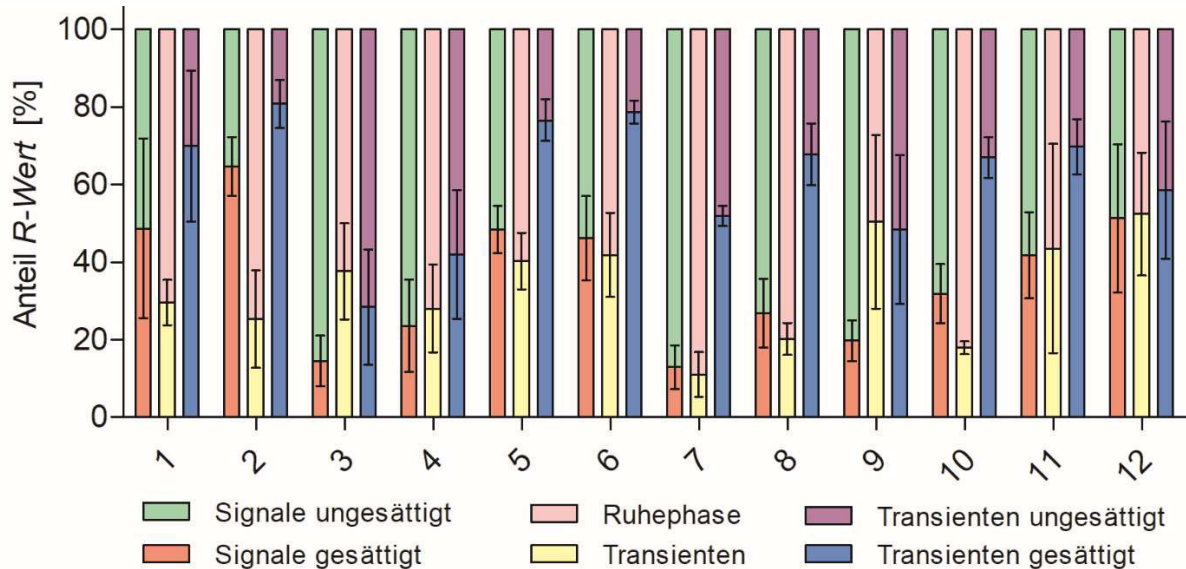


Abbildung 33: Probanden: Signalintensität des R-Werts und Transienten

Die abgebildeten Daten beziehen sich alle auf den R-Wert des *VitaSense*-Systems. Alle Probanden (1 - 12) wiesen in der Gesamtheit ihrer Messungen ungesättigte (grün) und gesättigte Signale (rot) auf. Ebenso zeigten sich in allen Messungen Transienten (gelb), die sich von den Ruhephasen (rosa) abheben. Bei jedem Probanden kam es zu Überschneidungen zwischen gesättigten Signalen und aufgetretenen Transienten (blau). Auch ungesättigte Signale nahmen Anteil an den Transienten (lila). Der Standardfehler wird in schwarz dargestellt.

Während der einzelnen Messungen wurden neun verschiedene Transienten beobachtet. Im Einzelnen wurden Bewegung, auftretende Veränderungen des Atemmusters wie Schluckauf, Gähnen, Weinen und Grunzen, Quengeln, Spucken, Husten und zusätzlich anwesende Personen dokumentiert. Dabei wurde die Gruppe der zusätzlich anwesenden Personen anhand des Abstandes zum Messaufbau unterschieden in Abstand < 25 cm, 25 – 50 cm, 50 – 100 cm und > 100 cm. Zur weiteren Auswertung wurden nur die Anteile, die sich unterhalb der Sättigungsgrenze befanden, berücksichtigt (Abbildung 34). Zusätzlich anwesende Personen mit einem Abstand größer 100 cm wurden mit einem Anteil von im Mittel 83,43 % am häufigsten im ungesättigten Bereich des *R*-Wertes beobachtet. Der geringste Anteil lässt sich auf den Transienten Spucken rückführen. Die detaillierten Daten der einzelnen Messungen und Transienten sind Anhang 5 bis Anhang 15 zu entnehmen.

Ergebnisse

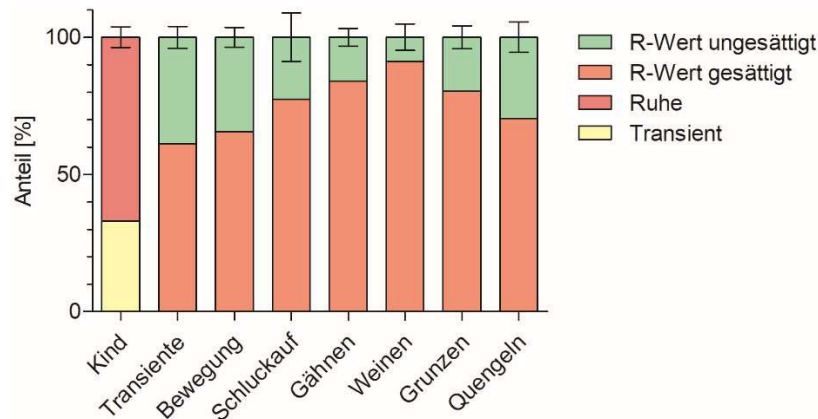


Abbildung 34: Probanden: Gesättigte und ungesättigte Anteile der einzelnen Transienten

Der erste Balken zeigt die Anteile der Ruhephasen (pink) und der Transienten (gelb) an allen 38 Messungen. Der zweite Balken bezieht sich auf alle vorkommenden Transienten und wird unterteilt in gesättigte (rot) und ungesättigte (grün) Anteile. Die restlichen Balken (3 - 7) veranschaulichen die einzelnen Transienten und ihre Differenzierung in gesättigte (rot) und ungesättigte (grün) Anteile. Die Fehlerbalken geben den Standardfehler an.

3.2.4.5.1. Bewegung

Der Transient Bewegung wurde in 36 Messungen nachgewiesen und nahm dabei durchschnittlich 9,19 % der gesamten Messdaten ein. Während der Messungen wurde Bewegung häufig gemeinsam mit anderen zeitgleich auftretenden Transienten beobachtet. Meist lag hierbei jedoch das Hauptaugenmerk nicht auf der Bewegung selbst. Somit ist der tatsächliche Anteil an Bewegung als höher anzusehen. Weiterhin bleibt anzumerken, dass bei der Erfassung des Transienten nicht auf das Ausmaß der Bewegung geachtet wurde. Eine leichte Handbewegung ist gleichermaßen als Bewegung notiert worden wie ein wildes Strampeln. Des Weiteren muss beim Transient Bewegung zwischen Einzelereignissen und einer Bewegungsepisode differenziert werden. Diese Einzelereignisse sind zur zeitlichen Korrelation der *VitaSense*- und *VitaGuard*-Daten besonders gut geeignet. Sie markieren innerhalb einer Ruhephase einen definierten Zeitpunkt, der sich in beiden Datensets nachverfolgen lässt, exemplarisch Abbildung 35. Während einer Bewegung zeigt sich eine Sättigung des *R-Wertes* bei 255. Auch die *I*- und *Q-Werte* sind durch höhere, beziehungsweise tiefere Ausschläge innerhalb der Atembewegung gekennzeichnet. Die Atmungskurve des Vitalmonitors *VitaGuard* weist ebenfalls eine vergrößerte Impedanzänderung nach. Ebenso fällt auf, dass auch die EKG und die Plethysmographie von dem erhöhten Bewegungsmaß verändert werden. Die isoelektrische Linie des EKGs ähnelt in ihrer Höhenverschiebung dem Verlauf der Atmungskurve. Dieses Phänomen zeigt sich ebenso in der Plethysmographiekurve.

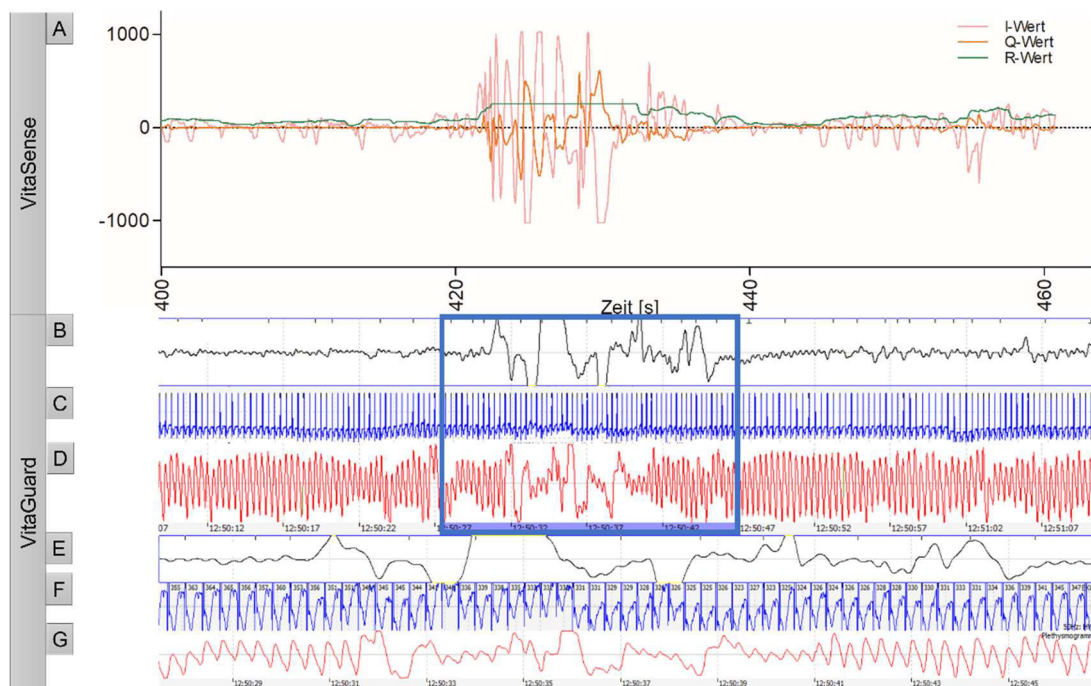


Abbildung 35: Probanden: Der Transient Bewegung

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.10.0.3 und beginnt bei 6 min 40 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

Der Transient Bewegung konnte zu 34,45 % anhand des R-Wertes betrachtet werden. Die Daten der einzelnen Messungen sind im Anhang 5 gelistet.

3.2.4.5.2. Schluckauf

Schluckauf konnte in 4 der 38 Messungen bei drei unterschiedlichen Probanden beobachtet werden. Beim Transienten Schluckauf wurden nicht die einzelnen Reflexe dokumentiert, sondern der Zeitraum vom ersten bis zum letzten Auftreten. In diesem Bereich kamen auch andere Transienten wie beispielsweise Bewegung vor. Die Abbildung 36 zeigt beispielhaft einen Ausschnitt aus einer Episode des Schluckaufs innerhalb der Messung 12.0.1.27.0.1. Die Daten beider Systeme zeigen ein zackenförmiges Atemmuster, das durch eine wechselnde Tiefe der Atembewegungen gekennzeichnet ist (Abbildung 36). Der R-Wert weist einen hohen Anteil an Sättigung auf. Beim Transienten Schluckauf lagen durchschnittlich 77,43 % der Werte im gesättigten Bereich. Die detaillierten Angaben zu den drei Messungen sind im Anhang 6 dokumentiert. Der I-Wert weist im Gegenzug einen geringeren Anteil an Sättigung auf, wohingegen der Q-Wert durchgehend im ungesättigten Bereich liegt. Auch die Atemkurve des VitaGuards zeigt ein ungleichmäßiges Muster, das verschiedene Impedanzänderungen nachweist. Die Variabilität der Atemzüge projiziert sich zusätzlich auf die EKG- und Plethysmographiekurven.

Ergebnisse

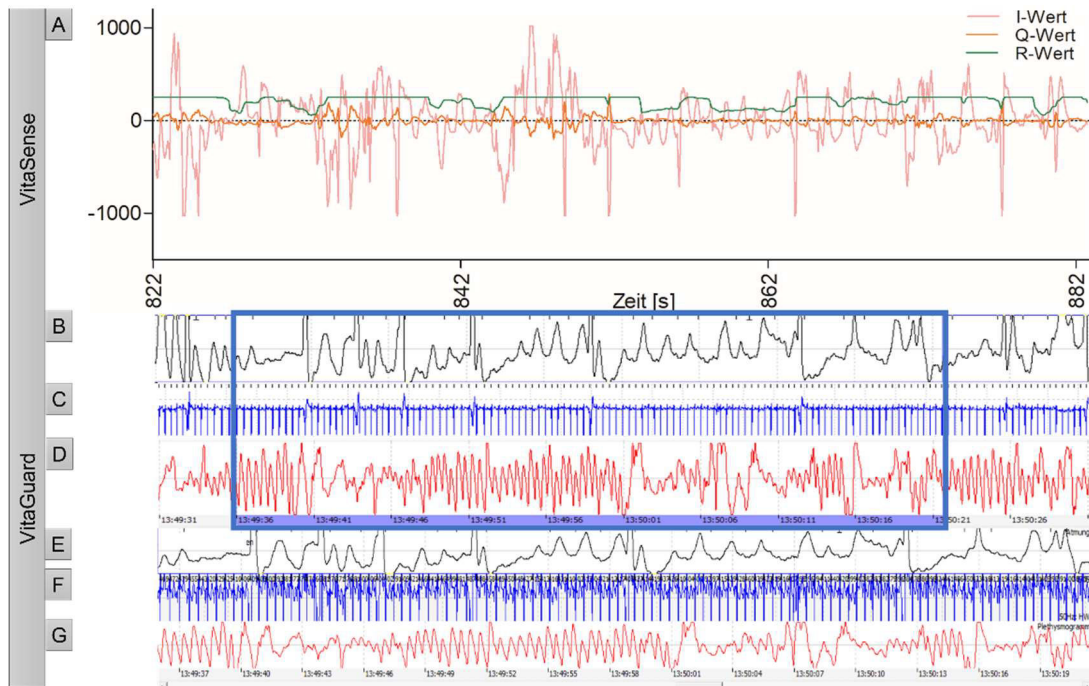


Abbildung 36: Probanden: Der Transient Schluckauf

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 12.0.1.27.0.1 und beginnt bei 13 min 42 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.2.4.5.3. Gähnen

Der Transient Gähnen zeigte sich in 29 Messungen und konnte bei jedem Probanden mindestens einmal nachgewiesen werden. Das Gähnen umfasste meist einen längeren Zeitraum und ging häufig mit einer Streckung der Arme oder des gesamten Körpers einher. Neben langen Episoden des Gähnens, in denen es zu vermehrten Gesten des Gähnens kam, lagen auch einzelne Gähner vor (exemplarisch Abbildung 37, Abbildung 38). Während des Gähnens zeigte sich bei 84,01 % eine Sättigung des *R-Wertes*. Die Aufzeichnungen über alle Messungen sind im Anhang 7 enthalten. Wie in Abbildung 37 und Abbildung 38, als beispielhafte Episoden zu erkennen, grenzt auch der *I-Wert* an seine Sättigungsbereiche. Der *Q-Wert* zeigt hingegen eine geringere Anfälligkeit. Auch die Atmungskurven des *VitaGuards* liegen teilweise im gesättigten Bereich. Die EKG-Linie und die Plethysmographie werden ebenfalls durch den Transient beeinflusst. Des Weiteren fällt auf, dass der Transient Gähnen gehäuft mit einer konvexen Form der Atmungskurve einhergeht (Abbildung 37, Abbildung 38; roter Kasten). Zusätzlich bleibt anzumerken, dass der Proband in Abbildung 38 grundsätzlich während der Messung unruhiger war als der Vergleichsproband in Abbildung 37. Dieser Unterschied zeigt sich insbesondere in der Ruheatmung der Abbildungen vor und nach dem Transienten.

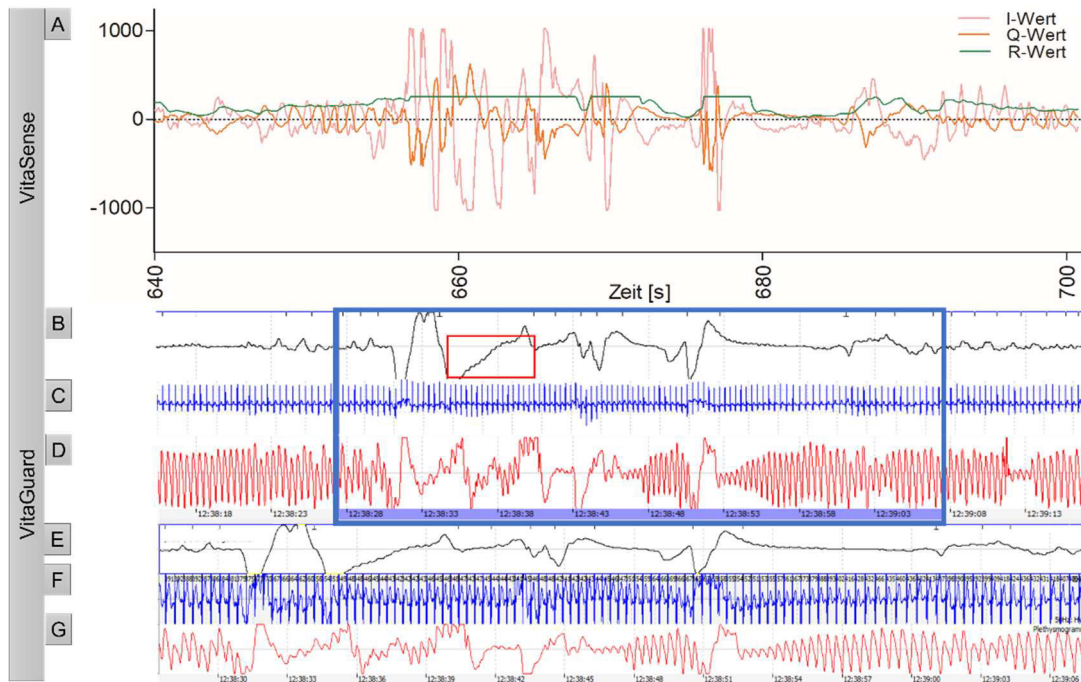


Abbildung 37: Probanden: Der Transient Gähnen I

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.11.0.4 und beginnt bei 10 min 40 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten. Der rote Kasten markiert wiederholende Auffälligkeiten, die im Zusammenhang mit dem Transienten stehen.

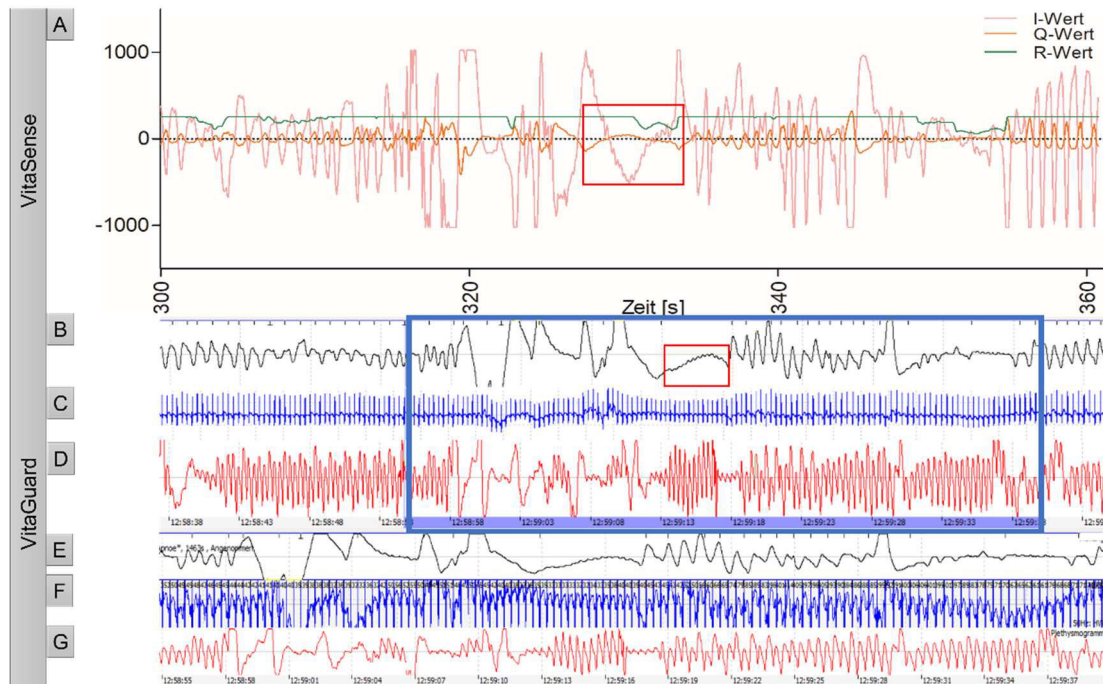


Abbildung 38: Probanden: Der Transient Gähnen II

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 11.0.0.51.0.1 und beginnt bei 5 min 0 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten. Die roten Kästen markieren wiederholende Auffälligkeiten, die im Zusammenhang mit dem Transienten stehen.

3.2.4.5.4. Weinen

Weinen konnte in vier Messverläufen bei vier verschiedenen Probanden beobachtet werden. 91,30 % des *R-Wertes* waren dabei durchschnittlich gesättigt. Die Ergebnisse des *R-Wertes* der Messungen zeigt Anhang 8. Das Weinen wurde über lange Zeitabschnitte hinweg dokumentiert. Traten in dieser Zeit weitere Transienten auf, wurden diese zwar dokumentiert, bei der weiteren Auswertung jedoch nicht berücksichtigt. Während dem Auftreten des Transienten waren die Säuglinge weitestgehend sehr unruhig und befanden sich häufig in Bewegung. Abbildung 39 zeigt beispielgebend einen Ausschnitt des Transienten. Die *I-* und *Q-Werte* weisen entgegen dem *R-Wert* keinen Anteil an Sättigung auf. Sie sind gekennzeichnet durch ein stark zackenförmiges und unregelmäßiges Muster und zeigen keine spezifischen Charakteristika. Die Atmungskurve des *VitaGuards* ist ebenso arrhythmisch und weist einen Anteil an Sättigung auf. Im Vergleich zu den *VitaSense*-Daten wirkt die Atmungskurve weniger zackenförmig bei subjektiv weniger Atembewegung. Innerhalb der Daten des Vitalmonitors zeigen sich zugleich Abänderungen innerhalb der isoelektrischen Linie des EKGs und auch der Plethysmographiekurve.

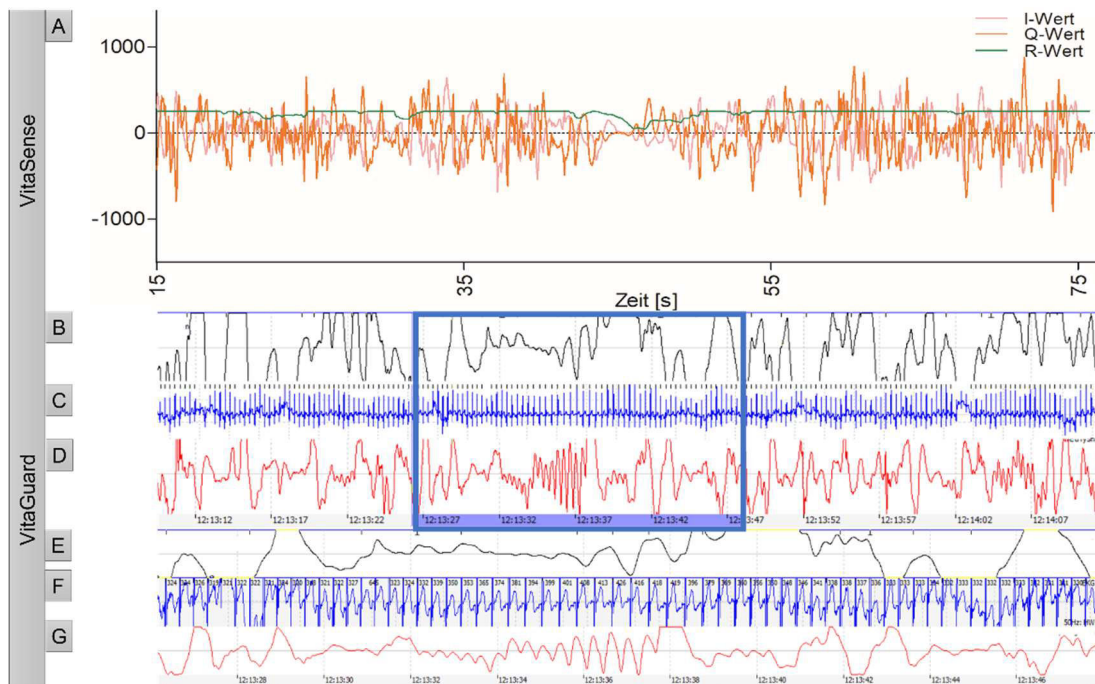


Abbildung 39: Probanden: Der Transient Weinen

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 5.0.0.91.0.2 und beginnt bei 0 min 15 s. (A) Datenset *VitaSense* umfasst die Werte *I* (rosa), *Q* (orange) und *R* (grün). (B - G) Datenset *VitaGuard* umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.2.4.5.5. Grunzen

Der Transient Grunzen trat bei 26 der insgesamt 38 Messungen auf und konnte bei elf der zwölf Probanden beobachtet werden. Grunzen trat gehäuft parallel zu weiteren Transienten

wie Bewegung, Gähnen oder Quengeln auf. Grunzen kam zum größten Teil als Einzelereignis vor (exemplarisch Abbildung 40, Abbildung 41). 80,32 % der *R*-Werte lagen oberhalb der Sättigungsgrenze. Anhang 9 stellt die Ergebnisse der gesamten Messungen dar. Die *I*- und *Q*-Werte zeigen im Gegenzug nur geringe bis keine Anteile an Sättigung. Die Atmungskurven des Vitalmonitors liegen häufig im nicht darstellbaren Bereich. Überdies findet man deren Verlauf in den EKG- und Plethysmographie-Darstellungen wieder. Ein häufig beobachtetes Phänomen veranschaulicht der konkave Verlauf der Atmungskurve (Abbildung 40, Abbildung 41; roter Kasten). Dieses Charakteristikum kommt vermehrt im Zusammenhang mit dem Transienten Grunzen vor. Abbildung 41 weist im Vergleich zu Abbildung 40 einen spitzeren Verlauf der Atmungskurve auf. Auch der Transientenabschnitt verläuft hier zackiger. Darüber hinaus ist der Proband in Abbildung 41 viel aktiver.

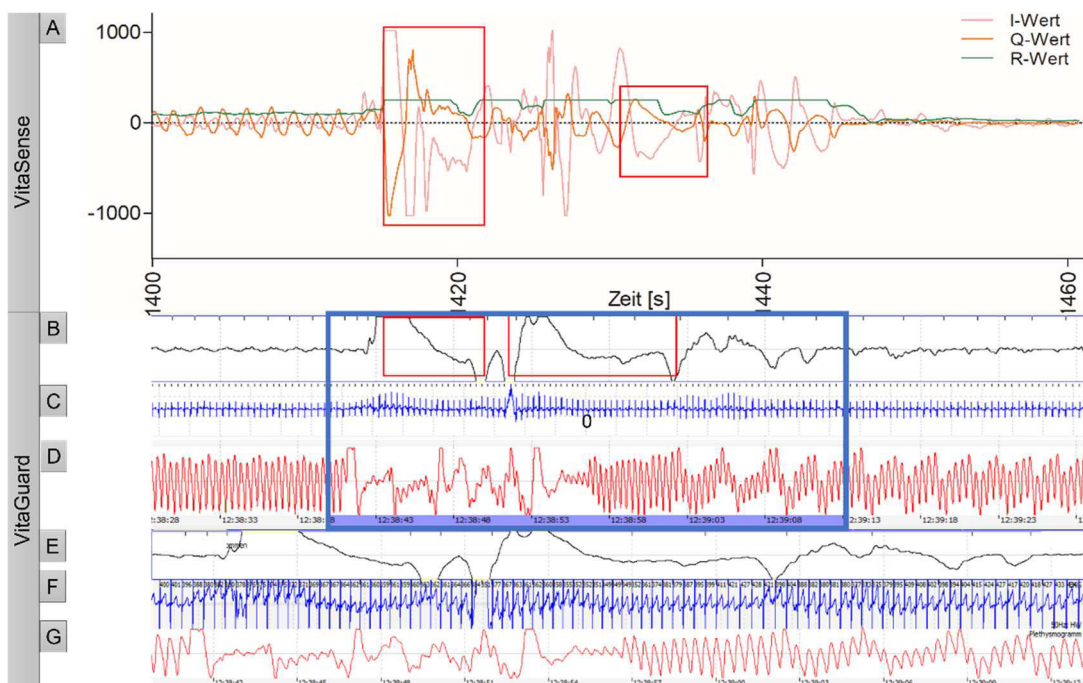


Abbildung 40: Probanten: Der Transient Grunzen I

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 5.0.0.92.0.3 und beginnt bei 23 min 20 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte *I* (rosa), *Q* (orange) und *R* (orange). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten. Die roten Kästen markieren wiederholende Auffälligkeiten, die im Zusammenhang mit dem Transienten stehen.

Ergebnisse

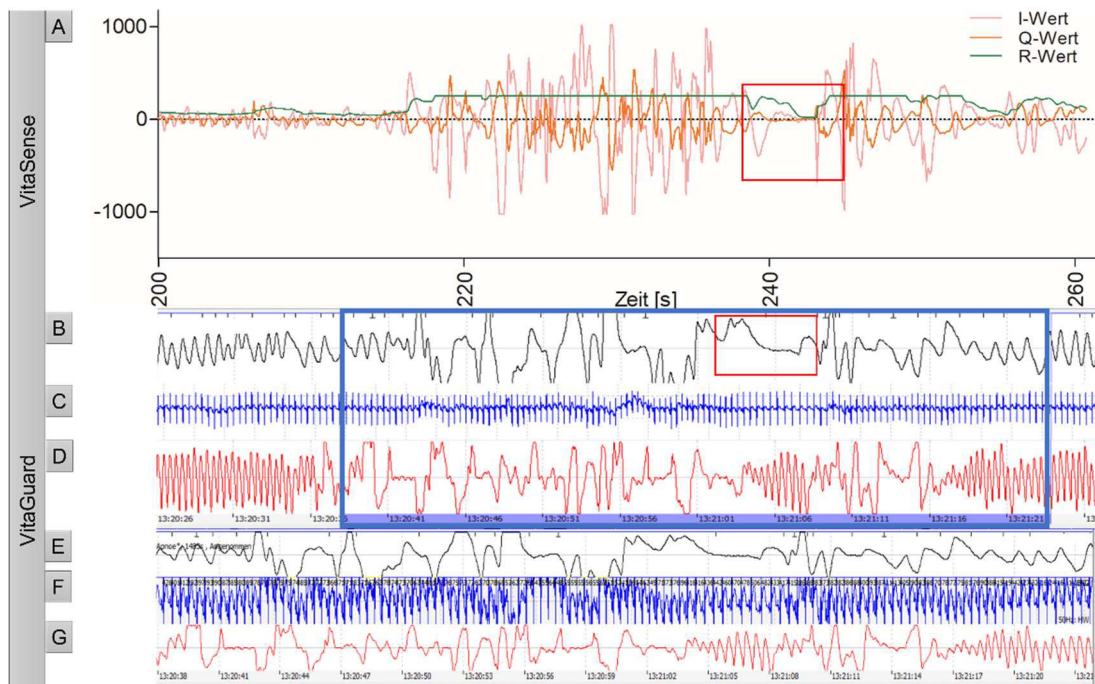


Abbildung 41: Probanden: Der Transient Grunzen II

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 9.0.0.20.0.3 und beginnt bei 3 min 20 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten. Die roten Kästen markieren wiederholende Auffälligkeiten, die im Zusammenhang mit dem Transienten stehen.

3.2.4.5.6. Quengeln

Bei zehn der zwölf Probanden wurde in 18 Messungen der Transient Quengeln dokumentiert. Quengeln kam dabei gehäuft als Episode vor und nur selten als Einzelereignis (exemplarisch Abbildung 42, Abbildung 43). Dies wurde auch im Zusammenhang mit anderen Transienten beobachtet, beispielsweise während Bewegung, Gähnen und Grunzen. Durchschnittlich 70,39 % des *R-Wertes* lagen oberhalb der Sättigungsgrenze. Eine ausführlichere Darstellung der Daten zeigt Anhang 10. Beide Abbildungen veranschaulichen den Beginn einer Episode von Quengeln nach einer Ruhephase. Der *I-Wert* umfasst dabei nur geringe Anteile an Sättigung, der *Q-Wert* liegt unterhalb der Sättigungsgrenze. Die Atemkurve des *VitaGuards* befindet sich gehäuft in den Sättigungsbereichen der Impedanzänderung. Diese finden sich auch in den Darstellungen des EKGs und der Plethysmographie wieder. Der Transient Quengeln zeigt dabei einen Verlauf von breiten Zacken, die in sich von weiteren Zacken unterbrochen werden. Die Atmung wird blockbildend durch tiefe Atemzüge gekennzeichnet.

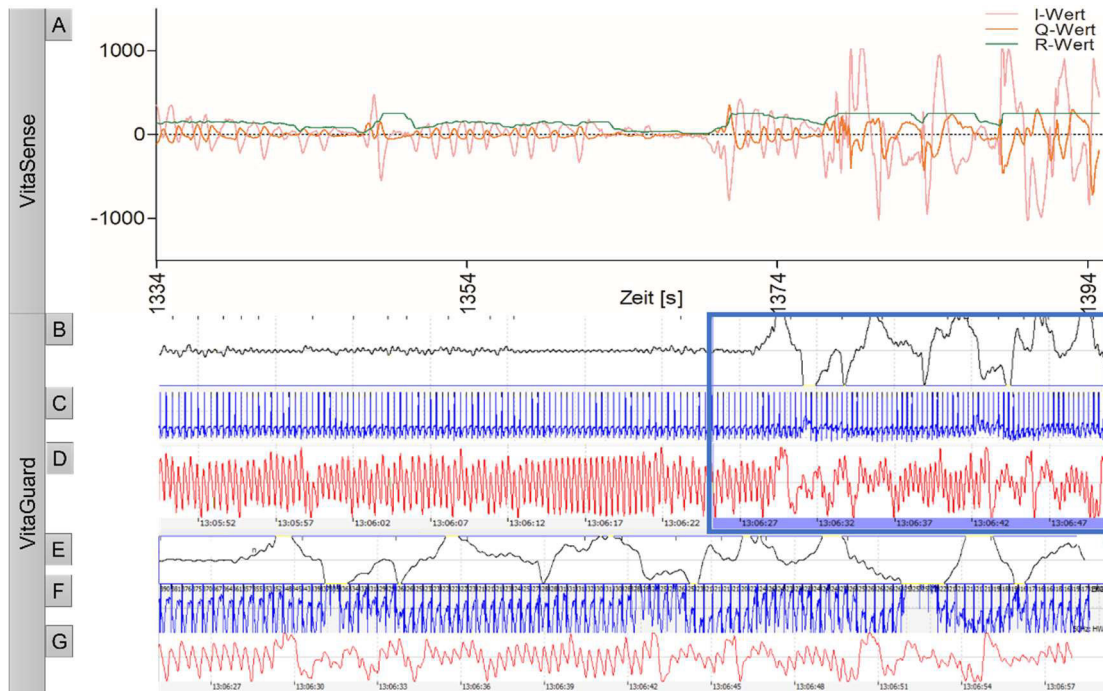


Abbildung 42: Probanden: Der Transient Quengeln I

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.10.0.3 und beginnt bei 22 min 14 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

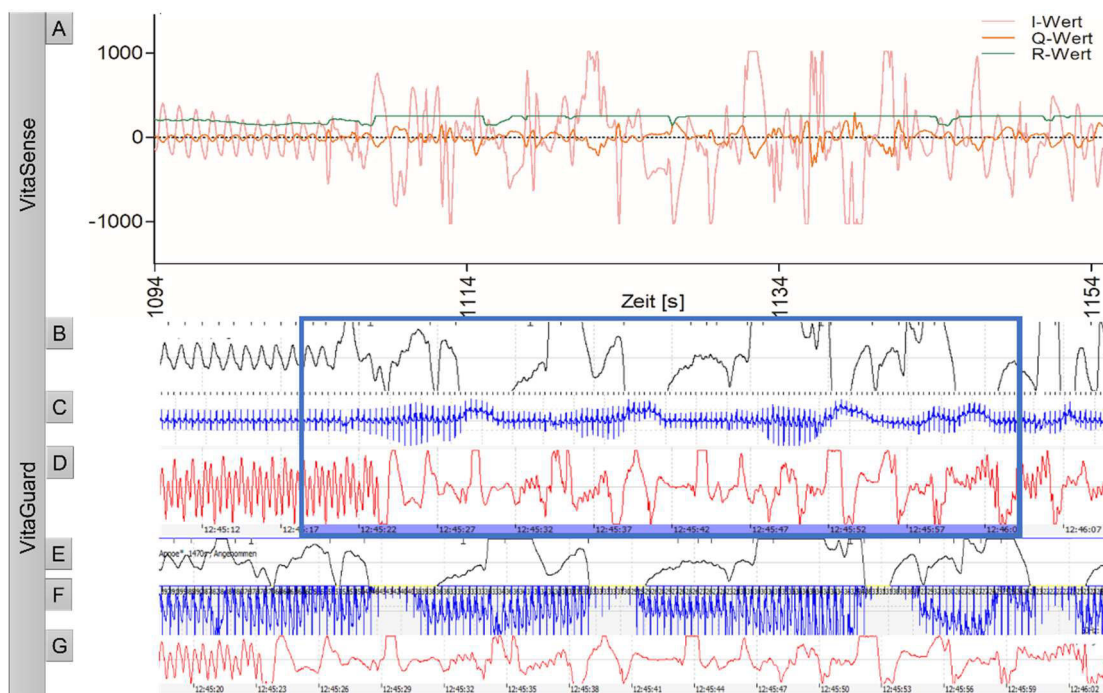


Abbildung 43: Probanden: Der Transient Quengeln II

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 10.1.0.48.0.1 und beginnt bei 18 min 14 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.2.4.5.7. Spucken

Spucken konnte in einer Messung des Probanden 12.0.1 beobachtet werden. Dabei lagen die aufgezeichneten *R-Werte* zu 100,00 % im gesättigten Bereich. Die Ergebnisse sind im Anhang 11 dargestellt. Die *I-* und *Q-Werte* zeigten hingegen nur geringe Anteile an Sättigung. Auch die Atmungskurve des Vitalmonitors kann einen gesättigten Anteil nachweisen. Dieser findet sich in EKG und Plethysmographie wieder. Circa 23 s vor dem notierten Transienten zeigt sich ein ähnliches Muster in beiden Messsystemen (Abbildung 44). Die unruhigen Kurven der Ruheatmung spiegeln den erhöhten Aktivitätszustand des Kindes wider.

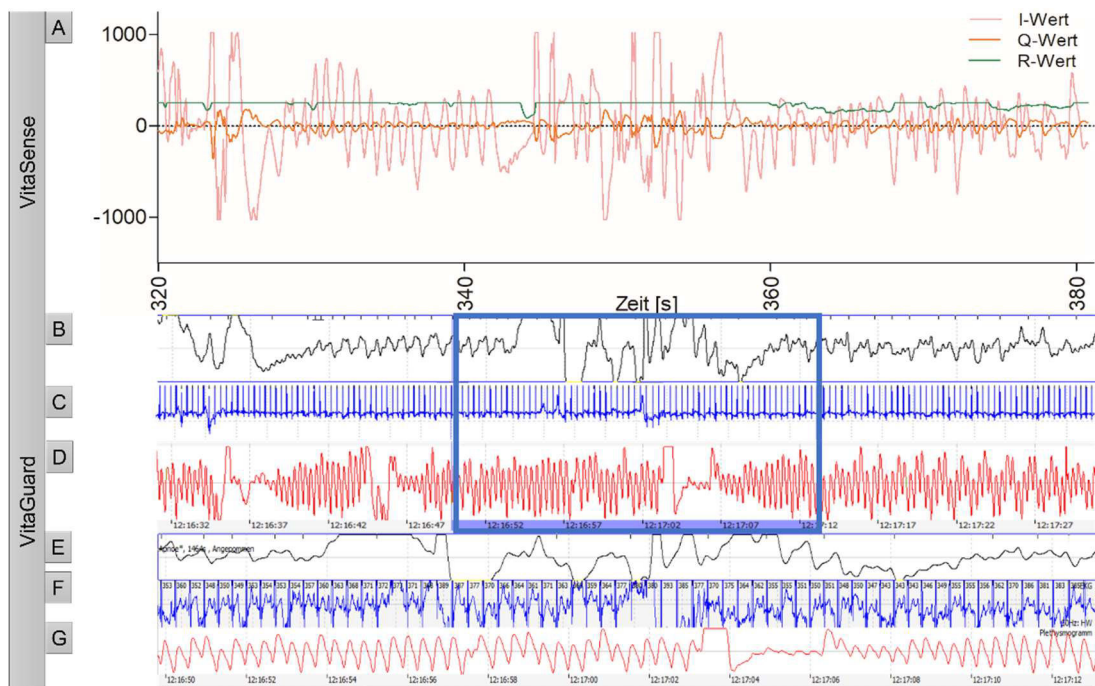


Abbildung 44: Probanden: Der Transient Spucken

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 12.0.1.29.0.3 und beginnt bei 5 min 20 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte *I* (rosa), *Q* (orange) und *R* (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.2.4.5.8. Husten

Der Transient Husten konnte in drei der 38 Messungen beobachtet werden. Er zeigte sich bei drei unterschiedlichen Probanden. Husten wurde dabei als Einzelereignis festgehalten (beispielhaft Abbildung 45). Der größte Teil des *R-Wertes* befand sich mit einem Mittelwert von 96,35 % in Sättigung. Eine Aufstellung der einzelnen Ergebnisse ist im Anhang 12 enthalten. Auch *I-* und *Q-Werte* und die Atmungskurve des *VitaGuards* unterliegen beim Transient Husten einem hohen Sättigungsanteil. Die Änderung der Atmungskurve zeigt sich auch im Verlauf des EKGs und der Plethysmographie. In den Daten des *VitaSense*-Systems fällt auf, dass bereits vor dem Transienten eine Änderung der Kurven vorliegt. Dieses Phänomen wird im *VitaGuard* nicht dargestellt. Auch zeigt sich in beiden Datensätze ein steil

ansteigender Verlauf der Atemkurve, der von einer abgeflachten Senkung gefolgt wird (Abbildung 45; rote Kästen).

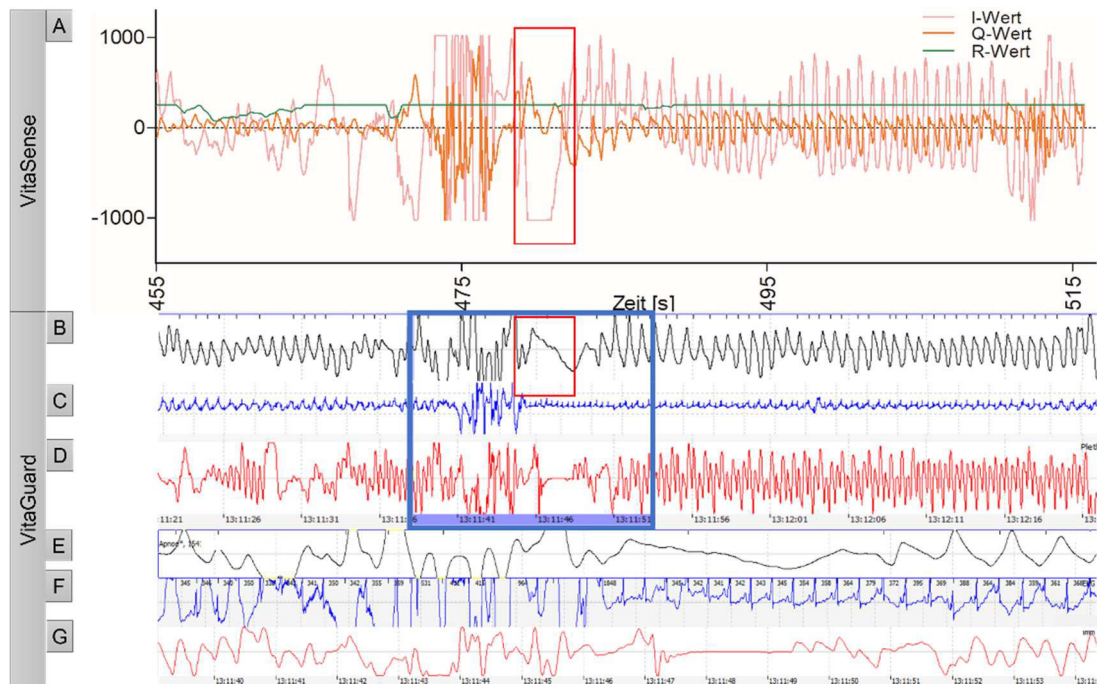


Abbildung 45: Probanden: Der Transient Husten

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 2.1.0.64.4.4 und beginnt bei 7 min 35 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten. Die roten Kästen markieren wiederholende Auffälligkeiten, die im Zusammenhang mit dem Transienten stehen.

3.2.4.5.9. Personen

Der Transient Personen wurde zur genaueren Differenzierung in vier weitere Untergruppen unterteilt:

- Abstand zum Probanden unter 25 cm,
- Abstand zum Probanden zwischen 25 cm und 50 cm,
- Abstand zum Probanden zwischen 50 cm und 100 cm,
- Abstand zum Probanden größer 100 cm.

Abhängig von der Entfernung zum Probanden wurden unterschiedliche Anteile an gesättigten und ungesättigten Werten festgestellt. Je näher die Person sich am Probanden befand, desto größer war der durchschnittliche Anteil an *R-Signalen* oberhalb der Sättigungsgrenze (Abbildung 46).

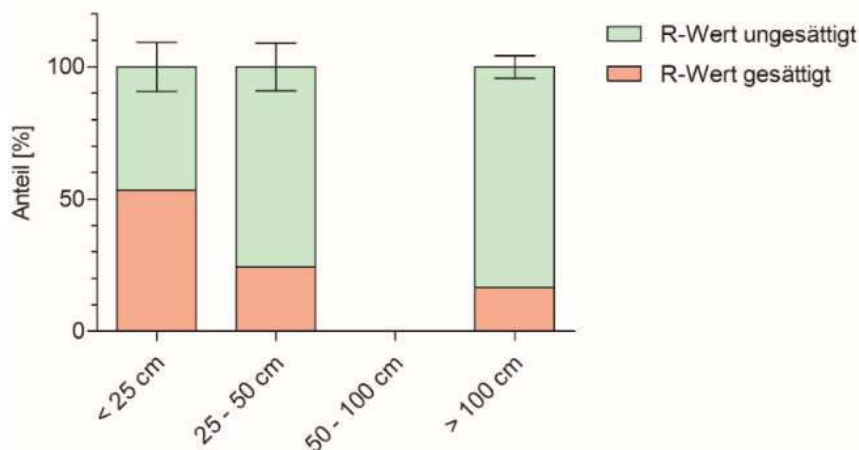


Abbildung 46: Probanden: Anteil der gesättigten und ungesättigten Signale beim Transient Personen
 Der Transient wurde in vier weitere Gruppen unterteilt: Personen, die sich in unter 25 cm Abstand befanden, Personen mit einem Abstand zwischen 25 cm und 50 cm zum Probanden, Personen innerhalb eines Abstandes von 50 cm bis 100 cm und Personen, die mehr als 100 cm entfernt waren. Weiterhin wurde differenziert in gesättigte (rot) und ungesättigte (grün) Signalanteile. Der Fehlerbalken gibt den Standardfehler an.

a) Personen mit einem Abstand unter 25 cm zum Probanden

Personen, die sich in einem Abstand von unter 25 cm zum Probanden aufhielten, wurden in 17 Messungen beobachtet. Dabei bleibt zu beachten, dass zu dieser Gruppe auch Zwillingsgeschwister, die sich im gleichen Bett befanden, hinzuzählen. Dies war bei 14 der 38 Messungen der Fall. Die Anwesenheit eines weiteren Säuglings im Betteninnenraum wurde grundsätzlich dokumentiert. Im Rahmen der Transientendokumentation wurden jedoch nur Bewegungen und Unruhen, sowie weitere Transienten des Nachbarkindes notiert. Bei zwölf der Messungen, in denen Personen mit einem Abstand unter 25 cm vorkamen, war ein Zwilling beteiligt. Bei fünf weiteren Messungen traten die Einflüsse außerhalb des Betteninnenraums auf. Im Mittel zeigten 46,43 % des *R-Wertes* zu hohe Signale. Die Ergebnisse aller Messungen werden im Anhang 13 dargestellt. Traten während der Anwesenheit von diesen Personen weitere Transienten auf, wurden diese unter Vernachlässigung der Person berücksichtigt. Eine sich in der direkten Nähe befindliche Person hatte nicht auf alle Messdaten einen Einfluss (Abbildung 47). Abbildung 47 zeigt exemplarisch eine unauffällige Ruheatmung des Probanden. Die Person im Umkreis von 25 cm zum Sensor wurde nicht nachgewiesen. Im Gegenzug zeigt Abbildung 48 beispielhaft eine deutliche Veränderung des Atemmusters während der Anwesenheit einer weiteren Person. Zusätzlich zeigt sich in den Daten des *VitaSense*-Systems im Vergleich zu den Vitalmonitordaten ein deutlich unruhigeres Muster. Diese Unruhe findet sich auch in den Darstellungen des EKGs und der Plethysmographie.

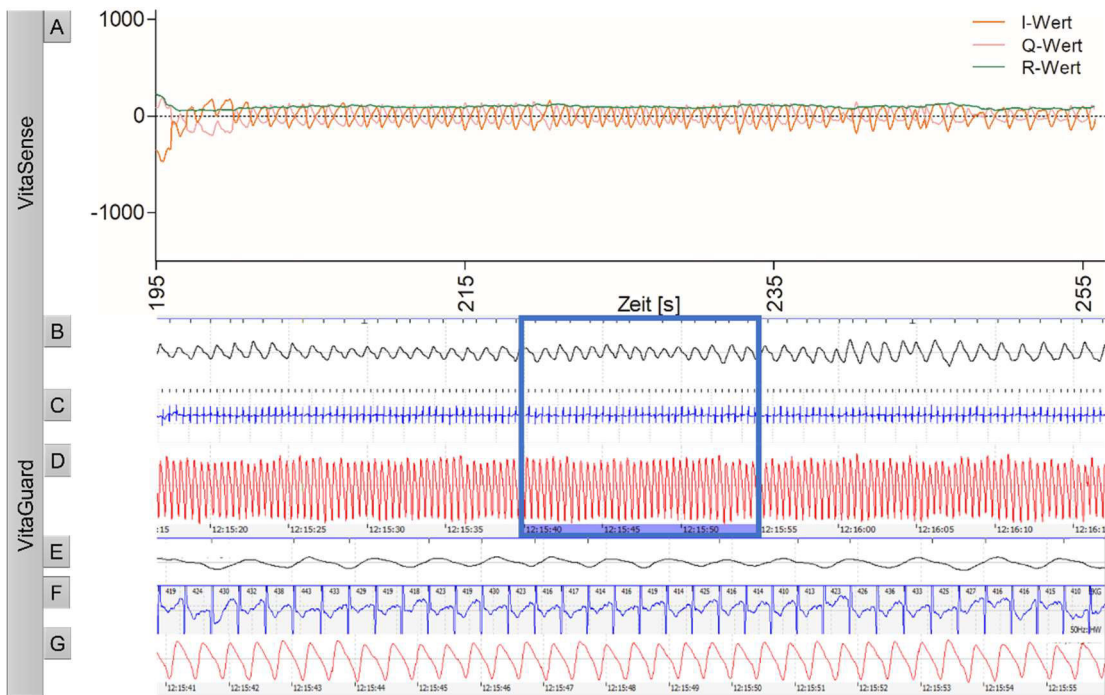


Abbildung 47: Probanden: Der Transient Person unter 25 cm I
 Die Abbildung zeigt 60 s Messung 7.0.1.15.0.3 und beginnt bei 3 min 15 s. (A) Dataset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Dataset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

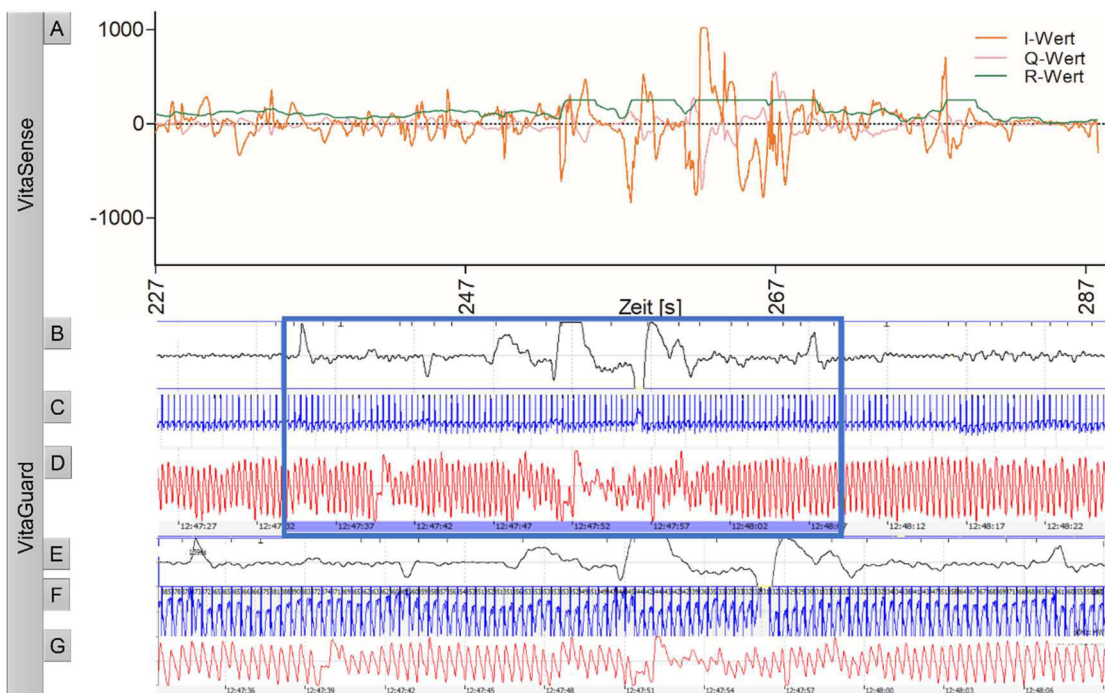


Abbildung 48: Probanden: Der Transient Person unter 25 cm II
 Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.10.0.3 und beginnt bei 3 min 47 s. (A) Dataset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Dataset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

Ergebnisse

b) Personen mit einem Abstand zwischen 25 cm und 50 cm zum Sensor

In 13 Messungen wurden Personen mit einem Abstand zwischen 25 cm und 50 cm zum Sensor beobachtet. Dieses Ereignis trat bei acht verschiedenen Probanden auf. Rund ein Viertel der Transientenanteile des *R*-Wertes waren im Mittel in Sättigung. Anhang 14 veranschaulicht die Ergebnisse aller Messreihen. Traten in diesen Zeiträumen weitere Transienten auf, wurde zu Gunsten dieser dokumentiert. Abbildung 49 veranschaulicht exemplarisch einen im *R*-Wert gesättigten Abschnitt des Transienten. Der *I*- und *Q*-Wert zeigten dabei eine geringere Anfälligkeit. Der äußere Einfluss ist auch im Datenset des *VitaGuard*s sichtbar. Hier zeigen Atmungskurve, EKG und Plethysmografie einen unregelmäßigen Verlauf.

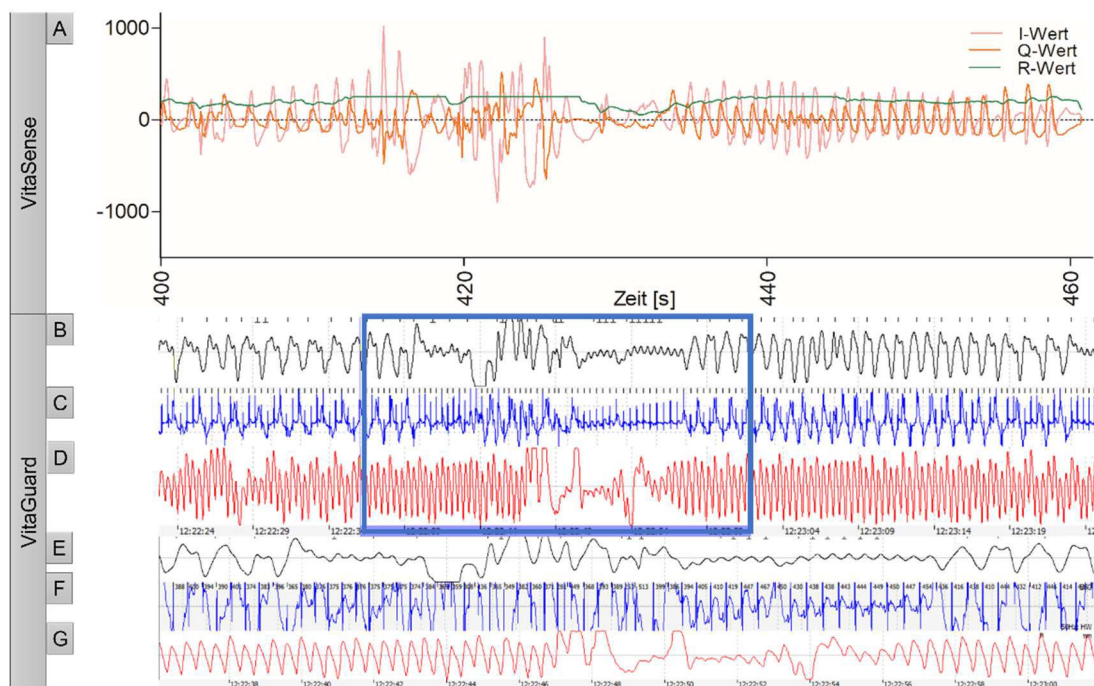


Abbildung 49: Probanten: Der Transient Personen zwischen 25 cm und 50 cm

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.10.0.3 und beginnt bei 3 min 47 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte *I* (rosa), *Q* (orange) und *R* (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

c) Personen mit einem Abstand zwischen 50 cm und 100 cm zum Probanden

Dieser Transient wurde in keiner Messung beobachtet.

d) Personen mit einem Abstand größer 100 cm zum Probanden

Bei neun der zwölf Probanden wurden in 17 Messungen Personen in der Nähe des Messaufbaus mit einem Abstand, der größer als 100 cm zum Sensor war, beobachtet. Es wurden alle Personen innerhalb des Raumes beachtet. Hierbei befanden sich 16,57 % des *R*-Wertes in Sättigung. Wurde während dieser Zeit ein

Transient beobachtet, der sich näher am Säugling befand, wurde dieser berücksichtigt. Die Darstellung aller Messungen ist Anhang 15 zu entnehmen.

3.2.4.6. Atemmuster

Während der Aufzeichnung der Vitalparameter zeigten sich bei vier Probanden in acht Messungen Episoden der Cheyne-Stokes-Atmung (1.3.2). Durch das Andauern des Atemmusters über einen längeren Zeitraum und das Auftreten von mehr als drei Atemzyklen hintereinander kann hier von dem Vorliegen einer Periodischen Atmung ausgegangen werden (1.3.1.3). Diese konnte mit dem *VitaGuard*- und dem *VitaSense*-System dargestellt werden. Das Atemmuster kennzeichnet sich durch einen periodischen An- und Abstieg der Atemtiefe und wird durch eine kurze Apnoephasen unterbrochen. Diese Rhythmik zeigt sich in den Atmungskurven und darüber hinaus in dem EKG-Bild und der Plethysmographie (exemplarisch Abbildung 50, Abbildung 51). Während dem Auftreten des Atemmusters wurden keine zeitgleich vorkommenden Transiente notiert.

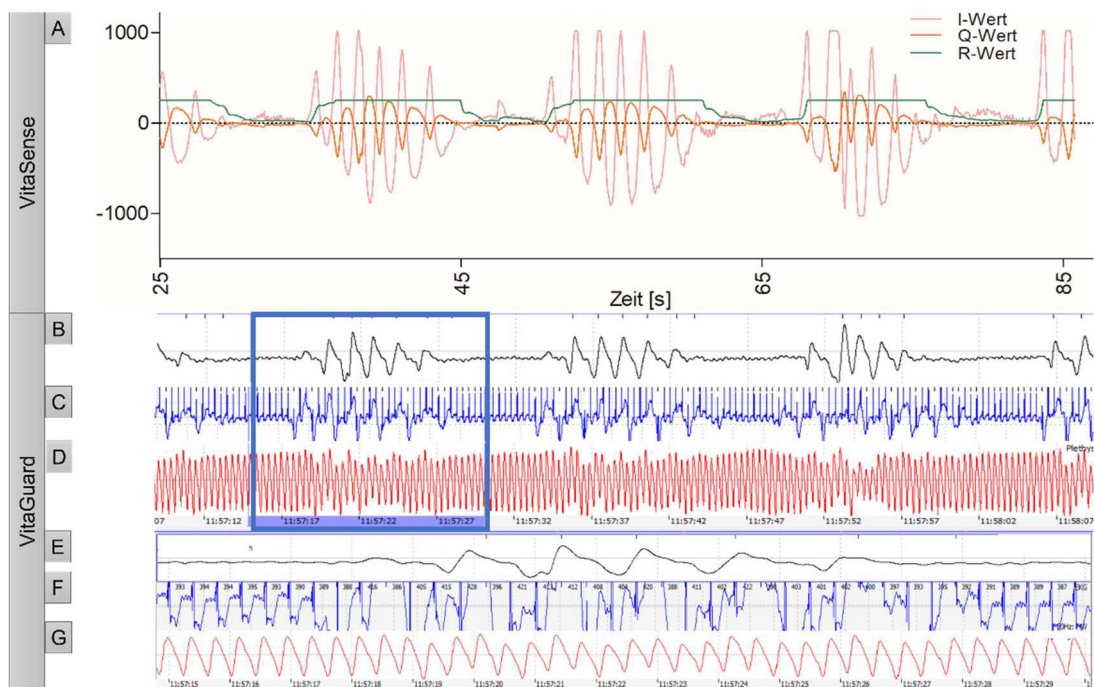


Abbildung 50: Probanden: Periodische Atmung I

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.9.0.1 und beginnt bei 0 min 25 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

Ergebnisse

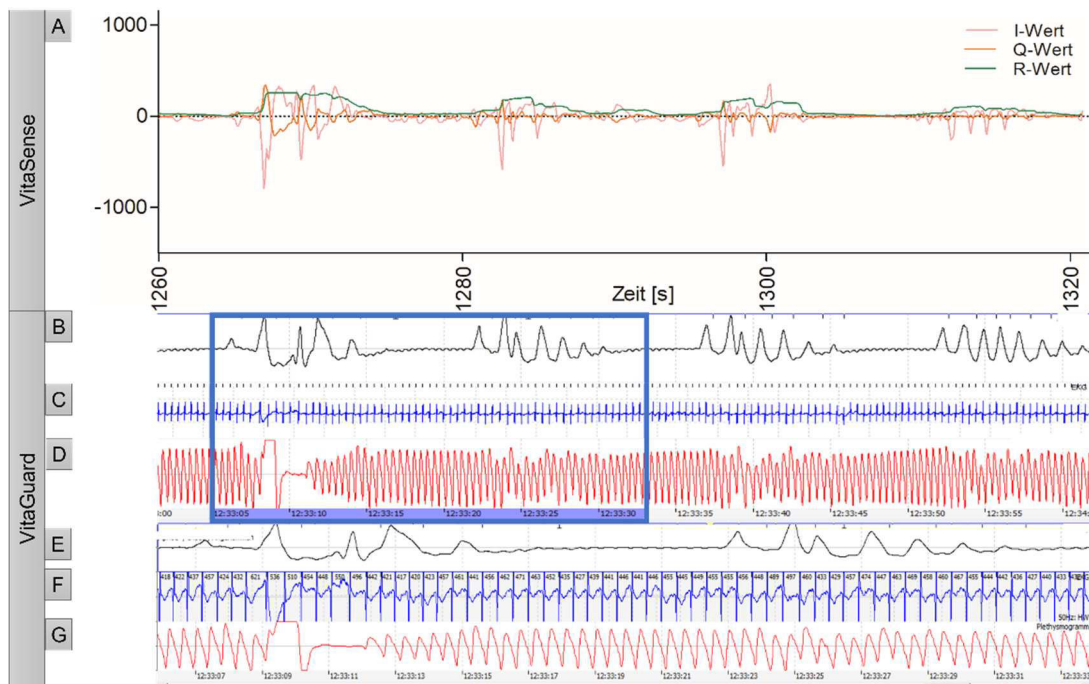


Abbildung 51: Probanden: Periodische Atmung II

Die Abbildung zeigt 60 s Messung 3.0.1.10.0.3 und beginnt bei 3 min 47 s. (A) Datenset VitaSense umfasst die Werte I (rosa), Q (orange) und R (grün). (B - G) Datenset VitaGuard umfasst die Darstellung der Atmung (B & E, schwarz), des EKGs (C & F, blau) und der Plethysmographie (D & G, rot). Die Ziffern (E) bis (G) sind ein Zoomausschnitt der durch den blauen Kasten gekennzeichneten Messdaten.

3.3. Messungen am Infant Dummy LD10c

Der Messaufbau auf der Station KK02 in der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie wurde auf den *Infant Dummy LD10c* (2.1.2) übertragen. Mit beiden Dummyversionen wurden verschiedene Messreihen durchgeführt. Die *Messreihe 1* fand unter Verwendung des *LD10c-1* statt. Hierbei wurde der Messaufbau der Probandenmessungen weitestgehend nachgeahmt. Die *Messreihen 2* bis *4* wurden mit dem *LD10c-2* durchgeführt. Die zweite Messreihe lief dabei identisch zur *Messreihe 1* ab. Lediglich die Dummyversion änderte sich. *Messreihe 3* ist gekennzeichnet durch einen vergrößerten Abstand zwischen dem *Infant Dummy* und dem *VitaSense*-Sensor. Dieser wurde durch eine neue Bettenkonstruktion mit der Schale des Säuglingbettes generiert. *Messreihe 4* ist an *Messreihe 3* angelehnt. Sie unterscheidet sich jedoch durch einen vergrößerten Neigungswinkel. Die Messungen dienen als Referenzwerte zu den Messungen am echten Frühgeborenen. Der *LD10c* arbeitet mit einem sinusförmigen Atemzyklus, der gleichförmig abläuft. Die Atmung des Dummys kann über Variation der Frequenz und Amplitude manuell geändert werden.

3.3.1. Messaufbau und -durchführung der Messungen am Infant Dummy LD10c

3.3.1.1. Messreihe 1: LD10c-1 im Wärmebett – Abstand 45 cm

Der Messaufbau der *Messreihe 1* ist an den Messaufbau der Probandenmessungen (3.2.1) angelehnt (Abbildung 52). Der *LD10c-1* wurde hierfür in Rückenlage ohne Decke in einem Wärmebett platziert. Die Kabel des Steuerungsgerätes wurden durch die im Wärmebett angelegten Öffnungen geführt und befestigt. Sie sollten sich während der Messung nicht in den Detektionsbereich verschieben. Das Wärmebett wurde bei diesem Messaufbau geöffnet, das heißt der Deckel wurde komplett entfernt. Der *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) mit dem *Adapter 2* und dem *VitaSense*-Sensor wurden neben dem Wärmebett platziert. Ziel dabei war eine Ausrichtung des Sensormodells über der Brust des *Infant Dummies*. Der Abstand zum Sensor betrug 45 cm. Dieser wurde mit einem Zollstock ermittelt. Da hier die hygienischen Bestimmungen eine untergeordnete Rolle einnahmen, konnte der Zollstock in den Innenraum des Bettes hineingeführt werden. Der Neigungswinkel von Bett und Sensor wurden auf 0° eingestellt.



Abbildung 52: Infant Dummy: Messreihe 1 mit dem LD10c-1
 (1) VitaSense-Sensor (2) Ständer (3) Infant Dummy LD10c-1 (4) Wärmebett.

Nach Absprache mit IEE S. A. (Bissen, Luxemburg) wurden für die *Messreihe 1* 15 verschiedene Frequenz-Amplituden-Kombinationen festgelegt (Tabelle 7). Diese wurden an drei verschiedenen Tagen dreimal hintereinander über zwei Minuten getestet.

Tabelle 7: Infant Dummy: Frequenz-Amplituden-Paare

Paarnummer	Frequenz [1/min]	Amplitude
1	20	50
2	20	100
3	20	150
4	20	200
5	20	250
6	35	50
7	35	100
8	35	150
9	35	200
10	35	250
11	50	50
12	50	100
13	50	150
14	50	200
15	50	250

3.3.1.2. Messreihe 2: LD10c-2 im Wärmebett – Abstand 45 cm

Mit dem LD10c-2 sollte zunächst die bereits durchgeführte *Messreihe 1* wiederholt werden. Der Aufbau und die Durchführung der *Messreihe 2* waren dabei weitestgehend identisch mit der dreitägigen *Messreihe 1* (3.3.1.1). Beide Messreihen unterschieden sich neben den verschiedenen Dummyversionen jedoch in zwei weiteren Punkten. Zum einen wurde die *Messreihe 2* an einem zusätzlichen vierten Tag durchgespielt. Damit sollten biologische und technische Einflussfaktoren, wie Aufbau, Uhrzeit oder Wetterverhältnisse erneut geprüft werden. Zum anderen wurden aufgrund einer Vielzahl an gesättigten Werten nicht alle Frequenz-Amplituden-Paare der Tabelle 7 dreimal durchgespielt. Zeigten sich in den ersten beiden Messdurchläufen eines Frequenz-Amplituden-Paares stetig gesättigte Signaldaten, wurde keine dritte Messung durchgeführt. Die Messungen umfassten einen Zeitraum von jeweils zwei Minuten bei einer Sensor-Dummy-Distanz von 45 cm.

Zusätzlich zu diesem Messaufbau wurden am zweiten Messtag der Messreihe mit fünf verschiedenen Frequenz-Amplituden-Paaren drei weitere Parameter getestet. Die Frequenz-Amplituden-Paare wurden anhand ihrer Signalintensitäten bei den vorherigen Messungen ausgewählt. Es wurden Messungen mit einem Abstand von 54 cm zwischen Sensor und *Infant Dummy* durchgeführt. Weiterhin wurde der Deckel auf dem Wärmebett platziert. Zum Schluss wurde das Bett darüber hinaus um acht Grad geneigt. Am dritten Messtag der Reihe wurde erneut mit fünf ausgewählten Frequenz-Amplituden-Paaren der Abstand auf 54 cm erhöht. Durch die Verwendung eines Säuglingbettes wurde auch ein Abstand von 63 cm modelliert. Die Variation dieser Parameter zeigte keinen Einfluss.

3.3.1.3. Messreihe 3: LD10c-2 in der Wanne des Säuglingbetts – Abstand 80 cm

Für *Messreihe 3* wurde eine neue Bettenkonstruktion erstellt. Die Wanne des Säuglingbetts wurde zu diesem Zweck aus der Bettenkonstruktion entnommen und auf drei Schaumstoffmatten platziert (Abbildung 53). Die Matten umfassten insgesamt eine Höhe von 19 cm. Mit diesem Aufbau wurde ein Abstand von 80 cm zwischen Sensor und Dummy ermöglicht. Der Dummy wurde in Rückenlage platziert. Die Kabel des Steuergerätes konnten dabei nicht an der Bettenkonstruktion befestigt werden. Das Bett befand sich hierbei in der Horizontalen, der Sensor war um 0° geneigt. Der Sensor wurde mittels *Tama HC84BW Cymbal Boom Stand* (Gutenstetten, Deutschland) und dem *Adapter 2* über der Brust des *Infant Dummy* platziert. Die Messungen umfassten die festgelegten 15 Frequenz-Amplituden-Paare (Tabelle 7). Diese wurden dreimal an drei verschiedenen Tagen über je zwei Minuten durchgeführt.

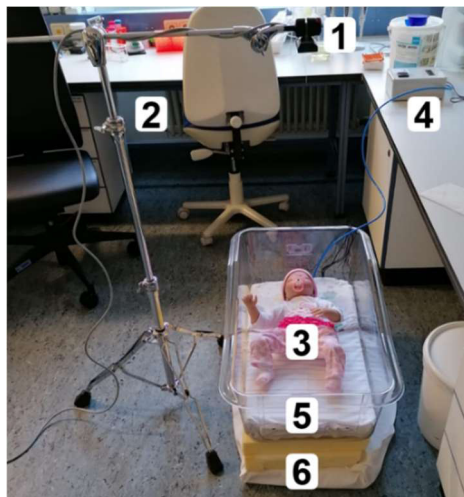


Abbildung 53: Infant Dummy: Messreihe 3 mit dem LD10c-2
(1) VitaSense-Sensor (2) Ständer (3) Infant Dummy LD10c-2 (4) Steuergerät des Infant Dummies (5) Schale des Säuglingbetts (6) Schaumstoffmatten.

3.3.1.4. Messreihe 4: LD10c-2 in der Wanne des Säuglingbetts mit 5 ° Neigung

Der Messaufbau der *Messreihe 4* entsprach dem der *Messreihe 3* (3.3.1.3). Sie unterschieden sich jedoch in ihrem Neigungswinkel. Um einen Neigungswinkel von fünf Grad zu generieren, wurde ein Aktenordner zwischen oberer und mittlerer Schaumstoffmatte platziert (Abbildung 54). Auch bei dieser Messreihe wurden die 15 Frequenz-Amplituden-Paare (Tabelle 7) drei Mal über zwei Minuten durchlaufen.



Abbildung 54: Infant Dummy: Messreihe 4 mit dem LD10c-2
(1) Kabel des Steuergeräts (2) Infant Dummy LD10c-2 (3) Wanne des Säuglingbettes (4) Schaumstoffmatten (5) Ordner (6) Ständer.

3.3.2. Auswertung der Messungen am Infant Dummy LD10c

3.3.2.1. Erkennung des Infant Dummy LD10c

Während aller Messungen wurde der *Infant Dummy LD10c* vom *VitaSense*-System als anwesend erkannt und von diesem erfasst. Die Erkennungszeit wurde dabei für den *LD10c-1* und *LD10c-2*, sowie die verschiedenen Frequenz-Amplituden-Paare betrachtet. Die detaillierten Daten zu den *Messreihen 1, 2* und *3* sind Anhang 16 zu entnehmen. Die Erkennungszeit lag dabei im Mittel zwischen 14,89 s und 17,22 s (Abbildung 55).

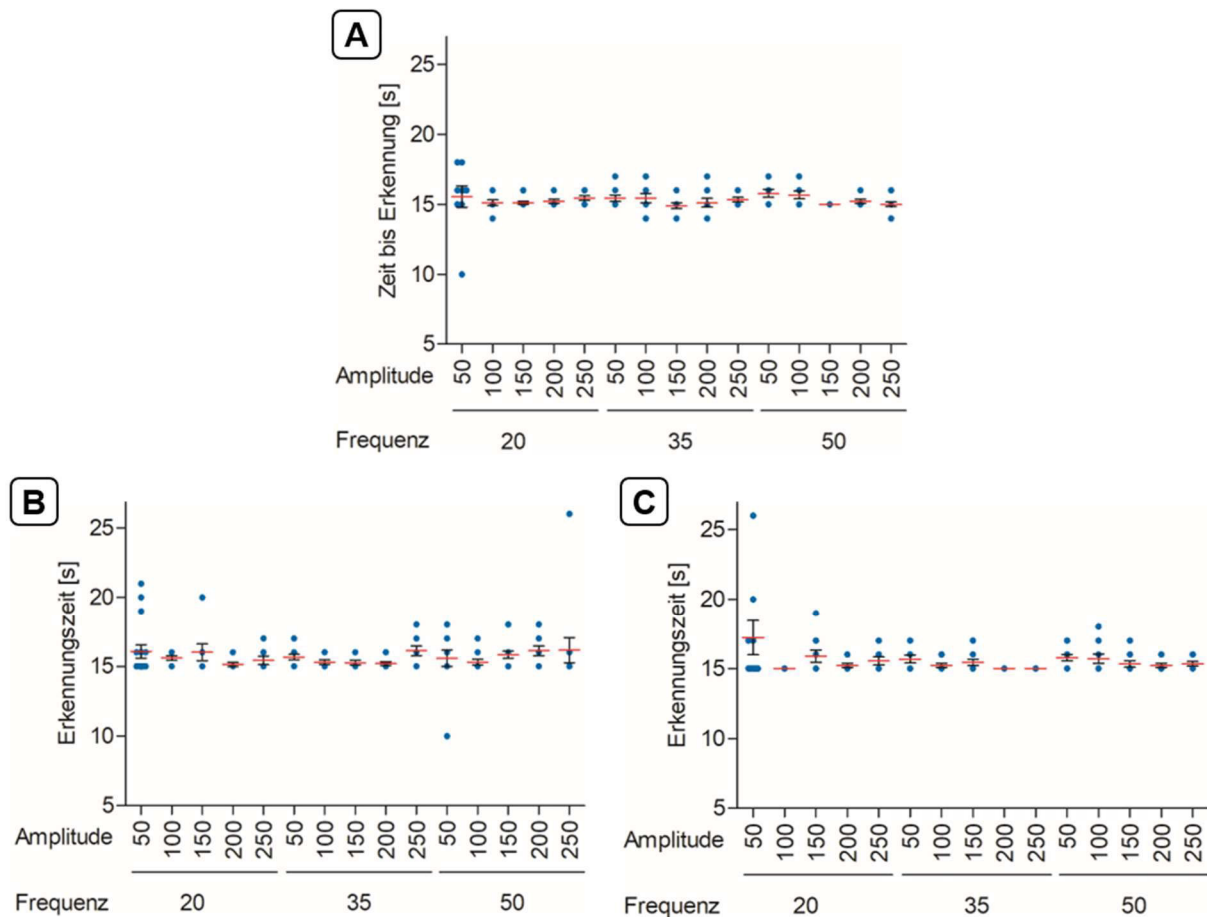


Abbildung 55: Infant Dummy: Erkennungszeiten der Messreihen 1-3

A Messreihe 1: LD10c-1 im Wärmebett – Abstand 45 cm; **B** Messreihe 2: LD10c-2 im Wärmebett – Abstand 45 cm; **C** Messreihe 3: LD10c-2 in der Wanne des Säuglingbettes – Abstand 80 cm. Die Erkennungszeiten der einzelnen Messungen werden in Sekunden für jedes Frequenz-Amplituden-Paar einzeln dargestellt (blaue Punkte). Der Mittelwert wird für jedes Frequenz-Amplituden-Paar in Rot abgebildet, der Standardfehler in schwarz.

3.3.2.2. Aufzeichnungen der Messreihen 1 bis 3

Die standardisierten Messreihen zeigten unterschiedliche Messverläufe. Die *I*-, *Q*- und *R*-Werte verlaufen auf einem stabilen Niveau. Mit steigender Amplitude steigt auch die Signalintensität der drei Werte *I*, *Q* und *R*, sowie die Differenz zwischen Maximum und Minimum. Mit Zunahme der Frequenz und Amplitude verliert das aufgezeichnete Muster im Verlauf an Gleichmäßigkeit. Die aufgezeigten Bewegungsmuster wirken unruhiger (Abbildung 56, Abbildung 57, Abbildung 58).

Bei den Messungen der *Messreihe 1* fällt auf, dass die *I*- und *Q*-Werte direkt nach der Erkennung höher ausfallen als während des restlichen Messverlaufs. Bei andauernder Messung pendeln sich die Werte auf einem etwas niedrigeren Niveau ein. Die höchsten Ausschläge innerhalb der *Messreihe 1* zeigt der *Q*-Wert. Der *R*-Wert stabilisiert sich nach der Erkennung des Dummys auf einem Niveau. Der *I*-Wert weist bei verschiedenen Frequenz-Amplituden-Paaren einen unsauberen Verlauf auf. Dies zeigt sich bei den Frequenz-Amplituden-Paaren 20/150, 35/200 und 50/200 deutlich (Abbildung 56).

Ergebnisse

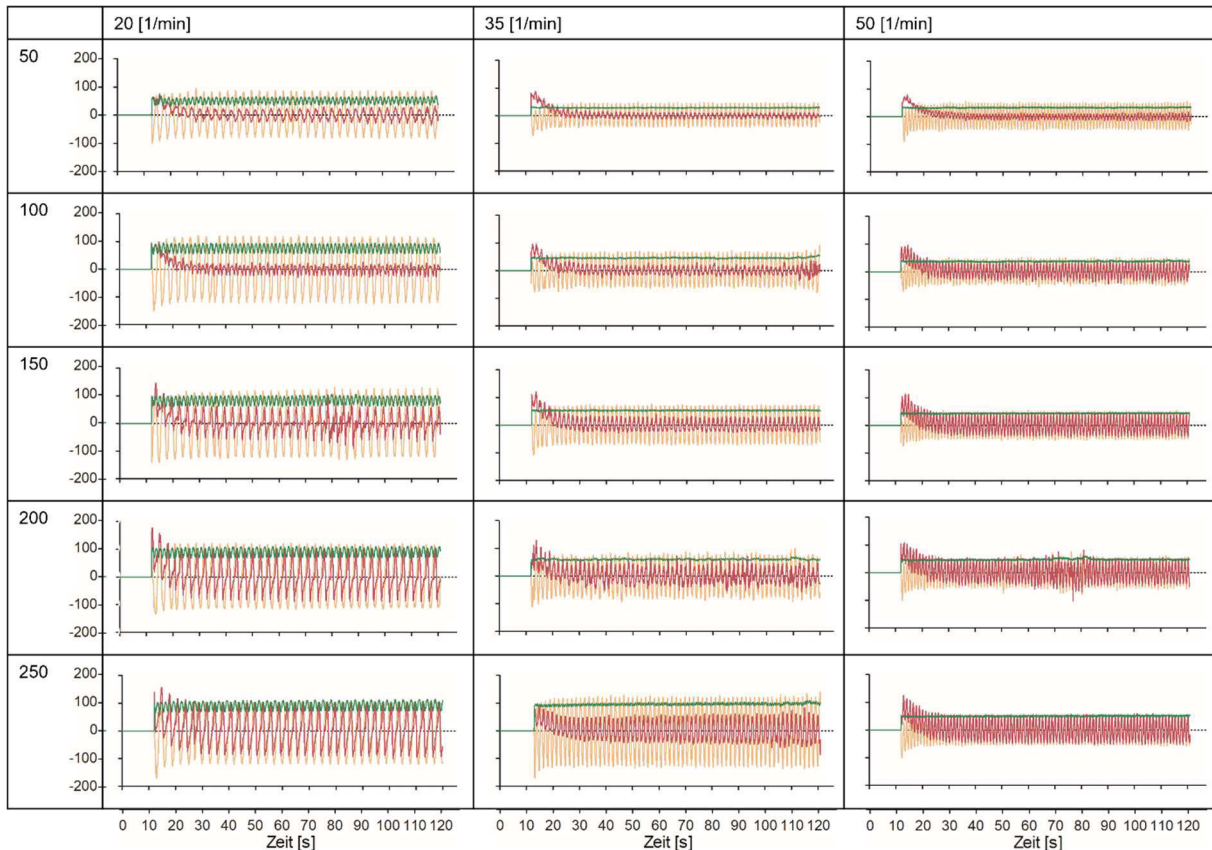


Abbildung 56: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 1

Die Messverläufe sind in Abhängigkeit der Frequenz- und Amplitudeneinstellung angeordnet. Die Spalten beziehen sich auf die Frequenz des Dummysystems, die Zeilen auf die Amplitude. Die hier ausgewählten Abbildungen beziehen sich auf die Messung 2 am zweiten Tag der Messreihe 1. Es werden I- (rot), Q- (orange) und R-Wert (grün) dargestellt. Die Y-Achse stellt die Signalintensität dar. Die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf in Sekunden.

Im Verlauf der *Messreihe 2* zeigt sich das Niveau der betrachteten I-, Q- und R-Werte noch stabiler als bei *Messreihe 1*. Insgesamt ist die Breite der Signalintensitäten größer als bei der ersten Messreihe. Lediglich drei Frequenz-Amplituden-Paare zeigen kurz nach der Erkennung des Dummys erhöhte Werte, die in ihrer Bandbreite absinken. So beispielsweise bei einer Frequenz von 35/min und einer Amplitude von 50. Das umgekehrte Phänomen zeigt sich bei einer Frequenz von 35/min und einer Amplitude von 100. Hier ist der Wertebereich nach der Erkennung sehr niedrig und steigt im Verlauf der dokumentierten Messung an. Bei dem Frequenz-Amplituden-Paar 20/min und 50 zeigen sich in der zweiten Hälfte des Messvorgangs Unregelmäßigkeiten. Das regelmäßige Muster der I- und Q-Werte wird unterbrochen und die Signalintensität des R-Wertes geht kurzzeitig in die gesättigte Phase. Weiterhin auffällig ist die Abnahme der Differenz zwischen Minimum und Maximum der Werte mit zunehmender Frequenz. Hinzu lässt sich hier der Anstieg der Signalintensität mit steigender Amplitudeneinstellung nicht bei allen Frequenzen nachweisen. Die höchsten Ausschläge innerhalb der Messreihe zeigen die I-Werte (Abbildung 57).

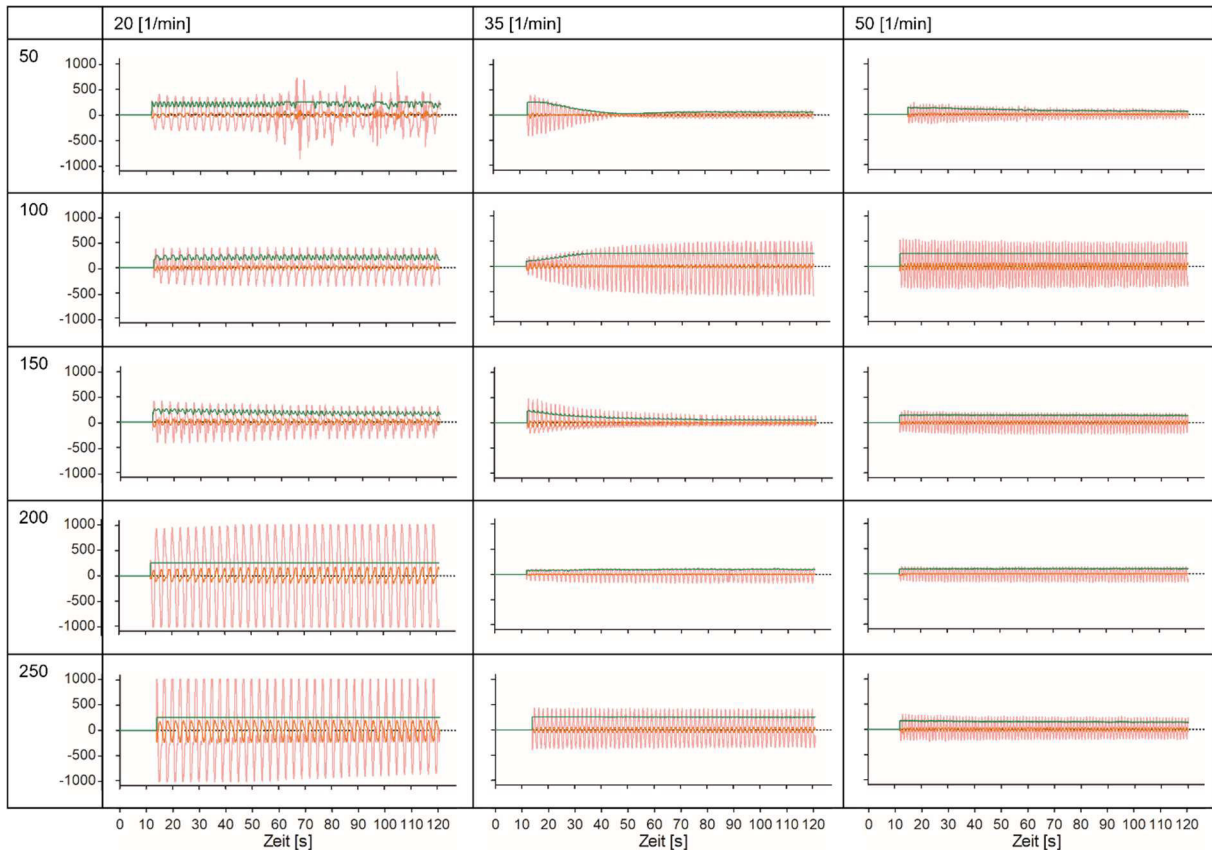


Abbildung 57: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 2

Die Messverläufe sind in Abhängigkeit der Frequenz- und Amplitudeneinstellung angeordnet. Die Spalten beziehen sich auf die Frequenz des Dummysystems, die Zeilen auf die Amplitude. Die hier ausgewählten Abbildungen beziehen sich auf die Messung 3 am ersten Tag der Messreihe 2. Es werden I- (rosa), Q- (orange) und R-Wert (grün) dargestellt. Die Y-Achse stellt die Signalintensität dar. Die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf in Sekunden.

Im Verlauf der *Messreihe 3* zeigt sich das Niveau der betrachteten I-, Q- und R-Werte in ähnlicher Weise wie in *Messreihe 2*. Erhöhte Signalwerte kurz nach der Erkennung des Dummys sind hier nicht zu erkennen. Die Größe der Signalintensitäten ist vergleichbar mit *Messreihe 1*. Der Verlauf der Werte erscheint sehr regelmäßig. Mit zunehmender Frequenz sinken das Niveau und die Breite der dokumentierten Parameter. Daneben lässt sich hier der Anstieg der Signalintensität mit steigender Amplitudeneinstellung nicht bei allen Frequenzen nachweisen. Bei den Frequenzen von 35/min und 50/min sinken die Intensitäten ab einer Amplitude von 200 erneut ab. Bei der niedrigsten Frequenzeinstellung von 20/min zeigt sich dieses Phänomen bei einer Amplitude von 250. Die höchsten Ausschläge innerhalb der Messreihe zeigen erneut die I-Werte (Abbildung 58).

Ergebnisse

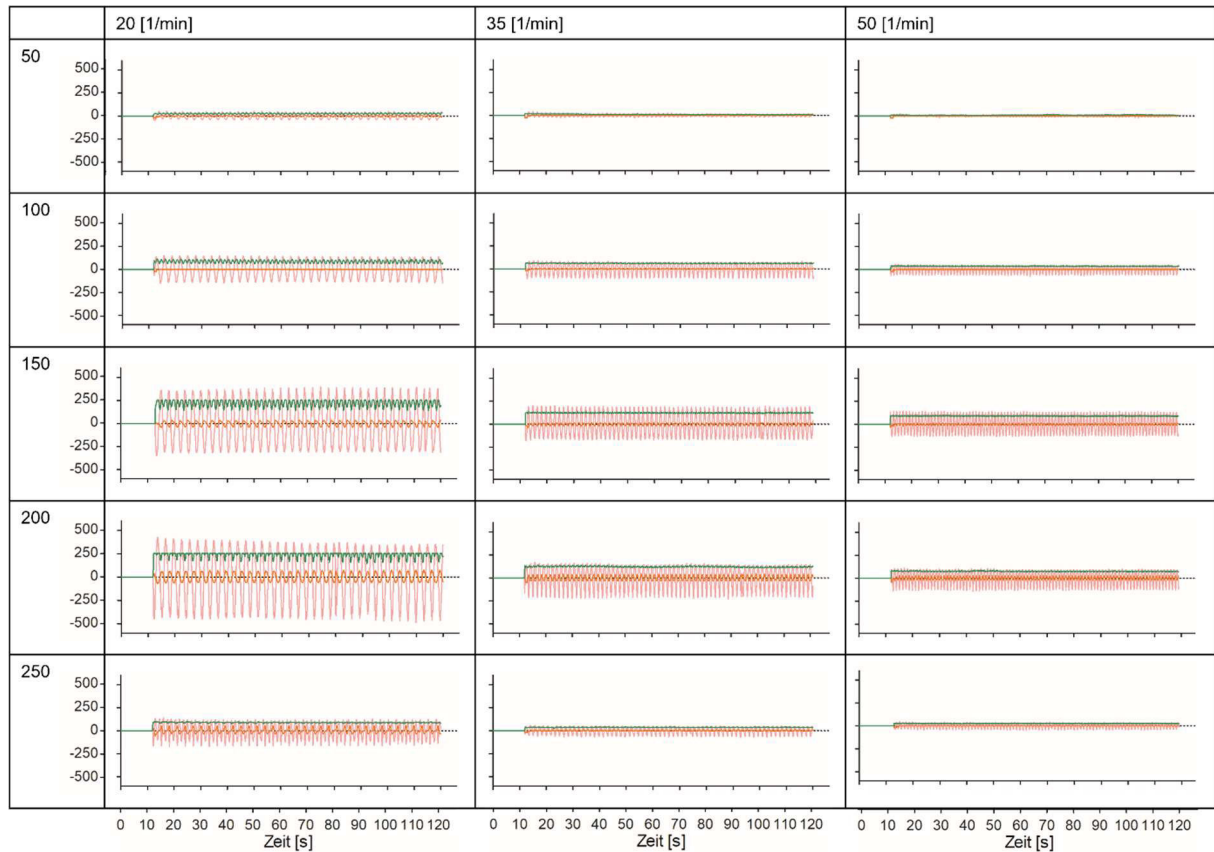


Abbildung 58: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 3

Die Messverläufe sind in Abhängigkeit der Frequenz- und Amplitudeneinstellung angeordnet. Die Spalten beziehen sich auf die Frequenz des Dummysystems, die Zeilen auf die Amplitude. Die hier ausgewählten Abbildungen beziehen sich auf die Messung 2 am zweiten Tag der Messreihe 3. Es werden I- (rosa), Q- (orange) und R-Wert (grün) dargestellt. Die Y-Achse stellt die Signalintensität dar. Die X-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf in Sekunden.

4. Diskussion

Die suffiziente Überwachung der Vitalparameter eines Neugeborenen im Rahmen des konventionellen Monitorings im klinischen Umfeld ist essenziell für die medizinische Diagnostik. Die Kontrolle der Herzaktivität, SpO₂ und der Atmung spielen dabei eine wesentliche Rolle. Die genauere Charakterisierung der Atmung über ihre Frequenz, ihre Amplitude und ihren Rhythmus sind aufgrund der Fragilität des noch unreifen Atmungssystems der Frühgeborenen bedeutend. Die Methoden des Standardmonitorings sind kabelbasiert und bringen dadurch Nachteile mit sich [26]. Die auf der Haut des Thorax angebrachten Sensoren können bei der noch sehr instabilen Haut der Kinder zu Drucknekrosen führen und die Klebebestandteile können Unverträglichkeitsreaktionen hervorrufen. Dies kann das bereits erhöhte Risiko für Infektionen bei Frühgeborenen weiter steigern [21,52]. Durch die Entwicklung einer berührungslosen Messmethode können diese Stressoren und Krankheitsrisiken minimiert werden.

4.1. Vergleich von Vitalmonitoring-Methoden

Neben den Standardmethoden der Vitalparameterüberwachung wie EKG, Pulsoxymetrie und Impedanzpneumographie existieren aktuell verschiedene alternative Methoden, die sich in der Erprobungsphase befinden. Innerhalb der kabelfreien Überwachungsmethoden sind intermittierende kontaktgebundene Methoden von vollständig kontaktlosen Methoden zu unterscheiden [8]. Die Bestimmung der Herzaktivität mit Hilfe eines portablen, fetalen Dopplergerätes stellt dabei eine intermittierende Methode dar. Als Grundlage zur Bestimmung der Herzfunktion fungieren hier der Blutfluss und die Kontraktion des Herzens, die sich auf die Schallwellen des Gerätes auswirken. Durch die starke Abhängigkeit vom Untersuchenden, sowie die fehlende Möglichkeit der dauerhaften Überwachung, ist diese Methode zur Langzeitüberwachung der Neugeborenen nicht anwendbar [87,117]. Kontaktlose Methoden erweisen sich hier als geeigneter. Die Photoplethysmographie-Kamera basiert auf einem optischen Messverfahren, mit dem die Blutvolumenänderung innerhalb des Gefäßbettes in einem bestimmten Hautbereich genauer erfasst werden kann. Hieraus lassen sich Rückschlüsse auf die Herzaktivität und die Atmung ziehen. Eine kontinuierliche Messung wird durch die Bewegungen des Kindes und schlechte Beleuchtungsverhältnisse jedoch limitiert [1]. Eine weitere Möglichkeit stellt die Erfassung der akustischen, kardiorespiratorischen Signale mit Hilfe eines piezoelektrischen Sensors dar. Dieser spiegelt anhand der akustischen Signale Atmung und Herzfrequenz wider. Durch ein geräuschreiches Umfeld, eine maschinelle Beatmung oder auch die Körperkonstitution werden die Funktionen dieses Systems stark eingeschränkt [3,113]. Das Laser-Doppler-Vibrometer beruht auf einem interferometrischen optischen Verfahren und erfasst die

Bewegung eines Punktes auf einer Oberfläche entlang des Strahls. Das System kann damit die Dehnung eines Gefäßes erfassen, die eine Beurteilung des Blutflusses ermöglicht. Hierbei wird jedoch nicht die Herzaktivität direkt gemessen, sondern anhand des Carotispulses abgeschätzt. Die Einhaltung eines identischen Messpunktes wird durch die Bewegungen des Untersuchten erschwert und schränkt die Verwendbarkeit zur Langzeitmessung ein [7].

Das *VitaSense*-Sensor-System (1.7) bietet im Gegenzug eine Möglichkeit der kabellosen Atemüberwachung, die nicht von Belichtung, Wärme und Lärm beeinträchtigt wird und keinen exakten Ausrichtungspunkt benötigt. Dies stellt gegenüber den genannten berührungslosen Methoden einen Vorteil dar. Die radarbasierte Messmethodik ermöglicht mittels Millimeterwellentechnologie (1.8) eine hohe Auflösung im Millimeterbereich und registriert so kleinste Bewegungen [104]. Diese starke Bewegungsabhängigkeit ist nicht nur Stärke des Systems, sondern stellt zugleich eine Schwäche dar. Verschiedene Algorithmen erlauben die Ausblendung von Störgeräuschen, dennoch beeinflussen verschiedenste Bewegungen die Messgenauigkeit des Sensors [124]. Dies wird in den folgenden Abschnitten erläutert. Der Einsatz von Millimeterwellen ist dabei medizinisch unbedenklich. Durch deren geringe Energie wird keine Ionisation von Molekülen oder Bindungsstrukturen eingeleitet [43]. Zahlreiche Studien sprechen sogar von einem positiven Effekt der Millimeterwellen auf antiinflammatorische Prozesse, Immunmodulation oder eine Verminderung des Schmerzempfindens [73,81,94,107]. Ob diese Effekte im Rahmen der Anwendung als Vitalmonitor Anwendung finden, bleibt offen. Dennoch bietet das *VitaSense*-System eine solide und robuste Möglichkeit der nicht-invasiven und berührungslosen Überwachung der Atmungsaktivität unter bewegungsarmen Bedingungen.

4.2. Messaufbau

Das *VitaSense*-Sensor-System wurde zur Erkennung von Personen im Auto entwickelt [104]. Für die Anwendungen im Klinikalltag musste ein passender Versuchsaufbau gefunden werden (3.1.1). Mit den durchgeführten Leermessungen konnte gezeigt werden, dass ein Aufbaumodell an verschiedenen Bettentypen Anwendung finden kann. Hierbei bewies sich ein Abstand von mindestens 100 cm zwischen Messsystem und weiteren Personen als störungsarm. Eine genauere Ausarbeitung des sensiblen Messbereiches würde eine störungsfreiere Beobachtung des entsprechenden Probanden ermöglichen: Zum einen könnte die Nähe des Untersuchenden angepasst werden, um äußere Störeinflüsse weiter zu minimieren. Zum anderen könnte eine genauere Definition des vom verwendeten *VitaSense*-System erfassten Bereiches eine genauere Beurteilung der Messergebnisse möglich machen. Der Einfluss von weiteren Personen im Umfeld des Messaufbaus, insbesondere in

direkter Nähe, kann bei der verwendeten Sensorversion nur unzureichend differenziert werden. Es bleibt unklar von wem die erhobenen Parameter erfasst werden. Die ausgesendeten Signale der eingesetzten Sensorversion treffen nicht nur auf die zu erfassende Person, sondern werden auch von anderen Objekten, beispielsweise Personen, reflektiert (1.7) [28].

Diese mangelnde Differenzierung der detektierten Objekte schränkt die Anwendung auf der Neugeborenenstation ein. Bei Mehrlingsgeburten ist die Unterbringung mehrerer Neugeborener in einem Bett eine etablierte Lagerungsmethode. Dieses „Cobedding“ wirkt sich positiv auf die Entwicklung der Frühgeborenen aus und ist fester Bestandteil der stationären Therapie von frühgeborenen Mehrlingen [91,96]. Auch im Rahmen dieser Arbeit wurden Untersuchungen an in einem gemeinsamen Wärmebett untergebrachten Zwillingen durchgeführt (3.2.4.5.9) (Tabelle 5). Bei der Auswertung der Messaufzeichnungen des Sensorsystems muss dieser Umstand berücksichtigt werden. Es ist nicht eindeutig, ob die erhobenen Vitaldaten spezifisch dem beobachteten Probanden zuzuordnen sind, da im Rahmen dieser Untersuchungen eine Dauerstrichradar-Variante des *VitaSense*-Sensor-Systems verwendet wurde, welche die Diskriminierung zwischen zwei beieinander liegenden Zielen nicht zulässt. Um die Vitalparameter unter diesen Bedingungen genauer analysieren zu können, ist eine detailliertere Beschreibung des erfassten Sensorbereichs zwingend erforderlich. Die intensiviertere Analyse der Leermessungen und einer Erhöhung der Stichprobenzahl bei zukünftigen Leermessungen bietet einen entsprechenden Lösungsansatz. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sollten auf zusammen gebettete Säuglinge Anwendung finden und überprüft werden. Während der Messaufzeichnungen wurden unruhige Phasen des nicht erfassten Zwillinges als Person im Abstand unter 25 cm notiert. Da hier während dieser Vorkommnisse der Sensor auch ungesättigte Signale erfassen konnte (Anhang 13), wäre eine Differenzierung zwischen erfasster und zusätzlicher Person durch genauere Analysen und einen angepassten Algorithmus denkbar.

Der Versuchsaufbau mittels Dreibein-Beckenständer zeigte sich robust gegenüber äußeren Schwingungen und Vibrationen. Er ermöglichte einen schnellen Auf- und Abbau, sowie eine leichte Reinigung. Die Integration in den Klinikalltag erwies sich als möglich. Allerdings bleibt zu beachten, dass der verwendete Versuchsaufbau mit dem Dreibeinständer eine große Fläche im Patientenzimmer beansprucht (Abbildung 25). Bereits der Ständer und der daran befestigte Galgenarm schränken das Handling der Probanden ein. Die Bettseite, an der sich der Ständer befindet, steht dem Klinikpersonal nicht zur Verfügung. Außerdem stellen die Standbeine des Ständers, die frei in den Raum stehen, und der Galgenarm auf Kopfhöhe des Pflegepersonals eine Unfallquelle dar. Dies gilt es im alltäglichen Klinikgeschehen zu vermeiden. Darüber hinaus ist der angewandte Aufbau streng auf die Situation im Patientenzimmer beschränkt. Eine Überwachung während einer Verlegung oder

Diskussion

Untersuchungsfahrt wäre nicht möglich. Auch wenn der innerhalb dieser Studie erreichte Abstand zwischen Proband und Sensor meist unter den angestrebten 50 cm lag, konnten Transienten und Atemmuster mit dem Sensor aufgezeigt werden. In einer Folgestudie sollte eine Vergrößerung des Sensor-Kind-Abstandes angestrebt werden, um die Robustheit des Sensorsystems gegenüber Bewegungen vom Probanden selbst und weiteren Personen in der Nähe, sowie anderen auftretenden Transienten zu erhöhen. Durch die Betrachtung alternativer Befestigungsmethoden für den *VitaSense*-Sensor kann auf diese Problemstellungen eingegangen werden. Eine beispielsweise feste Integration in den Stationsaufbau oder in das Bettensystem könnte sich dabei als platzsparend erweisen und einen vergrößerten Sensor-Kind-Abstand ermöglichen. Ebenso könnten die Monitore des *VitaSense*- und *VitaGuard*-Systems in Anlehnung an den Monitor der Zentralüberwachung direkt in die Patientenzimmer integriert werden. Beim hier verwendeten Aufbau schränkten der Stuhl zur Platzierung der Monitore, sowie die dazugehörigen Kabel das Personal in ihren Bewegungsfreiheiten ein. Eine feste Integration der Systeme erfordert auf Station in Leer- und Probandenmessungen eine entsprechende Erprobung.

Die Integration eines Messsystems für den Sensor-Abstand zum Kind, kann die Genauigkeit der erhobenen Distanzen in Folgestudien verbessern. Hygienebedingt erfolgte die Messung des Abstandes mittels Zollstocks aus circa 20 cm Entfernung. Dies kann die Messgenauigkeit und somit die Datenqualität negativ beeinflussen. Eine beispielsweise laserbasierte Messung könnte mit dem Sensor am Haltesystem angebracht werden und so eine hygienisch problemlose Erhebung ermöglichen.

Innerhalb dieser Studie fanden Probandenmessungen ausschließlich am Wärmebett statt, da die Betrachtung von Frühgeborenen im Vordergrund stand. Bei Ausweitung der Probandengruppe auf Reifgeborene und ältere Kinder wird eine Anwendung am Säuglingsbett und am Gitterbett notwendig. Am Wärmebett zeigte sich das System gegenüber des Bettenmaterials als resistent (2.1.3.1). Durch den hohen Anteil an Plexiglas und Plastik kann das *VitaSense*-System problemlos das Kind erkennen. Der Aufbau an Gitter- und Säuglingsbett wurden im Rahmen von Leer- und Dummymessungen erprobt. Sie zeigten, dass der Aufbau des Wärmebettes problemlos auf die anderen Bettenmodelle übertragen werden kann. In Zukunft sollte die Sensoranwendung auf diese Bettentypen auch in Probandenmessungen erfolgen. Des Weiteren wäre es eine Überlegung, die Leermessungen nicht nur im Raum des Forschungslabors durchzuführen. Das Forschungslabor liegt im Untergeschoss des Gebäudes und grenzt an eine Lieferannahmestelle. Der Einfluss des Verkehrs von Lastkraftfahrzeugen und den daraus entstehenden Vibrationen kann nicht ausgeschlossen werden. Die Station KK02 befindet sich hingegen im ersten Obergeschoss. Hier entfällt diese Problemstellung. Diesem Problem

kann in zukünftigen Studien mit einer Anpassung der Leermessungen an die Gegebenheiten auf Station begegnet werden.

Weiterhin sollte in zukünftigen Arbeiten der Einfluss von weiteren Parametern wie Neigung des Bettes, Neigung des Sensors, Ausrichtung des Sensors über dem Kind und der Einfluss von Deckel und Decken untersucht werden. Die erhobenen Messdaten wurden anhand dieser Parameter nicht weitergehend untersucht. Insbesondere die Ausrichtung des Sensors über dem Kind ist von Interesse. Es ist fraglich, ob der *VitaSense*-Sensor über einer bestimmten Stelle, wie beispielsweise der exakten Thoraxmitte ausgerichtet werden muss. Hier müssten zahlreiche Faktoren wie der Bettentyp, die Größe des Kindes und dessen Körperproportionen, als auch dessen Lagerung beachtet werden. Dies würde im Falle einer fixen Integration des Sensors in den Stationsaufbau problematisch werden. Auch könnte es Differenzen zwischen den einzelnen Versuchstagen durch unterschiedliche Ausrichtung geben. Um dies genauer nachvollziehen zu können, wäre bei zukünftigen Untersuchungen eine standardisierte Videodokumentation hilfreich.

4.3. Ergebnisse der Probandenmessungen

4.3.1. Studiendesign

Im Rahmen der Arbeit wurden die Vitalparameter von zwölf Probanden beobachtet (3.2.2). Diese zeigten eine annähernd ähnliche Körperkonstitution und Krankheitsbilder. Das Geschlechterverhältnis von neun männlichen zu drei weiblichen Probanden ist unausgeglichen. Um mögliche Einflüsse des Geschlechtes auf die Datenerfassung zu überprüfen [40,78], wäre in zukünftigen Studien die Stichprobe der Messungen daher geschlechterausgeglichen auszuweiten. Die aktuelle Studie konzentriert sich auf die Anwendung des *VitaSense*-Systems bei Frühgeborenen. Gemäß des Ethikantrages sollte die erfasste Probandenzahl erhöht werden und die Probandenvielfalt vergrößert werden. Zusätzlich zu Frühgeborenen, stellt die Untersuchung von Kindern im Alter von null bis fünf Jahren einen Forschungspunkt dar. So kann das Sensorsystem auf die sich wandelnde Atemmechanik und Lungenreife angepasst werden [46,63]. Bei entsprechender Validierung des Systems wäre eine Anwendung auf Kinder mit chronischen Lungenerkrankungen wie beispielsweise einer Cystischen Fibrose denkbar. Die Beobachtung von beatmeten Patienten wäre für eine Etablierung im stationären Umfeld nötig [51,64]. Eine Erhöhung der Anzahl der Messungen pro Patienten und der Messdauer pro Messung könnte eine Erkennung von spezifischen Atemmustern eines Patienten mit persönlicher Zuordnung ermöglichen. Auch eine Beschreibung spezifischer Charakteristika verschiedener Krankheitsbilder, sowie deren Diagnostik mit dem *VitaSense*-System sind denkbar.

Die durchgeführten Messungen wurden alle innerhalb des gleichen Zeitraums zwischen 12 und 14 Uhr durchgeführt. Dennoch zeigten sich innerhalb der Messreihen und im Probandenvergleich ein unterschiedliches Aktivierungsniveau des Kindes (3.2.4.4, 3.2.4.5). Eine Verteilung der Messungen über verschiedene Tagesphasen kann sich eventuell auf die Atemmuster des Patienten im Rahmen der zirkadianen Rhythmik auswirken [90,122]. Auch das Aufkommen von Personal und Angehörigen ist zu unterschiedlichen Zeiten verschieden. Dies kann ebenfalls Einfluss auf die Aufzeichnungen des Messsystems nehmen. Überdies bleibt der Einfluss der Schlafphasen, in der sich der Patient befindet, ungeklärt [89,90,135]. Um hierüber genauere Schlüsse ziehen zu können, wäre idealerweise eine Kopplung an ein EEG notwendig, sowie nächtliche Messungen.

4.3.2. Korrelation der beiden Messsysteme und Messaufzeichnungen

Eine orientierende zeitliche Korrelation des *VitaSense*- und *VitaGuard*-Systems wurde über den visuellen Abgleich signalintensiver Episoden innerhalb von Ruhephasen möglich. Folglich konnte ein Vergleich der beiden Monitoringsysteme erfolgen. Dieses Vorgehen erlaubt eine annähernde Verknüpfung der Systeme. Technische Verzögerungen der beiden Methoden, sowie die Reaktionszeiten des Durchführenden müssen beachtet werden. Bei der zeitlichen Gleichsetzung beider Messsysteme ist von einem Versatz auszugehen. Aufgrund der Klinikrichtlinien dürfen klinikinterne Geräte nicht an klinikfremde angeschlossen werden. Deshalb wurde die Zeit des *VitaSense*-Computers manuell auf die Zeit des Klinikcomputers angepasst. Hierbei konnte kein Einfluss auf die Sekundenangabe genommen werden. Die zeitliche Kalibration des Vitalmonitors erfolgte am Klinikgerät. Hierbei kann ein Versatz im Bereich von null bis sechzig Sekunden entstanden sein. Eine direkte Kalibrierung des *VitaSense*- und *VitaGuard*-Systems kann die Korrelation zukünftiger Messungen erleichtern.

Neben der zeitlichen Anpassung der beiden Monitoringmethoden, begrenzt die Verwendung einer externen Stoppuhr die Genauigkeit der Korrelation. Die Stoppuhr diente als zeitlicher Orientierungspunkt der Transientendokumentation und Messdauer und wurde später auf die festgehaltene Startzeit des *VitaSense*-Systems übertragen. Durch menschliche und technische Reaktionszeiten beinhaltet der Messstart einen nicht klar definierten zeitlichen Versatz, der in die zehn Sekunden Vorlaufzeit und die nachfolgende Messaufzeichnung mit einfließt. Die durchschnittliche Dauer der aufgezeichneten Daten lag rund 1150 Zeilen unter der erwarteten Dauer von 24000 Zeilen (3.2.4.1). Diese Abweichung entsteht unter anderem durch die ungenaue Zeiterfassung, sowie den fehlenden Zeilen innerhalb der Messaufzeichnungen. Hinzu wird die Dokumentation der Transienten zusätzlich durch die Reaktionszeit innerhalb der Messbeobachtung beeinflusst und das parallele Notieren der Ereignisse behindert die Beobachtung weiterer Transienten. Um die Genauigkeit der

zeitlichen Korrelation weiter zu steigern, könnte die Integration einer Stoppuhr in das Computersystem des *VitaSense*-Sensors sinnvoll sein. Beim Systemstart könnte eine parallele Zeitanzeige mitlaufen und ein exakteres Beschreiben der auftretenden Transienten, sowie ein präziseres Erfassen der angestrebten Messdauer ermöglichen. Die Auswirkungen der technischen Verzögerung des *VitaSense*-Systems beim Start könnte verringert werden. Durch das Setzen einer Stoppsmarke im Messsystem könnte der Versuch nach Ablauf der gewünschten Messdauer automatisch beendet werden. Solch eine Markierungsfunktion könnte auch beim Auftreten von Transienten hilfreich sein. Würde man spezifische Markierungsfelder für häufig auftretende Transienten in das Computersystem integrieren, könnte ein einziger Klick den Startpunkt des Transienten setzen und ein weiterer diesen beenden. Solch eine Modifikation des Systems würde mit einer erhöhten Korrelation der Systeme und einer gesteigerten Messgenauigkeit einhergehen.

Darüber hinaus ist der visuelle Vergleich der beiden Messsysteme durch unterschiedliche Einheiten der zu vergleichenden Parameter eingeschränkt. Die Signale des *VitaSense*-Systems werden dabei in Volt beziehungsweise Watt angegeben, wohingegen der Vitalmonitor die Atembewegung anhand des Widerstandes betrachtet wird. Des Weiteren ist unklar in welchem Zusammenhang das Atemzugvolumen und die Auslenkung des Brustkorbes stehen. Aus diesem Grund können zum Vergleich der Kurven lediglich das Auftreten von Unregelmäßigkeiten innerhalb der Messung zum zeitlichen Abgleich herangezogen werden. Eine Anpassung der Einheiten oder die Berücksichtigung der Beziehungen zwischen den Einheiten könnten den direkten Vergleich ermöglichen.

4.3.3. Probandenerkennung

Während der Messungen mit dem *VitaSense*-System wurden alle Probanden als anwesend erkannt (3.2.4.2). Die Erkennung erfolgte innerhalb der Dummymessungen ebenfalls problemlos (3.3.2.1). Unabhängig von dem Aktivitätsniveau des Neugeborenen oder den Einstellungen der Dummyparameter war das *VitaSense*-System in der Lage die Bewegungen des Kindes zu registrieren. Dies zeigte sich auch bei der Betrachtung von bewegungsarmen Probanden, bei denen die Atembewegungen als Erkennungsmerkmal herangezogen werden mussten [27,104]. So kann davon ausgegangen werden, dass das System auch Neugeborene im Tiefschlaf suffizient erkennt. Im Rahmen des klinischen Arbeitsumfeldes könnte eine fehlende Bewegungsregistrierung, insbesondere von Atembewegungen als ein Indikator für eine Apnoe des erfassten Individuums dienen (0).

Darüber hinaus würde ein Zuordnen der erkannten Person in verschiedene Altersgruppen weiteren Nutzen bringen. Eine Einteilung könnte anhand der verschiedenen Atemmechanismen von Neugeborenen, Kindern und Erwachsenen erfolgen [33,46,63]. Die

Auswirkungen der einzelnen Mechanismen auf das *VitaSense*-System müssten zu diesem Zweck in Folgestudien beobachtet werden. Eine Zuordnung in verschiedene Patientengruppen könnte der genaueren Beurteilung von altersabhängigen, pathologischen Werten dienen. Beispiele hierfür sind die Hyper- und Hypoventilation oder die Apnoe. Diese Krankheitsbilder unterliegen altersspezifischen Definitionen (1.3.1.1, 0, Abbildung 3).

4.3.4. Überwachung der Ruheatmung

Die Überwachung der Ruheatmung kann mit dem *VitaSense*- und dem *VitaGuard*-System erfolgen (3.2.4.3). Beide Systeme zeigen dabei verschiedene Anfälligkeiten und Problemstellungen.

Im Rahmen der Messungen mittels Vitalmonitor wurde die EKG-Kurve von den Atembewegungen des erfassten Kindes beeinflusst. Abbildung 31 zeigt, dass das isoelektrische Niveau des EKGs der gleichen wellenförmigen Bewegung aufweist wie die Atmungskurve. Dies wird insbesondere im Zoombereich deutlich. Dadurch werden verschiedene Punkte der EKG-Auswertung wie beispielsweise die Bestimmung von ST-Streckenhebungen oder -senkungen schwierig.

Bei Betrachtung der Daten des *VitaSense*-Systems ist ein niedrigerer Anteil der Ruheatmung am Ruhezustand des Probanden auffällig (Abbildung 33). Trotz fehlender offensichtlicher Bewegungen stellen sich die erfassten Parameter als sehr signalintensiv dar. Es gibt verschiedene Erklärungsansätze für diese Auffälligkeit. Zum einen könnte das Vorliegen von Verzögerungen innerhalb der Parametererfassung des *VitaSense*-Systems möglich sein. Das System bedarf gegebenenfalls nach einem bewegungsreicheren Zustand eine gewisse Zeit der Ruhe, bis die Signalintensität der Werte wieder auf das entsprechende Niveau absinkt. Die beobachteten Verläufe des *R-Wertes* während der Messaufzeichnung befürworten dieses Phänomen. Eine genauere Analyse der zeitlichen Differenz zwischen Beendigung des bewegungsreichen Zustandes und Abfall der Signalintensität, würde eine genauere Bestimmung der benötigten Erholungszeit ermöglichen und sollte in zukünftigen Arbeiten erfolgen. Zum anderen wäre eine feinere Bewegungserkennung des *VitaSense*-Systems im Vergleich zum Beobachter denkbar. Der Beobachter wird durch die Decken und Kleidung des Kindes in seiner Wahrnehmung im Gegensatz zum Sensor beeinträchtigt. Dies verhindert ein detailliertes Erkennen von feinsten Bewegungen durch den Beobachter. Aufgrund des fragilen Wärmehaushaltes der Neugeborenen wäre eine Messung ohne Decken und Kleidung schwer umsetzbar [67]. Ein möglicher Lösungsansatz stellt die zeitgleiche Beobachtung der Probanden mit einem äußerst sensiblen Kamerasystem, welches feinste Bewegungen erfasst, dar. Beispielweise könnten bestehende 3D-Kamera-Systeme Verwendung finden, die bereits in anderen Studien genutzt wurden [98].

Auffälligkeiten in den erhobenen Vitaldaten könnten so retrospektiv über Videoanalysen abgeklärt werden. Dies wäre nicht nur hier, sondern auch im Rahmen der Transientenbeobachtungen von erheblichem Nutzen. Bestätigt sich die Detektion feinsten Bewegungen durch den *VitaSense*-Sensor wären weitere Anwendungsgebiete des Systems denkbar. Beispielsweise wäre eine Erfassung des Herzschlags, der sich in millimetergroßen Bewegungsänderungen äußert, möglich [74,118]. Minimale Schwankungen der *R-Wert*-Darstellung und kleinste Auslenkungen im Verlauf der *I*- und *Q-Werte* liegen über der vom Vitalmonitor erfassten durchschnittlichen Atemfrequenz. Es wäre vorstellbar, dass hier die Bewegungen des Herzens bereits miterfasst werden. Folgestudien sollten genauere Untersuchungen des vermuteten Zusammenhangs ermöglichen.

Weiterhin ist innerhalb der *VitaSense*-Daten auffällig, dass die Ursprungswerte *I* und *Q* die Atembewegungen sensibler abbilden als der errechnete *R-Wert*. Dieser befindet sich während der Ruheatmung auf nahezu konstantem Niveau. Er lässt nur schwierig Rückschlüsse auf die Atmung ziehen. Die detaillierte Darstellung durch die Ursprungswerte, machte eine Verbesserung des *R-Wertes* bei einer Anpassung des Algorithmus denkbar.

Zusätzlich ist problematisch, dass bestehende Definitionen wie beispielsweise bei der Charakterisierung von Atemmustern (1.3.2) auf die Standardmethoden und damit auf andere Einheit bezogen sind. Diese erfolgt bei dem verwendeten *VitaGuard* über die Impedanzpneumographie mit der Einheit Ohm [41]. Eine Übertragung der Definitionen würde eine Anpassung des *VitaSense*-Systems oder eine Beurteilung der Beziehungen zwischen den einzelnen Werten erfordern, dessen Daten ursprünglich in Volt und Watt angegeben werden [69].

4.3.5. Signalintensität

Die Signalintensität des *VitaSense*-Systems variiert zwischen den verwendeten Werten. Die Ursprungswerte *I* und *Q* zeigen sich robuster als der daraus resultierende *R-Wert* und eignen sich überwiegend zur Betrachtung der erhobenen Daten. Insbesondere die hohe Signalintensität des *R-Werts* erscheint problematisch (3.2.4.4). Da dieser später als Grundlage für die visuelle Darstellung der Atmungskurve dient, wirkt sich dessen Intensität auf die Abbildung der erfassten Signale aus. Die großen Anteile an Signalsättigungen treten insbesondere im Zusammenhang mit Bewegungen auf. Im Rahmen der Anwendung zur Kindeserkennung im Fahrzeug ist dies prinzipiell von Vorteil. Das *VitaSense*-System muss nicht erst auf die Atembewegungen der Person zurückgreifen, um jemanden zu erkennen, sondern kann dies viel schneller an den erfassten Regungen fest machen (1.7) [82,104]. In der Anwendung als Medizinprodukt ist diese Bewegungsanfälligkeit des *R-Werts* zum Teil problematisch. Innerhalb der gesättigten Bereiche ist keine effektive Überwachung der

Vitalparameter des Untersuchten gegeben. Ausgenommen der Messung 3.0.1.10.0.2 weisen alle durchgeführten Versuche einen Sättigungsanteil auf. Diese Ausnahme entsteht vermutlich durch den Abbruch des Durchlaufs nach 3,39 Minuten durch einen Systemfehler und es ist unklar wie zuverlässig die vorherige Aufzeichnung erfolgte.

Die hohe Bewegungsanfälligkeit des *VitaSense*-Systems schränkt dessen Nutzen aktuell ein. Unter dem Aspekt der Transientenbeobachtung, wirkt sich das parallele Vorkommen von Bewegungen und weiteren Transienten negativ auf die Erkennung und detailliertere Untersuchung dieser aus. Viele Transienten wie beispielsweise das Gähnen oder Schluckauf gehen physiologischer Weise mit Kontraktionen der Körpermuskulatur und somit mit Bewegungen einher (1.4) [14,31]. Dieser Zusammenhang erschwert die Auswertung anhand des *R-Wertes* und es muss auf die ursprünglichen *I-* und *Q-Werte* zurückgegriffen werden. Zusätzlich müsste das Sensorsystem im Klinikalltag eine Langzeitüberwachung von Patienten gewährleisten können. Diese umfasst bewegungsreiche und -arme Episoden. Mögliche Ansatzpunkte für eine Anpassung der Signalanfälligkeit stellt beispielsweise eine Weiterentwicklung des *R-Wert*-Algorithmus dar, der die Robustheit der Ursprungswerte weitergibt. Ein weiterer Lösungsansatz wäre die Erhöhung des Sensor-Kind-Abstandes. Laut Hersteller soll die vergrößerte Distanz eine geringere Anfälligkeit des Systems bewirken. Durch die Überarbeitung dieser Parameter könnte die Darstellung der Atmung mittels des *VitaSense*-Systems auf bewegungsintensive Episoden ausgeweitet werden.

4.3.6. Transienten

Innerhalb der durchgeführten Messungen traten häufig Transienten auf (3.2.4.5). Bei Betrachtung der erhobenen Ergebnisse fällt auf, dass verschiedene Transienten unterschiedlich sensibel für Systemsättigungen sind (Abbildung 34). Dies hängt vermutlich mit der Bewegungsintensität der einzelnen Transienten zusammen. Hierbei spielt wahrscheinlich auch das grundsätzliche Aktivitätsniveau des Kindes eine Rolle (Abbildung 33). Die geringen Anteile an Sättigung der Probanden 3.0.1 und 7.0.1 stehen im Einklang mit dem beobachteten Verhalten des Kindes. Auch wenn die Kinder Transienten zeigten, verhielten sie sich stets ruhig. Einen Gegensatz hierzu stellt Proband 2.1.0 dar. Die Messungen dieses Kindes waren bereits während der Durchführung sehr unruhig. Es wäre denkbar, dass die verschiedenen Aktivierungsniveaus der einzelnen Probanden mit anderen Prozessen im Körper im Zusammenhang stehen. Studien zeigten, dass beispielsweise chronische Schmerzzustände bei Neugeborenen mit einer Hyperaktivität einhergehen können [5]. Durch genauere Beobachtung solcher möglichen Zusammenhänge, könnte das *VitaSense*-System auch zur Schmerzevaluation eingesetzt werden.

Der Transient Bewegung trat unter allen Transienten in den durchgeführten Messungen am häufigsten auf. Dessen Auftreten lässt Rückschlüsse auf den Aktivierungszustand des Kindes ziehen. Sowohl das *VitaSense*-, als auch das *VitaGuard*-System weisen eine starke Abhängigkeit vom Bewegungsniveau des Patienten auf. Beim radarbasierten System werden gemäß des Dopplergesetzes die Wellen in ihrer Frequenz verändert, wodurch ein erhöhtes Signal registriert wird (1.7, 1.8) [61,119]. Innerhalb der Daten des standardisierten Vitalmonitors ist eine Bewegungsabhängigkeit in allen dargestellten Kurven nachvollziehbar. Bewegungen des Kindes führen dabei zu einer Systemsättigung in der Impedanzpneumographie, im EKG und in der Plethysmographie oder zeigen sich durch unruhige Signale. Dieses Phänomen könnte auf die Befestigung der EKG-Elektroden zurückzuführen sein, die durch Bewegungen des Kindes negativ beeinflusst wird. Auch denkbar wäre eine mögliche Auswirkung der Bewegung auf die erfassten elektrophysiologischen Vorgänge (1.6, 2.1.4) [41,57]. Eine Unterbrechung der gleichförmigen Atemkurve lässt so beispielsweise nicht sicher auf eine vorliegende Pathologie schließen, sondern könnte lediglich ein Resultat einer Bewegung sein. Im Rahmen der Datenerhebung mittels des *VitaSense*-Systems könnte diese Bewegungsanfälligkeit durch eine Überarbeitung der verschiedenen Algorithmen, sowie einer Abänderung des Messaufbaus verbessert werden. Des Weiteren ist unklar, inwiefern sich die Bewegungsintensität auf die Signalintensitäten der verwendeten Messsysteme auswirkt. Während der Messaufzeichnungen wurde lediglich zwischen bewegtem und unbewegtem Zustand unterschieden. Dabei wurde zum Beispiel ein Faustschluss des Kindes, ebenso wie ein wildes Strampeln als Bewegung definiert. Der Grad der Bewegungsintensität fand dabei keine Beachtung. Um den Zusammenhang zwischen Bewegungs- und Signalintensität genauer verstehen zu können, sollte dieser Aspekt in zukünftigen Messungen betrachtet werden. Eine bereits erwähnte, simultane Beobachtung mittels Kamerasystem könnte hier eine genauere Einteilung der Bewegungen nach Intensität und Körperregion ermöglichen und zur Verbesserung der Parametererfassung durch das *VitaSense*-Sensor-System beitragen. Eine detailliertere Beschreibung des Transienten während der Messaufzeichnung würde mit einem erhöhten zeitlichen Aufwand einhergehen, der die Dokumentation folgender Besonderheiten negativ beeinflussen würde.

Hinzu wurde der Transient Bewegung häufig parallel zu anderen Transienten beobachtet. Dies widerspiegelt sich in den hohen Sättigungsanteilen dieser. Einige Bewegungsmuster weisen eine Verknüpfung mit spezifischen Transienten nach. Dieser Zusammenhang kann in der Physiologie dieser begründet sein, sodass ein erhöhtes Bewegungsvorkommen als typisch anzusehen ist. Gähnen ist beispielsweise mit einer Extension der Gliedmaßen verknüpft (1.4.4) [14,105][105]. Auch der Ablauf des Singultus ist durch die einseitige Kontraktion des Diaphragmas und der Atemhilfsmuskulatur funktionell mit Bewegungen

verknüpft [31]. Husten als Schutz- und Reinigungsreflex der Atmungsorgane basiert auf erhöhten intrathorakalen Druckgradienten, der mittels der Atemmuskulatur und daraus folgender Bewegung aufgebaut wird [33,110,112]. Durch diesen Zusammenhang zwischen Transienten und Bewegung, wirken sich die daraus resultierenden *VitaSense*-Signale negativ auf die detaillierte Atemüberwachung aus.

Darüber hinaus erschwert das gemeinsame Auftreten von verschiedenen Transienten die genaue Zuordnung von spezifischen Atemmustern. Dies betrifft insbesondere die Transienten Weinen, Grunzen und Quengeln. Durch das zeitgleiche Vorkommen mehrerer Transienten ist unklar, welche Parameter in die Abbildungen hineinfließen und eine genauere Differenzierung der Charakteristiken wird erschwert. Durch das Auswählen von isolierten Einzelereignissen der Transienten wird die Zuordnung von dokumentierten Auffälligkeiten möglich. Daraus resultiert eine kleinere Stichprobenmenge der jeweiligen Transienten.

Des Weiteren hängt das Auftreten der Transienten mit dem Aktivierungsniveau des Probanden zusammen. Die Transienten Bewegung, Weinen, Quengeln und Spucken lassen exemplarisch auf einen erhöhten Aktivierungszustand des Kindes schließen. Dieser spiegelt sich im erhöhten Sättigungsanteil des *R-Wertes* im Rahmen dieser Transienten wider, sodass die Auswertung erschwert wird. Das einmalige Auftreten von Spucken bei dem sehr unruhigen Probanden 12.0.1 verhindert beispielsweise dessen Bewertung (Abbildung 33). Die Physiologie des Quengeln bietet einen Ansatz zur Beurteilung der Wachheit des Probanden. Als Ursache des Transienten wird die Entwicklung der Schlaf-Wach-Regulation angenommen [60,66]. Die Häufigkeit des Quengeln hängt von der Tageszeit ab und eine erhöhte Anzahl lässt auf eine gesteigerte zirkadiane Wachheit des Säuglings schließen [60]. Die hohe Wachheit sorgt für eine Reizüberflutung, die in einem Quengeln und Schreien ausgedrückt wird [44]. Die Anzahl des Quengeln und die daraus erschlossene Wachheit könnte zur Bestimmung des grundsätzlichen Aktivitätsniveaus des Kindes von Bedeutung sein.

Durch Betrachtung der aufgetretenen Musterabläufen wird ein Zusammenhang zwischen Kurvenverlauf und spezifischem Transienten denkbar. Der myoklonische Reflex des Schluckaufs tritt beispielsweise gehäuft zu Beginn einer Inspiration ein [111] und könnte sich in der wechselnden Tiefe der Atemzüge zeigen. Gähnen zeigt sich vermehrt mit einer variablen Dauer des Transienten. Dies ist vereinbar mit den Studienergebnissen von Provine und Kollegen [106]. Zusätzlich scheint sich in den tiefen Inspirationen vor einem Gähnen der physiologische Ablauf des Transienten darzustellen [38,76]. Auch der von Te Pas und Kollegen aufgezeigte Verlauf des Weinens umfassend eine tiefe Inspiration, die von hochfrequenten und forcierten Expirationen mit folgender erneuter tiefer Inspiration

unterbrochen wird, scheint in dem stark gezackten Atemmuster des *VitaSense*-Systems nachvollziehbar [126]. Der Transient Grunzen unterscheidet sich physiologisch vom Transienten Weinen durch ein niederfrequentes Atemmuster mit geringerer Amplitude und ist gekennzeichnet durch eine verlangsamte Expiration [126]. Bei Vergleich der beiden Transienten scheint sich die Aussage in Bezug auf die Frequenz zu bestätigen. Das blockartige Atemmuster des Quengeln wird in ähnlicher Weise wie beim Weinen durch kleinere Zacken unterbrochen (Abbildung 42, Abbildung 43). Da Quengeln eine Vorstufe des Schreiens ist und das Auftreten von Weinen gehäuft mit Schreien einhergeht, könnte hier die Ursache für die Gemeinsamkeit liegen [66]. Die sogenannte *Schrei-Vitalkapazität* beschreibt die veränderte Mobilisation des in- und expiratorischen Atemvolumens [131]. Dies könnte sich in der vergrößerten Tiefe der Atemzüge widerspiegeln. Auch das Muster des Hustens mit einem steilen Abfall der Atmungskurve könnte ein Hinweis auf die damit verbundene schnellere Expirationsgeschwindigkeit sein [33]. Diese aufgezeigten Muster bieten einen Ansatz zur spezifischen Transientenerkennung anhand eines charakteristischen Bildes, der mit einer genaueren Analyse begegnet werden kann.

In der Betrachtung der einzelnen Transienten erschwert die analysierte Stichprobenzahl, sowie die Erhebung der Daten an einem spezifischen Tagesabschnitt die detailliertere Betrachtung einiger Transienten. Insbesondere Weinen, Spucken und Husten bieten mit ihrem seltenen Auftreten nur eine geringe Datenmenge um spezifische Muster identifizieren und zuordnen zu können. Durch eine Erhöhung der Stichprobe werden auch weitere Analyseansätze denkbar. Beispielsweise könnte der Zusammenhang zwischen der Häufigkeit des Grunzens und respiratorischen Pathologien betrachtet werden [72]. Im Rahmen dieser Studie ist durch die fehlende Vergleichbarkeit von respiratorisch Erkrankten und nicht Erkrankten eine Bewertung dieser Abhängigkeit nicht möglich. Lediglich bei Proband 3.0.1 lag keine respiratorischen Erkrankungen vor. Bei einer Erweiterung des Patientenpools sollte auf respiratorische Krankheitsbilder geachtet und eine mögliche Abhängigkeit untersucht werden. Darüber hinaus kann durch eine Ausweitung der Stichprobe auf verschiedene Altersgruppen, die Untersuchung weiterer Parameter ermöglichen. Der Transient Schluckauf weist einen Zusammenhang zwischen Alter des Neugeborenen und Häufigkeit des Transientenauftritts [16,22]. Dieser konnte aufgrund der geringen Altersdifferenz der Probanden während der Messreihe nicht eindeutig nachgewiesen werden. Messungen zu unterschiedlichen Tageszeiten bietet die Möglichkeit, die zirkadiane Rhythmik zu betrachten. Die Häufigkeit des Quengeln als Ausdruck der Entwicklung der Schlaf-Wach-Regulation ist zum Beispiel stark abhängig von dem betrachteten Tageszeitraum [60,66]. Dieser denkbare Zusammenhang erfordert in zukünftigen Studien eine Beachtung der zirkadianen Rhythmik.

Die Erhebungen der Vitalparameter fanden innerhalb des regulären Stationsalltags statt, sodass weitere Personen während der Messungen anwesend sein konnten. Die Unterteilung anhand der Distanz zwischen dem Probanden und der weiteren Person erfolgte mittels Augenmaß. Durch die nicht standardisierte Ermittlung der Entfernung ist nicht auszuschließen, dass Personen falschen Gruppen zugeordnet wurden. Um die Zuordnung genauer und einfacher zu gestalten, könnten beispielsweise Markierungen auf dem Boden die einzelnen Bezirke eingrenzen. Mit einer Zunahme der Distanz zwischen dem Probanden und einer weiteren Person zeigt sich eine Abnahme der Auswirkungen auf die erfassten Parameter. Dieser Zusammenhang zeigt sich besonders bei geringeren Abständen. Innerhalb der Gruppe „Personen mit einem Abstand unter 25 cm“ beeinflussten manche anwesenden Personen die Messung zu einem hohen Grad, andere zeigten wiederum keinerlei Einfluss auf die Erhebung der Vitalparameter. In diesem äußerst sensiblen Messbereich spielen vermutlich kleinere Unterschiede in der Messentfernung eine bedeutendere Rolle als bei einem größeren Abstand zum Sensorsystem. Aus diesem Grund sollte der Raum in direkter Nähe zum Erfassten in kleinere Abstände untergliedert werden. Hinzu ist denkbar, dass das Aktivierungsniveau der weiteren Person unterschiedliche Auswirkungen auf die Detektion des Probanden hat. Eine exaktere Dokumentation der Tätigkeiten der zusätzlichen Person ermöglicht eine genauere Beurteilung.

4.3.7. Respiratorische Pathologien

Innerhalb der Messreihe kam es nicht zum Auftreten einer Apnoe (0) oder einer Messung eines Patienten mit einer diagnostizierten Pneumonie (1.3.1.6). Somit können hier keine Rückschlüsse auf ein spezifisches Musterbild in der Atmungsdarstellung gezogen werden. Das Atemnotsyndrom wurde bei sieben Probanden ärztlicherseits dokumentiert (Tabelle 4). Die Aufzeichnungen der beiden Messsysteme zeigten jedoch keine spezifischen Atemmuster, die im Zusammenhang mit dieser Pathologie stehen könnten. Bei der Betrachtung des *VitaSense*-Systems fällt hingegen auf, dass der durchschnittliche Anteil an Sättigung des *R-Wertes* bei den Probanden mit Atemnotsyndrom rund 17 % höher ist als bei jenen ohne diese Diagnose. Diese könnte darauf hindeuten, dass das Krankheitsbild mit erhöhten Signalwerten einhergeht. Ob hier ein kausaler Zusammenhang besteht, ist fraglich und sollte in zukünftigen Studien überprüft werden. Innerhalb der Daten des *VitaGuard* Vitalmonitors zeigten sich die erhöhten Signalintensitäten bei Patienten mit Atemnotsyndrom nicht. Das Bradykardie-Apnoe-Syndrom trat bei allen Probanden mit Ausnahme von Proband 3.0.1 auf. Dieser Proband zeigte unter anderem besonders sättigungsarme Messergebnisse. Um hier ein spezifisches Muster ausmachen zu können, müsste die Gruppe der gesunden Kinder vergrößert werden. Die BPD wurde bei zwei Kindern diagnostiziert. Auch hier ist die

Identifizierung spezifischer Muster aufgrund der geringen Stichprobenzahl schwierig. Die Detektion von spezifischen, krankheitsbedingten Mustern erfolgte innerhalb dieser Studie nur grob. In zukünftigen Arbeiten sollte die genauere Betrachtung dieser Konstellationen erfolgen. Dabei bleibt darauf zu achten, dass homogene, vergleichbare Gruppen von erkrankten und nicht-erkrankten Säuglingen entstehen. Daraus resultierende Ergebnisse könnten nach detaillierter Validierung mit in den Diagnostikzyklus einfließen.

Weiterhin sollte eine genauere Untersuchung in Hinblick auf die Geburtsreife der Kinder erfolgen. Proband 3.0.1 war unter allen Säuglingen mit einem Geburtsalter von -25 Tagen am weitesten im Mutterleib entwickelt. Zeitgleich wies er keinerlei Krankheitsdiagnosen mit Ausnahme der Frühgeburtlichkeit auf. Ferner zeigt er in den Daten der beiden Vitalmonitoringsysteme die ruhigsten Atemmuster mit dem geringsten Anteil an Sättigung des *R-Wertes*. Das korrigierte Alter liegt dabei auf einem Niveau mit zahlreichen weiteren Probanden. Dies könnte darin begründet sein, dass sich die Geburtsreife, nicht nur auf das Risiko für spätere pulmonologische Krankheiten [13,39], sondern auch sichtlich auf die Charakteristik der Atmung eines Kindes auswirkt. Somit sollte ein Rückschluss auf die Reifeentwicklung des Kindes möglich sein. Um diesen Zusammenhang genauer zu untersuchen, müssten Kinder mit deutlich unterschiedlichem Reifegrad in die Studie integriert werden. So ließen sich individuelle Unterschiede besser aufzeigen. Adaptionsprobleme, die sich insbesondere in den ersten drei Lebenstagen der Neugeborenen zeigen [89], wurden nicht nachgewiesen. Die erhobenen Vitalparameter stammen von Probanden, die mindestens sieben Lebenstage alt waren und lagen damit über dem typischen Adaptionszeitraum. Um dieses Phänomen betrachten zu können, sollten das *VitaSense*-System bei jüngeren Neugeborenen angewendet werden.

Des Weiteren fand der Beatmungsstatus des Kindes nur geringe Betrachtung im Rahmen dieser Arbeit. Lediglich Proband 10.1.0 erhielt bei der ersten Messung Sauerstoff über eine Nasenbrille. Es fällt auf, dass diese erhobenen Messdaten im Vergleich zu den Folgetagen mehr Sättigungen des *R-Wertes* zeigen auch in Bezug auf den Anteil an Ruhephasen. Aufgrund der einmaligen Betrachtung dieses Phänomens können hier keine spezifischen Schlüsse gezogen werden. Hierbei müssten eine höhere Anzahl an Probanden und eine vergrößerte Menge von Probanden mit und ohne Atemunterstützung erfolgen. Der Einfluss einer CPAP-Beatmung oder einer maschinellen Beatmung unter Intubation konnte in dieser Studie nicht untersucht werden. Im Rahmen einer möglichen Anwendung als Medizinprodukt muss eine weitere Betrachtung dieser Parameter durch Vergrößerung der Stichprobe und ihrer Vielfalt erfolgen. Verschiedene berührungslose Systeme zur Atmungsüberwachung zeigten bei maschineller Beatmung große Schwierigkeiten [1,113]. Zeigt sich in der Anwendung des *VitaSense*-Systems hier nur ein geringer Einfluss, wäre das ein großer Vorteil für dieses System. Durch die Betrachtung der einzelnen Kinder mit und ohne

Atemunterstützung und dem Vergleich mit Kindern, die nie beatmet wurden, könnten gegebenenfalls beatmungsinduzierte Verletzungen nachgewiesen werden. Beispielsweise wäre es denkbar, dass eine mögliche Lungenüberdehnung oder eine Atelektase im Rahmen einer beatmungsinduzierten Lungenschädigung [53] Auswirkungen auf die Darstellung des Atemmusters hat. Dieser Abgleich sollte in zukünftigen Messungen erfolgen.

Die Cheyne-Stokes-Atmung, beziehungsweise Periodische Atmung, konnte im Rahmen der Probandenmessungen in acht Messungen dargestellt werden (1.3.1.3, 1.3.2). Das Atemmuster kommt bei Neugeborenen gehäuft vor und ist hier unter Beachtung der Unreife des Kindes als physiologisch zu werten [6]. Die detaillierte Darstellung dieses Atemmusters ist ein Hinweis auf das Potential des *VitaSense*-Sensor-Systems in der Anwendung als Medizinprodukt. Dieses zeigte sich jedoch nur in den *I*- und *Q*-Werten der Messungen. Während des An- und Abstieges der Atmungstiefe befindet sich der *R*-Wert hingegen in Sättigung. Hier wäre eine Modifikation des *R*-Wert-Algorithmus erforderlich, der die detaillierten Aufzeichnungen der Ursprungswerte aufgreift. Die Erhöhung der Probandenanzahl bei weiteren Messungen würde die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von weiteren pathologischen Atemmustern erhöhen, welche schließlich detaillierter ausgewertet werden könnten.

4.3.8. Einfluss der Lage des Kindes

Für die Erhebung der Probandenmessungen wurde das Umfeld des Patienten nicht abgeändert. So wurden beispielsweise die Einstellung des Bettes oder die darin befindlichen Inhalte nicht verändert (3.2.1). Auch die Lage des Kindes blieb dabei unverändert, sodass für weitere Betrachtungen zwischen Bauch-, Rücken- und Linksseitenlage unterschieden werden muss (Tabelle 5). Die ungleiche Verteilung der dabei vorkommenden Lagen verhindert einen sicheren Vergleich der einzelnen Lagerungsarten. Beim Abgleich der erhobenen Daten fällt auf, dass die *R*-Wert-Sättigung zwischen den verschiedenen Lagerungen der Neugeborenen variiert. So zeigten die Messungen, während welcher sich das Kind in Bauchlage befand, durchschnittlich nur die Hälfte an Sättigungsanteil im Vergleich zu den auf dem Rücken gelagerten Kindern. Die Linksseitenlage wies noch geringere Werte auf. Allerdings ist aufgrund der Stichprobenzahl = 1 die Aussagekraft gering. Auch bei Betrachtung der einzelnen Messreihen pro Probanden fällt auf, dass die Anteile der *R*-Wert-Sättigung in Bauchlage überwiegend geringer sind als die in Rückenlage. Dies könnte mit der verbesserten Synchronisation der thoracoabdominellen Bewegung zusammenhängen [47]. Dadurch könnte das Bewegungssignal für den Sensor eindeutiger werden und Störungssignale gegebenenfalls besser berücksichtigt werden. Auch ist es möglich, dass durch die Bauchlage die Bewegungen des Kindes vermehrt einschränkt und

damit die Signalintensität sinkt. Ob sich die Lage des Kindes auf die Atemmuster auswirkt, sollte in zukünftigen Untersuchungen weiter analysiert werden. Dabei sollten die Vitalparameter jedes Probanden in den verschiedenen Lagerungsarten betrachtet werden, um personenspezifische Einflüsse mit erfassen zu können.

4.4. Ergebnisse des Infant Dummys

Der *Infant Dummy LD10c* wurde im Rahmen dieser Arbeit als Referenzsystem, einen drei Monate alten Säugling simulierend, verwendet. Die Messreihen waren als reales Abbild des klinischen Bereichs, in welchem die Probandenmessungen später durchgeführt wurden, gestaltet (Säugling, Wärmebett, Lagerungskissen, Decke, Aufbau Messapparatur). Somit war es möglich, die Ergebnisse der Dummymessungen (simulierte Brustatmung) direkt mit denen der Probandenmessungen (physiologische Bauchatmung) zu vergleichen.

Zwischen den Messungen an Probanden und Dummy zeigten sich verschiedene Gemeinsamkeiten. Die Erkennung der Probanden sowie des *Infant Dummys LD10c* erfolgte problemlos. Dabei spielte das Modell des Dummys keine Rolle für die Personenerkennung. Während der verschiedenen Messreihen zeigte sich trotz Idealbedingungen eine hohe Sättigungsanfälligkeit. Der *R-Wert* sollte sich bei einem sich in Ruhe befindlichen Säugling im unteren Wertebereich wiederfinden, sodass eine fehlerhafte Berechnung des *R-Werts* möglich ist. Denkbar wären ebenso unbemerkte äußere Einflüsse, wie beispielsweise Vibrationen des Bodens (ausgelöst durch LKW-Verkehr in Raumnähe), Bewegungen des Dummys selbst oder einer Miterfassung des Untersuchenden.

Obwohl beide Modelle der gleichen Produktionsreihe entstammen, wiesen sie deutliche Unterschiede auf. Die *I*-, *Q*- und *R*-Werte des *LD10c-1* lagen auf einem viel geringeren Niveau als die des *LD10c-2*. Dieser Unterschied könnte in der Änderung des Radarquerschnittes des Dummys bei unterschiedlichen Positionen begründet sein. Zur Validierung der Streuung sollte der Dummy für jedes Frequenz-Amplituden-Paar häufiger aus dem Bett entnommen und erneut platziert werden. Weiterhin wurden während der Messdurchführung beim *LD10c-2* Bewegungen des linken Arms und der Verbindung zwischen Dummy und Steuereinheit augenscheinlich festgehalten. Dies ist ein Hinweis für eine fehlerhafte Funktion des Dummymodells. Die Varianz der Sensor-Dummy-Abstände innerhalb der Messreihen des *LD10c-2* zeigte bei geringerem Abstand deutlich höhere Werte als bei einer größeren Distanz. Diese Abhängigkeit könnte zur Verbesserung der Bewegungsanfälligkeit des *VitaSense*-Systems herangezogen werden.

Bei Betrachtung der unterschiedlichen Messreihen fiel immer wieder eine unruhige Phase zu Beginn der Messaufzeichnungen auf, die durch eine Filterung der erhobenen Daten

resultiert. Des Weiteren zeigte sich eine Abhängigkeit der Signalintensität von der Frequenz und Amplitude der Dummyatmungseinheit. Verallgemeinernd sinkt in den *Messreihen 1 bis 3* die Signalintensität bei einer Erhöhung der Frequenz. Dies ist durch die verkürzte Inspirationszeit und das folglich verminderte Atemzugvolumen begründet. Im Gegenzug sorgt eine Erhöhung der gewählten Amplitude für eine Steigerung der Signalintensität durch die damit Pumpleistung.

Aufgrund der Verwendung der *Infant Dummies LD10c* als Referenzsystem sollten alle Gegebenheiten während der Messreihe an die Realbedingungen angepasst werden. Gewicht und Größe sollten den Werten eines drei Monate alten Säugling entsprechen [59]. Die Anpassung der simulierten Brustatmung an die physiologische Bauchatmung eines Neugeborenen ermöglichen eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den Dummymodellen und den realen Probanden [136]. Durch die Verwendung von Lagerungskissen und Decke aus dem stationären Umfeld, wird eine Simulierung der Labormessungen an die Bedingungen auf Station gewährleistet.

Nach Anpassung des *Infant Dummies LD10c* an die realen Gegebenheiten sowie der Behebung fehlerhafter Funktionen sollten die Messungen im Labor unter Idealbedingungen erneut durchgeführt und der Einfluss weiterer Parameter, wie beispielsweise der Lage des Kindes, Neigungsverhältnisse zwischen Proband und Sensor oder eine Abhängigkeit der Position des Untersuchten im Bett in Annäherung an die Probandenmessungen zusätzlich analysiert werden. Die in zukünftigen Studien identifizierte transienten- und krankheitsspezifischen Atembildern könnten auf den Dummy übertragen und so Früh- und Reifgeborene detailgetreu simuliert werden. Eine Verbesserung dieser Referenzmöglichkeit kann eine genauere Beschreibung der verschiedenen Pathologien ermöglichen und möglicherweise zum Studium der krankhaften Prozesse herangezogen werden.

4.5. Ausblick

Die durchgeführten Messungen mit dem *VitaSense*-System veranschaulichen ein großes Potential des radarbasierten Sensorsystems. Sowohl eine Anwendung im Rahmen von Sicherheitskonzepten für Neugeborene und Kinder in Fahrzeuginnenräumen als auch als Medizinprodukt erscheint möglich. Die Anforderungen an das *VitaSense*-System unterscheiden sich dabei je nach Anwendungsgebiet.

Die Verwendung in der Autobranche hat dabei als Hauptziel die zuverlässige Erkennung von Kindern, insbesondere Säuglingen, um ein Vergessen dieser im Fahrzeug zu verhindern. Innerhalb dieser Arbeit zeigte sich das System bei Betrachtung der Personenerkennung als äußerst effektiv. Um die fehlerfreie Anwendung nicht nur bei Frühgeborenen gewährleisten

zu können, sollten auch Kinder anderen Alters und Reifegrad untersucht werden. Durch die Weiterentwicklung des Detektionsbereiches und einer Anpassung auf die Unterschiede der Atemmechanik zwischen einem Erwachsenen und einem Kleinkind, könnte beispielsweise eine lebensrettende Verbindung mit dem Airbag-System möglich sein.

Die Anwendung als Medizinprodukt stellt mehrere Anforderungen an das *VitaSense*-System, von denen einige vor einer verlässlichen Nutzung noch einer Modifikation bedürfen. Im Vergleich mit der standardisierten Atmungsüberwachung über die Impedanzpneumographie zeigen beide Systeme eine hohe Bewegungsanfälligkeit. Dies überlagert die erhobenen Vitaldaten der Probanden und schränkt die Auswertung in Rahmen dieser Studie und auch bei der Diagnostik von Erkrankungen ein. Diese Problemstellung erfordert insbesondere beim *VitaSense*-System eine Verbesserung der Anfälligkeit gegenüber Bewegungen. Bereits bei der Überwachung schlafender Kinder kommt das System durch kleinste Bewegungen an seine Sättigungsgrenzen. Bei der Anwendung an wachen Kindern wird dieser Bewegungsanteil voraussichtlich zunehmen. Ebenso wie bei Rauschsignalen, könnte man versuchen, Bewegungen des Kindes zu einem bestimmten Teil auszublenden. Dies wäre für die Atemüberwachung im gesamten Tagesverlauf notwendig. Andererseits könnte die starke Bewegungsanfälligkeit des Systems auch in anderen medizinischen Bereichen genutzt werden. So könnte die detaillierte Aufzeichnung von Bewegungsmustern bei der Epilepsiediagnostik und -überwachung angewendet werden. Vor allem während der Schlafepisoden ist eine Erkennung von epileptischen Anfällen erschwert, da sie von physiologischen nächtlichen Bewegungen unterschieden werden müssen. Auch verschiedene Krankheitsbilder wie beispielsweise die REM-Schlaf-Verhaltensstörung zeigen sich in spezifischen Bewegungsmustern [114]. Die Aufzeichnung und Charakterisierung dieser Bewegungsabläufe könnten hier von Nutzen sein. Die Schwächen innerhalb der Atmungsaufzeichnung könnten sich innerhalb dieser Anwendung als Stärken zeigen.

Die größte Stärke des *VitaSense*-Systems im Vergleich mit der Standardmethode ist die fehlende Verkabelung des Kindes. Durch die ausbleibende Notwendigkeit von Kabeln und Klebeelektroden können der dadurch entstehende Stress und Hautirritationen vermieden werden [21]. Hierbei bleiben jedoch mehrere Problemstellungen zu beachten. Zum einen gehören zu den Standardparametern des Vitalmonitorings mehrere Komponenten wie beispielsweise die Atmung, die Sauerstoffsättigung, die Atemfrequenz und auch die Herzaktivität. Diese werden bei den meisten Standardmonitoring-Methoden über die gleichen Elektroden erfasst [41]. Das *VitaSense*-System betrachtet momentan nur die Atmung des Kindes und bezieht sich dabei lediglich auf den Atemrhythmus und die Atemtiefe anhand der Bewegungen des Thorax und Abdomens. Für die fehlenden Parameter müsste weiterhin auf die bereits bestehenden kabelbasierten Methoden zurückgegriffen werden. Über eine Kombination mit anderen berührungslosen Monitoringmethoden könnte man die

Diskussion

Verwendung von Kabeln und Klebepads weiter reduzieren. Durch die Verknüpfung verschiedener berührungsloser Messverfahren, welche die gleichen Parameter überwachen, könnte man die Stärken der einzelnen Verfahren nutzen, um die vorhandenen Schwächen auszugleichen (4.1) [1,7,113]. Darüber hinaus ist eine Anwendung des radarbasierten Sensorsystems zur Erfassung der Herzaktivität denkbar. Während eines Herzschlags kommt es zu Bewegungen des Thorax mit einer Differenz von circa 0,08 mm [118]. Diese müssten ebenso wie die Atembewegungen erfasst werden. Allerdings liegen die Ausmaße der Atembewegungen mit 0,1 mm bis hin zu mehreren Millimetern deutlich höher [74,118]. So kommt es zur Überlagerung der Herzbewegungen durch die Atmung. In verschiedenen Studien wurde bereits untersucht, die erfassten Bewegungen von Atmung und Herzschlag zu differenzieren. Grundlage stellt hierbei die harmonische und rhythmische Bewegung der Ruheatmung dar, die auch während der hier durchgeführten Messungen gezeigt werden konnte. Durch Filterung dieser Bewegung könnte die Herzaktivität deutlich werden [54,62,86]. Unter diesem Aspekt sollten die erhobenen Daten noch einmal genauer ausgewertet werden. Durch die Möglichkeit einer parallelen Überwachung von Atmung und Herzschlag mit dem *VitaSense*-System könnte die Verwendung von kabelbasierten Methoden weiter vermindert werden.

Ein weiterer Aspekt bei der Betrachtung des radarbasierten Sensorsystems ist die fehlende Überwachungsmöglichkeit am bewegten Patienten. Die Anwendung des *VitaSense*-Sensor-Systems ist auf den liegenden oder sitzenden Patienten beschränkt. Wird im Falle eines Neugeborenen das Kind zum Füttern aus seinem Bett genommen, fällt die Überwachung durch das fest installierte Sensorsystem weg. Um auch während des Patientenhandlings außerhalb des Bettes eine suffiziente Beobachtung der Patienten gewährleisten zu können, müsste erneut auf die gewöhnlichen Monitoring-Methoden mit am Patienten fixierten Kabeln zurückgegriffen werden. Dabei bleibt zu beachten, dass auch diese durch die starken Störeinflüsse häufig fehlerhafte Messwerte und Störmeldungen anzeigen. Durch eine Reduktion der Anwendung auf kabelgebundene Monitoringmethoden lediglich während des Patientenhandlings könnten dessen Negativeinflüsse deutlich vermindert werden. Den größten Anteil des Krankenhausaufenthaltes, den die Patienten in ihrem Bett verbringen, könnte durch die Verwendung des *VitaSense*-Systems abgedeckt werden.

Des Weiteren bleibt bei dem Vergleich der hier betrachteten Monitoringsysteme zu beachten, dass innerhalb des *VitaSense*-Systems eine Anzeige der technischen Referenz fehlt. Im Falle der Atmungsüberwachung mit der Impedanzpneumographie dient die Grundimpedanz als Referenz für ein fehlerfreies Funktionieren des Vitalmonitors [41]. Das *VitaSense*-System ist in der Lage, Fehlermeldungen des Sensors zu empfangen und führt zu Beginn einer jeden Messung einen Selbsttest durch. Erfasste Fehlfunktionen werden jedoch erst bei der Auswertung der Daten ersichtlich und sind durch Zahlencodes verschlüsselt. Somit kann ihre

Bedeutung nur vom Hersteller selbst bewertet werden. Für eine verlässliche Vitalparameterdokumentation müssten Systemfehler wie Abbruch der Messung oder fehlende Zeilen innerhalb der Aufzeichnung bereits während der Erhebung der Vitalparameter angezeigt werden. Auch reicht es nicht, nur zu Beginn der Messung eine Überprüfung der Funktionen durchzuführen. Im Falle einer Langzeitüberwachung wird das Gerät gestartet und erst nach Stunden oder Tagen ausgeschaltet und neu gestartet. Innerhalb dieses Zeitraums muss in regelmäßigen Abständen eine Evaluation der Systemfunktionen erfolgen. Dies ist notwendig für die Vermeidung von eventuell lebensbedrohlichen Messfehlern. Die aufgetretenen Systemfehler müssen in ihrer Ursache und Häufigkeit genauer abgeklärt werden, um die Zuverlässigkeit des Systems beurteilen zu können. Dies sollte in Kooperation mit dem Hersteller erfolgen.

Bei der Gewährleistung einer fehlerfreien Funktion des *VitaSense*-Systems im Klinikalltag könnte es auch in der Heimüberwachung verwendet werden. Dies ist vor allem bei respiratorisch oder kardial instabilen Patienten eine notwendige Maßnahme [101]. Voraussetzung für die Anwendung des *VitaSense*-Sensor-Systems als Heimüberwachung wäre die Modifikation des Systems zur umfangreicheren Vitalüberwachung, die Möglichkeit einer technischen Referenz und die langfristige Speicherung der erhobenen Daten. Innerhalb des Heimmonitorings mittels standardisiertem Vitalmonitor spielen viele Faktoren eine Rolle bei der korrekten Aufzeichnung der Vitaldaten. Bereits bei der Anbringung der EKG-Elektroden können Fehler unterlaufen. Diese äußern sich durch Fehlalarme, die bei gehäuftem Auftreten zu Stress führen können [41]. Insbesondere nachts spielt der Heimmonitor eine wichtige Rolle. Er soll den Eltern die Sicherheit geben, über Probleme des Kindes informiert zu werden. Durch die Bewegungen des Kindes kann es jedoch zu einem Ablösen der EKG-Elektroden kommen und somit zu Fehlalarmen. Dies führt gehäuft dazu, dass die Zuverlässigkeit des Systems und der Sicherheitsaspekt für die Eltern oft in Frage gestellt werden. Ebenso wie im Klinikalltag würde das berührungslose *VitaSense*-System hier erhebliche Vorteile bringen. Durch das Wegfallen der Verkabelung bleiben ebenso solche Fehlalarmierungen aus und der zu überwachende Patient ist in seinen Bewegungen weniger eingeschränkt. Auch das Handling des Monitors durch Laien wäre enorm vereinfacht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das *VitaSense*-System gegenüber dem standardisierten, kabelgebundenen Vitalparametermonitoring insbesondere für den Patienten vielerlei Vorteile mit sich bringt. Die Minimierung äußerer Stressoren könnte sich sowohl auf die Gesundheit der Kinder als auch auf die psychische Belastung der Eltern positiv auswirken. Die Verhinderung von Einschränkungen, Schmerzen und Infektionen bringt dabei einen großen Mehrgewinn mit sich. Dabei steht außer Frage, dass das System noch einiger Verbesserungen und Erweiterungen bedarf, bevor es als alleinige

Diskussion

Überwachungsmethode herangezogen werden kann. Dennoch zeigen die bereits erhobenen Daten, dass ein detailliertes und suffizientes Überwachen der Atmung auch berührungslos möglich ist. Diese Erkenntnis sollte als Motivation für die weitere Arbeit mit dem *VitaSense*-System gesehen werden und Anlass für die stetige Weiterentwicklung des Systems geben.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Gliederung des Bronchialbaums	3
Abbildung 2: Volumenverteilung der Brusthöhle bei In- und Expiration	4
Abbildung 3: Normwerte der altersabhängigen Atemfrequenz	4
Abbildung 4: Lungenvolumina und -kapazitäten	5
Abbildung 5: Pathologische Atemmuster	10
Abbildung 6: Statistik zu im Auto zurückgelassenen und am Hitzschlag verstorbenen Kindern in der USA seit 1990 (Stand 12/19)	14
Abbildung 7: Monatliche Verteilung der am Hitzschlag verstorbenen Kinder in den USA im Zeitraum von 1998 bis 2019	15
Abbildung 8: Prozentuale Verteilung hitzetoter Kinder im Auto in den USA	15
Abbildung 9: Sensor des VitaSense-Systems	17
Abbildung 10: Schematische Darstellung der reflektierten Wellen eines Kindes im Auto	18
Abbildung 11: Schematischer Aufbau eines Radarsystems und die Bedeutung des Dopplereffektes	21
Abbildung 12: Aufbau des Sensorsystems	24
Abbildung 13: Adapter 1 und 2	25
Abbildung 14: Wärmebett mit Deckel	26
Abbildung 15: Säuglingsbett	27
Abbildung 16: Gitterbett	27
Abbildung 17: Vitalmonitor VitaGuard® VG 3100	27
Abbildung 18: Benutzeroberfläche VitaWin®3.3	30
Abbildung 19: Entscheidungsbaum betreffend Gestaltung eines geeigneten Messaufbaus	33
Abbildung 20: Messaufbau am Gitterbett	34
Abbildung 21: Messaufbau am Wärmebett	34
Abbildung 22: Leermessung am Wärmebett B	35
Abbildung 23: Dokumentationsbogen A	37
Abbildung 24: Dokumentationsbogen B	38
Abbildung 25: Probanden: Messaufbau am Wärmebett auf KK02	44
Abbildung 26: Probanden: Alter, korrigiertes Alter und Geburtsalter	45
Abbildung 27: Probanden: Körpergewicht	45
Abbildung 28: Probanden: Abstand VitaSense-Sensor zum Probanden	48
Abbildung 29: Probanden: Fehlende Zeilen pro Messung	50
Abbildung 30: Probanden: Erkennungszeit	51
Abbildung 31: Probanden: Ruheatmung	51
Abbildung 32: Probanden: Anteil der Sättigung pro Messung	52
Abbildung 33: Probanden: Signalintensität des R-Werts und Transienten	53

Abbildung 34: Probanden: Gesättigte und ungesättigte Anteile der einzelnen Transienten ..	54
Abbildung 35: Probanden: Der Transient Bewegung	55
Abbildung 36: Probanden: Der Transient Schluckauf	56
Abbildung 37: Probanden: Der Transient Gähnen I	57
Abbildung 38: Probanden: Der Transient Gähnen II	57
Abbildung 39: Probanden: Der Transient Weinen.....	58
Abbildung 40: Probanden: Der Transient Grunzen I	59
Abbildung 41: Probanden: Der Transient Grunzen II	60
Abbildung 42: Probanden: Der Transient Quengeln I	61
Abbildung 43: Probanden: Der Transient Quengeln II	61
Abbildung 44: Probanden: Der Transient Spucken.....	62
Abbildung 45: Probanden: Der Transient Husten.....	63
Abbildung 46: Probanden: Anteil der gesättigten und ungesättigten Signale beim Transient Personen.....	64
Abbildung 47: Probanden: Der Transient Person unter 25 cm I	65
Abbildung 48: Probanden: Der Transient Person unter 25 cm II	65
Abbildung 49: Probanden: Der Transient Personen zwischen 25 cm und 50 cm	66
Abbildung 50: Probanden: Periodische Atmung I.....	67
Abbildung 51: Probanden: Periodische Atmung II.....	68
Abbildung 52: Infant Dummy: Messreihe 1 mit dem LD10c-1	69
Abbildung 53: Infant Dummy: Messreihe 3 mit dem LD10c-2	71
Abbildung 54: Infant Dummy: Messreihe 4 mit dem LD10c-2	72
Abbildung 55: Infant Dummy: Erkennungszeiten der Messreihen 1-3.....	73
Abbildung 56: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 1	74
Abbildung 57: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 2	75
Abbildung 58: Infant Dummy: Verlaufsdarstellung Messreihe 3	76

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich atemphysiologischer Parameter bei Reifgeborenen und Erwachsenen . 5
Tabelle 2: Objektivierbare Atemmuster einer Dyspnoe 7
Tabelle 3: Materialliste.....23
Tabelle 4: Probanden: Geschlecht, Geburtsgröße, Körpergröße an den Messtagen und Diagnosen46
Tabelle 5: Probanden: Beatmung, Bettenbelegung, Neigungswinkel und Lagerung während der Messung47
Tabelle 6: Probanden: Übersicht der Auswertung des VitaSense-Systems49
Tabelle 7: Infant Dummy: Frequenz-Amplituden-Paare70

Literaturverzeichnis

1. Aarts LAM, Jeanne V, Cleary JP, Lieber C, Nelson JS, Bambang Oetomo S, Verkruysse W (2013) Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit — A pilot study. *Early Human Development* 89:943–948
2. Adato B, Dubnov-Raz G, Gips H, Heled Y, Epstein Y (2016) Fatal heat stroke in children found in parked cars: autopsy findings. *European journal of pediatrics* 175:1249–1252
3. Allataifeh A, Al Ahmad M (2020) Simultaneous piezoelectric noninvasive detection of multiple vital signs. *Scientific reports* 10:1–13
4. Anand KJS (1998) Clinical importance of pain and stress in preterm neonates. *Neonatology* 73:1–9
5. Anand KJS (2017) Defining pain in newborns: need for a uniform taxonomy? *Acta Paediatrica* 106:1438–1444
6. Ancău M (2016) *Klinische Grundlagen fürs Physikum*. Springer, Berlin, Heidelberg
7. Antognoli L, Moccia S, Migliorelli L, Casaccia S, Scalise L, Frontoni E (2020) Heartbeat Detection by Laser Doppler Vibrometry and Machine Learning. *Sensors* 20:5362
8. Anton O, Fernandez R, Rendon-Morales E, Aviles-Espinosa R, Jordan H, Rabe H (2019) Heart Rate Monitoring in Newborn Babies: A Systematic Review. *Neonatology* 116:199–210
9. Arastéh K, Baenkler H-W, Bieber C, Brandt R, Chatterjee T, Dill T, Ditting T, Eich W, Ernst S, Fritze D, Füleß HS, Hahn J-M, Hamm CW, Harenberg J, Hengstmann JH, Herzog W, Hofmann T, Holstege A, Huck K, Kähler J, Keller M, Klingmüller D, Köster R, Kowol S, Kuck K-H, Löwe B, Loßnitzer N, Matzdorff A, Müller-Tasch T, Nienaber C, Nikendei C, Pausch J, Petzsch M, Rösch W, Sauer N, Schäfer J, Scherbaum H, Schlehofer B, Schmidt M, Schneider H, Schuchert A, Schwab M, Schweikert H-U, Stern H, Stocker H, Teschner A, Träder C, Usadel K-H, Veelken R, Voll R, Wahl P, Wißner E, Zastrow A, Zeuzem S, Ziegler R, Zipfe S (2018) *Duale Reihe Innere Medizin*. 4. edition. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
10. Attar MA, Donn SM (2002) Mechanisms of ventilator-induced lung injury in premature infants. *Seminars in Neonatology* 7:353–360
11. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spanel-Borowski K, Wennemuth G, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch H-G, Herausgeber (2014) *Duale Reihe Anatomie*. 3. edition. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
12. Balakumar N, Totapally B (2019) 368: Characteristic and outcomes of children hospitalized with heat stroke. *Critical Care Medicine* 47:165
13. Baraldi E, Filippone M (2007) Chronic lung disease after premature birth. *The New England Journal of Medicine* 357:1946–1955
14. Barbizet J (1958) Yawning. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 21:203–209
15. Barrington KJ, Finer NN (1990) Periodic breathing and apnea in preterm infants. *Pediatric research* 27:118–121

16. Battegay E, Herausgeber (2017) Differenzialdiagnose Innerer Krankheiten. 21. edition. Thieme Verlag, Stuttgart
17. Behrends JC, Bischofberger J, Deutzmann R, Ehmke H, Frings S, Grissmer S, Hoth M, Kurtz A, Leipziger J, Müller F, Pedain C, Rettig J, Wagner C, Wischmeyer E (2017) Duale Reihe Physiologie. 4. edition. Thieme, Stuttgart
18. Blackmon LR, Batton DG, Bell EF, Engle WA (2003) Apnea, sudden infant death syndrome, and home monitoring. *Pediatrics* 111:914–914
19. Blencowe H, Cousens S, Oestergaard MZ, Chou D, Moller A-B, Narwal R, Adler A, Vera Garcia C, Rohde S, Say L, Lawn JE (2012) National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010 with time trends since 1990 for selected countries: a systematic analysis and implications. *The Lancet* 379:2162–2172
20. Canet E, Praud J-P, Bureau MA (1997) Periodic breathing induced on demand in awake newborn lamb. *Journal of Applied Physiology* 82:607–612
21. Chung HU, Kim BH, Lee JY, Lee J, Xie Z, Ibler EM, Lee K, Banks A, Jeong JY, Kim J (2019) Binodal, wireless epidermal electronic systems with in-sensor analytics for neonatal intensive care. *Science* 363:<https://doi.org/10.1126/science.aau0780>
22. Cohn M (1926) Zum Singultus der Säuglinge. *DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift* 52:909–911
23. Cole JA, Plewa MC (2021) Singultus (Hiccups). StatPearls Publishing
24. De Vries JI, Visser GH, Prechtl HF (1982) The emergence of fetal behaviour. I. Qualitative aspects. *Early human development* 7:301–322
25. Detlefsen J (2013) Radartechnik: Grundlagen, Bauelemente, Verfahren, Anwendungen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
26. Di Fiore JM (2004) Neonatal cardiorespiratory monitoring techniques. *Seminars in Neonatology* 9:195–203
27. Diewald AR, Landwehr J, Tatarinov D, Cola PDM, Watgen C, Mica C, Lu-Dac M, Larsen P, Gomez O, Goniva T (2016) RF-based child occupation detection in the vehicle interior. 17th International Radar Symposium (IRS) 1:1–4
28. Diewald AR, Fox A, Tatarinov D (2018) Thorough analysis of multipath propagation effects for radar applications in the vehicle interior. 11th German Microwave Conference (GeMiC) 1:63–66
29. Dreyfuss D, Saumon G (1998) Ventilator-induced Lung Injury: Lessons from Experimental Studies. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 157:294–323
30. Elder DE, Campbell AJ, Galletly D (2013) Current definitions for neonatal apnoea: are they evidence based? *Journal of paediatrics and child health* 49:388–396
31. Eppler S, Brutscher P (2017) Wie sich Bewegung entwickeln kann. *JuKiP-Ihr Fachmagazin für Gesundheits-und Kinderkrankenpflege* 6:140–144

32. Fairchild K, Mohr M, Paget-Brown A, Tabacaru C, Lake D, Delos J, Moorman JR, Kattwinkel J (2016) Clinical associations of immature breathing in preterm infants: part 1—central apnea. *Pediatric research* 80:21–27
33. Faller N (2019) Atem und Bewegung. 3. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
34. Fenton TR, Kim JH (2013) A systematic review and meta-analysis to revise the Fenton growth chart for preterm infants. *BMC Pediatrics* 13:<https://doi.org/10.1186/1471-2431-13-59>
35. Fitzgerald M, Millard C, Macintosh N (1988) Hyperalgesia in premature infants. *The Lancet* 331:[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(88\)90365-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(88)90365-0)
36. Freedman SB, Al-Harthy N, Thull-Freedman J (2009) The crying infant: diagnostic testing and frequency of serious underlying disease. *Pediatrics* 123:841–848
37. Frey U, Silverman M, Barabasi AL, Suki B (1998) Irregularities and power law distributions in the breathing pattern in preterm and term infants. *Journal of Applied Physiology* 85:789–797
38. Gallup AC, Gallup Jr GG (2007) Yawning as a brain cooling mechanism: nasal breathing and forehead cooling diminish the incidence of contagious yawning. *Evolutionary Psychology* 5:92–101
39. Gappa M (2018) Lungengesundheit und frühkindliche Ereignisse. *Der Pneumologe* 15:236–243
40. Gargaglioni LH, Marques DA, Patrone LGA (2019) Sex differences in breathing. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology* 238:<https://doi.org/10.1016/j.cbpa.2019.110543>
41. getemed Medizin- und Informationstechnik AG (2016) VitaGuard-3100-Gebrauchsanleitung. Teltow
42. getemed Medizin- und Informationstechnik AG (2016) Gebrauchsanweisung VitaWin 3.3. GETEMED Medizin- und Informationstechnik AG, Teltow
43. Gimsa U, Scheunemann A, Wachner D, Sakowski J, Köster P (2006) Effekte hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf zellulärer Ebene-eine Literaturstudie. Shaker Verlag, Düren
44. Glotzbach SF, Edgar DM, Boeddiker M, Ariagno RL (1994) Biological rhythmicity in normal infants during the first 3 months of life. *Pediatrics* 94:482–488
45. Gortner L, Landmann E (2005) Prognose extrem unreifer Frühgeborener: Aktuelle Daten. *Monatsschrift Kinderheilkunde* 153:1148–1156
46. Gortner L, Meyer S, Bartmann P, Bauer C-P, Berner R, Bialek R, Böhles H, Dockter G, Sitzmann FC, Herausgeber (2018) *Duale Reihe Pädiatrie*. 5. edition. Thieme, Stuttgart
47. Gouna G, Rakza T, Kuissi E, Pennaforte T, Mur S, Storme L (2013) Positioning effects on lung function and breathing pattern in premature newborns. *The Journal of pediatrics* 162:1133–1137
48. Groneck P, Thomas W, Speer C (2015) *Prävention und Therapie der bronchopulmonalen Dysplasie Frühgeborener*. Elsevier, Amsterdam

Literaturverzeichnis

49. Grundstein AJ, Duzinski SV, Dolinak D, Null J, Iyer SS (2015) Evaluating infant core temperature response in a hot car using a heat balance model. *Forensic science, medicine, and pathology* 11:13–19
50. Gül M (2018) Konzeption und Design eines Systems zur Diagnose von obstruktiven Lungenerkrankungen bei Kindern. Technische Universität München
51. Gupta S, Janakiraman S (2018) Volume ventilation in neonates. *Paediatrics and Child Health* 28:1–5
52. Habiballah L (2017) Prevalence of neonate adhesive skin injuries in a Jordanian intensive care unit - ProQuest. *Nursing Children and young people* 29:42–46
53. Hamlington KL, Smith BJ, Dunn CM, Charlebois CM, Roy GS, Bates JHT (2018) Linking lung function to structural damage of alveolar epithelium in ventilator-induced lung injury. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 255:22–29
54. He M, Nian Y, Gong Y (2017) Novel signal processing method for vital sign monitoring using FMCW radar. *Biomedical Signal Processing and Control* 33:335–345
55. Hellström W, Forssell L, Morsing E, Sävman K, Ley D (2020) Neonatal clinical blood sampling led to major blood loss and was associated with bronchopulmonary dysplasia. *Acta Paediatrica* 109:679–687
56. Hentschel R (2019) Das Neugeborene als Notfallpatient – Teil 2. *Notfallmedizin up2date* 14:441–457
57. Hieronymi U, Kramme R, Kronberg H (2011) *Respiratorisches Monitoring und Pulsoxymetrie*. Springer, Berlin Heidelberg
58. Hilbert-Carius P, Wurmb T, Lier H, Fischer M, Helm M, Lott C, Böttiger BW, Bernhard M (2018) Empfehlungen der S3-Leitlinie Polytrauma/Schwerverletztenbehandlung 2016 für die Präklinik. *Notfall+ Rettungsmedizin* 21:4–13
59. Hiort O, Danne T, Wabitsch M, Herausgeber (2020) *Pädiatrische Endokrinologie und Diabetologie*. Springer, Berlin Heidelberg
60. Hoffman GF, Lentze MJ, Spranger J, Zepp F, Berner R, Herausgeber (2020) *Pädiatrie - Grundlagen und Praxis*. 5. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
61. Hoffmann M, Tatarinov D, Landwehr J, Diewald AR (2018) A four-channel radar system for rear seat occupancy detection in the 24 GHz ISM band. 11th German Microwave Conference (GeMiC) 1:95–98
62. Hu W, Zhao Z, Wang Y, Zhang H, Lin F (2014) Noncontact accurate measurement of cardiopulmonary activity using a compact quadrature Doppler radar sensor. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 61:725–735
63. Humberg A, Herting E, Göpel W, Härtel C, Herausgeber (2017) *Beatmung von Kindern, Neugeborenen und Frühgeborenen: Ein Leitfaden für Pädiater, Neonatologen und Anästhesisten*. 1. edition. Thieme, Stuttgart
64. Iyer NP, Dickson J, Ruiz ME, Chatburn R, Beck J, Sinderby C, Rodriguez RJ (2017) Neural breathing pattern in newborn infants pre- and postextubation. *Acta Paediatrica* 106:1928–1933

65. Jaeschke T, Kloubert V, Küppers S, Küter A, Janßen B (2014) Advanced High Resolution Radar Systems for Future Industrial and Medical Applications. Texas Instruments Innovation Challenge: Europe Analog Design Contest 2014 Project Report 1:1–12
66. Jenni O (2009) Säuglingsschreien und Schlaf-Wach-Regulation. *Monatsschrift Kinderheilkunde* 157:551–557
67. Jorch G, Hübler A, Herausgeber (2019) Neonatologie - Die Medizin des Früh- und Reifgeborenen. 1. edition. Thieme Verlag, Stuttgart
68. Karahasanovic U, Tatarinov D (2018) Radar-based detection of thoracoabdominal asynchrony during breathing using autocorrelation function analysis. 11th German Microwave Conference (GeMiC) 1:403–406
69. Karahasanovic U, Stifter T, Beise H-P, Fox A, Tatarinov D (2018) Mathematical Modelling and Simulations of Complex Breathing Patterns Detected by RADAR Sensors. 19th International Radar Symposium (IRS) 1:1–10
70. kidsandcars.org (2020) Child vehicular heatstroke fatalities by year (1990 - 2019). URL: <https://www.kidsandcars.org/how-kids-get-hurt/heat-stroke/> (abgerufen am 09.03.2021)
71. Kinsella JP, Greenough A, Abman SH (2006) Bronchopulmonary dysplasia. *The Lancet* 367:1421–1431
72. Knelson JH, Howatt WF, DeMuth GR (1969) The physiologic significance of grunting respiration. *Pediatrics* 44:393–400
73. Korpan NN, Saradeth T (1995) Clinical effects of continuous microwave for postoperative septic wound treatment: A double-blind controlled trial. *The American Journal of Surgery* 170:271–276
74. Lazaro A, Girbau D, Villarino R (2010) Analysis of vital signs monitoring using an IR-UWB radar. *Progress In Electromagnetics Research* 100:265–284
75. Lee D, Caces R, Kwiatkowski K, Cates D, Rigatto H (1987) A developmental study on types and frequency distribution of short apneas (3 to 15 seconds) in term and preterm infants. *Pediatric research* 22:344–349
76. Lehmann HE (1979) Yawning: a homeostatic reflex and its psychological significance. *Bulletin of the Menninger Clinic* 43:123–136
77. Liu L, Johnson HL, Cousens S, Perin J, Scott S, Lawn JE, Rudan I, Campbell H, Cibulskis R, Li M, Mathers C, Black RE (2012) Global, regional, and national causes of child mortality: an updated systematic analysis for 2010 with time trends since 2000. *The Lancet* 379:2151–2161
78. Lorente-Pozo S, Parra-Llorca A, Torres B, Torres-Cuevas I, Nuñez-Ramiro A, Cernada M, García-Robles A, Vento M (2018) Influence of Sex on Gestational Complications, Fetal-to-Neonatal Transition, and Postnatal Adaptation. *Frontiers in Pediatrics* 6:<https://doi.org/10.3389/fped.2018.00063>
79. Löwenstein Medical (2019) Lifetherm 2000. URL: <https://downloadcenter.hul.de/file/lifetherm-2000/> (abgerufen am 03.09.21)

80. Lutsch N (2010) Das Apnoe-Bradykardie-Syndrom des Frühgeborenen. *intensiv* 18:19–24
81. Makar VR, Logani MK, Bhanushali A, Kataoka M, Ziskin MC (2005) Effect of millimeter waves on natural killer cell activation. *Bioelectromagnetics* 26:10–19
82. Mathieu L-D, Cola PDM, Tatarinov D, Diewald A, Watgen C, Calmes S, Larsen P (2020) Method and system for unattended child detection. Patentnummer 16/663,691. European Patent Office. URL: <https://patentimages.storage.googleapis.com/27/97/39/3c5e95c2c9b4ea/WO2015140333A1.pdf> (abgerufen am 27.03.2022)
83. McLaren C, Null J, Quinn J (2005) Heat stress from enclosed vehicles: moderate ambient temperatures cause significant temperature rise in enclosed vehicles. *Pediatrics* 116:109–112
84. Mihatsch WA, Pohlandt F (2005) Enterale Ernährung von Frühgeborenen. *Monatsschrift Kinderheilkunde* 153:1165–1171
85. Mikhelson IV, Bakhtiari S, Elmer TW, Sahakian AV (2011) Remote sensing of heart rate and patterns of respiration on a stationary subject using 94-GHz millimeter-wave interferometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58:1671–1677
86. Morgan DR, Zierdt MG (2009) Novel signal processing techniques for Doppler radar cardiopulmonary sensing. *Signal Processing* 89:45–66
87. Morina N, Johnson PA, O'Reilly M, Lee T-F, Yaskina M, Cheung P-Y, Schmölzer GM (2020) Doppler Ultrasound for Heart Rate Assessment in a Porcine Model of Neonatal Asphyxia. *Frontiers in pediatrics* 8:<https://doi.org/10.3389/fped.2020.00018>
88. Mortola JP, Fisher JT, Smith B, Fox G, Weeks S (1982) Dynamics of breathing in infants. *Journal of Applied Physiology* 52:1209–1215
89. Mortola JP (1984) Breathing pattern in newborns. *Journal of Applied Physiology* 56:1533–1540
90. Mortola JP (2004) Breathing around the clock: an overview of the circadian pattern of respiration. *European journal of applied physiology* 91:119–129
91. Moss P, McClaskey B (2019) Co-Bedding Preterm Infants in the NICU. Pittsburg State University. https://digitalcommons.pittstate.edu/posters_2019/45 (abgerufen am 12.02.2022). Pittsburg State University. https://digitalcommons.pittstate.edu/posters_2019/45 (abgerufen am 12.02.2022))URL: https://digitalcommons.pittstate.edu/posters_2019/45
92. Müller G (2020) Rohrbach: 14 Monate altes Kind in verriegeltem Auto gefangen - Zweibrücken. URL: https://www.rheinpfalz.de/lokal/zweibruecken_artikel,-rohrbach-14-monate-altes-kind-in-verriegeltem-auto-gefangen-_arid,5084639.html (abgerufen am 12.03.2021)
93. Niewerth HJ, Wiater A, Scholle S, Hederer B, Hoch B, Schäfer T (1998) Wertigkeit periodischer Atmung im Säuglingsalter. *Somnologie-Schlafforschung und Schlafmedizin* 2:140–147
94. Novoselova EG, Fesenko EE, Makar VR, Sadovnikov VB (1999) Microwaves and cellular immunity: II. Immunostimulating effects of microwaves and naturally occurring antioxidant nutrients. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics* 49:37–41

95. Null J (2019) Pediatric Vehicular Heatstroke Deaths. 47th Conference Broadcast Meteorology/5th Conference on Weather Warnings and Communications
96. Nyqvist KH, Lutes LM (1998) Co-bedding Twins: A Developmentally Supportive Care Strategy. *Journal of Obstetric, Gynecologic, & Neonatal Nursing* 27:450–456
97. Oostwoud Sinne-bedsje Standard 3144/3145 - Oostwoud. URL: <https://www.oostwoud.de/produkte/sinne-bedsje-standard-3144-3145/> (abgerufen am 09.03.2021)
98. Parisi C, Hesse N, Tacke U, Pujades Rocamora S, Blaschek A, Hadders-Algra M, Black MJ, Heinen F, Müller-Felber W, Schroeder AS (2020) Analyse der Spontanmotorik im 1. Lebensjahr: Markerlose 3-D-Bewegungserfassung zur Früherkennung von Entwicklungsstörungen. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz* 63:881–890
99. Patel M, Mohr M, Lake D, Delos J, Moorman JR, Sinkin RA, Kattwinkel J, Fairchild K (2016) Clinical associations with immature breathing in preterm infants: part 2—periodic breathing. *Pediatric research* 80:28–34
100. Pierrat V, Marchand-Martin L, Arnaud C, Kaminski M, Resche-Rigon M, Lebeaux C, Bodeau-Livinec F, Morgan AS, Goffinet F, Marret S, Ancel P-Y (2017) Neurodevelopmental outcome at 2 years for preterm children born at 22 to 34 weeks' gestation in France in 2011: EPIPAGE-2 cohort study. *BMJ* 358:<https://doi.org/10.1136/bmj.j3448>
101. Poets CF, Wiechers C, Rüdiger M (2019) Optimale Entlassung sehr unreifer Frühgeborener. *Monatsschrift Kinderheilkunde* 167:26–33
102. Poets CF, Bohnhorst B, Kerst G (2020) Therapie idiopathischer Apnoen, Bradykardien und Hypoxämien bei Früh- und Reifgeborenen. AWMF-Leitlinien Nr. 024/013:1–17
103. Pöschl J, Gausepohl H-J (2020) Heidelberger Leitfaden für Neonatologie 2020. Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg
104. Proff H, Herausgeber (2019) Radar basiertes Sensorsystem zur Kindererkennung in verlassenen Fahrzeugen. Springer Gabler, Wiesbaden
105. Provine RR, Tate BC, Geldmacher LL (1987) Yawning: no effect of 3–5% CO₂, 100% O₂, and exercise. *Behavioral and Neural Biology* 48:382–393
106. Provine RR (2005) Yawning: the yawn is primal, unstoppable and contagious, revealing the evolutionary and neural basis of empathy and unconscious behavior. *American scientist* 93:532–539
107. Radzievsky AA, Rojavin MA, Cowan A, Ziskin MC (1999) Suppression of Pain Sensation Caused by Millimeter Waves: A Double-Blinded, Cross-Over, Prospective Human Volunteer Study. *Anesthesia & Analgesia* 88:836–840
108. Riccabona M, Beer M, Mentzel H-J, Herausgeber (2019) Bildgebung des Thorax bei Neugeborenen und Kleinkindern. 1. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
109. Ritchie H, Roser M (2018) Causes of death. URL: <https://ourworldindata.org/grapher/causes-of-death-in-children-under-5> (abgerufen am 22.07.2021)

110. Rosenecker J, Herausgeber (2014) Pädiatrische Differenzialdiagnostik. 1. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
111. Rosien U, Layer P (2017) Facharztwissen Gastroenterologie. 1. edition. Elsevier Health Sciences, Amsterdam
112. Rutte R, Sturm S (2003) Atemtherapie. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg
113. Sato S, Ishida-Nakajima W, Ishida A, Kawamura M, Miura S, Ono K, Inagaki N, Takada G, Takahashi T (2010) Assessment of a new piezoelectric transducer sensor for noninvasive cardiorespiratory monitoring of newborn infants in the NICU. *Neonatology* 98:179–190
114. Schiefer J (2018) Schlaf und Epilepsie. *Zeitschrift für Epileptologie* 31:12–21
115. Schindhelm F, Fox H, Oldenburg O, Horstkotte D, Bitter T (2018) Cheyne-Stokes-Atmung. *Somnologie* 22:45–66
116. Schmidt B, Asztalos EV, Roberts RS (2003) Impact of Bronchopulmonary Dysplasia, Brain Injury, and Severe Retinopathy on the Outcome of Extremely Low-Birth-Weight Infants at 18 Months: Results From the Trial of Indomethacin Prophylaxis in Preterms. *JAMA* 289:1124–1129
117. Shimabukuro R, Takase K, Ohde S, Kusakawa I (2017) Handheld fetal Doppler device for assessing heart rate in neonatal resuscitation. *Pediatrics International* 59:1069–1073
118. Singh M, Ramachandran G (1991) Reconstruction of sequential cardiac in-plane displacement patterns on the chest wall by laser speckle interferometry. *IEEE transactions on biomedical engineering* 38:483–489
119. Skolnik MI (1962) Introduction to radar. McGraw-Hill New York, San Francisco
120. Smits A, van den Anker JN, Allegaert K (2017) Clinical pharmacology of analgosedatives in neonates: ways to improve their safe and effective use. *Journal of Pharmacy and Pharmacology* 69:350–360
121. Speer CP, Gahr M, Dötsch J, Herausgeber (2019) Pädiatrie. 5. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
122. Stephenson R, Mohan RM, Duffin J, Jarsky TM (2000) Circadian rhythms in the chemoreflex control of breathing. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 278:282–286
123. Stigelmeyer GmbH & Co. KG Idaro - Wiege für Krankenhäuser. URL: <https://www.medicaexpo.de/prod/stiegelmeier-gmbh-co-kg/product-68959-448308.html> (abgerufen am 22.05.2021)
124. Tatarinov D, Karahasanovic U, Schröder U, Gomez O (2017) Time dependent detection analysis for a virtual radar analysis tool. 18th International Radar Symposium (IRS) 1:1–9
125. Tatarinov D, Watgen C, Larsen P, Karahasanovic U, Lemoine F (2019) Method and System for Breathing Monitoring. Patentnummer WO/2019/081619. European Patent Office. URL: <https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2019081619> (abgerufen am 30.10.2021).

126. te Pas AB, Wong C, Kamlin COF, Dawson JA, Morley CJ, Davis PG (2009) Breathing patterns in preterm and term infants immediately after birth. *Pediatric research* 65:352–356
127. Teising D, Jipp H (2009) Neonatologische und pädiatrische Intensivpflege: Praxisleitfaden und Lernbuch. 4. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
128. Tran HP (2008) Entwicklung und Realisierung eines echtzeitfähigen Millimeterwellen-Abbildungssystems für Nahbereichsanwendungen. Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen
129. Tsuzuki-Hayakawa K, Tochihara Y, Ohnaka T (1995) Thermoregulation during heat exposure of young children compared to their mothers. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 72:12–17
130. van Gestel AJR, Teschler H, Herausgeber (2010) Physiotherapie bei chronischen Atemwegs- und Lungenerkrankungen: Evidenzbasierte Praxis. 1. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
131. von Mutius E, Gappa M, Eber E, Frey U, Herausgeber (2013) Pädiatrische Pneumologie. 3. edition. Springer, Berlin, Heidelberg
132. von Schweinitz D, Ure B, Herausgeber (2019) Kinderchirurgie - Viszerale und allgemeine Chirurgie des Kindesalters. Springer, Berlin, Heidelberg
133. WELT (2018) Kleinkind allein im Auto gelassen: Passanten rufen Polizei. URL: <https://www.welt.de/regionales/rheinland-pfalz-saarland/article181719500/Kleinkind-allein-im-Auto-gelassen-Passanten-rufen-Polizei.html> (abgerufen am 09.03.2021)
134. WELT (2019) New York: Vater vergisst Zwillinge bei Hitze im Auto – beide tot. URL: <https://www.welt.de/vermischtes/article197572737/New-York-Vater-vergisst-Zwillinge-bei-Hitze-im-Auto-beide-tot.html> (abgerufen am 09.03.2021)
135. Werth J (2019) On the automated analysis of preterm infant sleep states from electrocardiography. Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven
136. Wiesener H, Herausgeber (2012) Einführung in die Entwicklungsphysiologie des Kindes. Springer, Berlin, Heidelberg
137. Wolke D, Schulz J, Meyer R (2001) Entwicklungslangzeitfolgen bei ehemaligen, sehr unreifen Frühgeborenen Bayerische Entwicklungsstudie. *Monatsschrift Kinderheilkunde* 149:53–61
138. World Health Organization (2017) Number of deaths (thousands) among children under 5 years by cause, 2017. URL: https://www.who.int/gho/child_health/mortality/child_health_004.png (abgerufen am 12.02.2022). WHOURL: https://www.who.int/gho/child_health/mortality/child_health_004.png
139. Yang Z, Pathak PH, Zeng Y, Liran X, Mohapatra P (2017) Vital sign and sleep monitoring using millimeter wave. *ACM Transactions on Sensor Networks (TOSN)* 13:1–32
140. Yong SK, Chong C-C (2006) An overview of multigigabit wireless through millimeter wave technology: Potentials and technical challenges. *EURASIP journal on wireless communications and networking* 2007:1–10

Anhang

Anhang 1: Probanden Ergebnisse: Zeilenanzahl, Messdauer und fehlende Zeilen (VitaSense)

Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 und 4 geben die Dauer der aufgezeichneten Messung in Zeiteinheiten an. Spalte 6 gibt den Anteil der fehlenden Zeilen an der gesamten Messung an. Die Zeilen 41 – 43 geben den Median, Mittelwert und Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen pro Messung	Messdauer [min]	Messdauer [s]	Anzahl der fehlenden Zeilen	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	23584	24,57	1474	0	0,00
1.0.0.63.4.2	23776	24,77	1486	16	0,07
1.0.0.64.4.3	24016	25,02	1501	0	0,00
2.1.0.62.4.1	4144	4,32	259	0	0,00
2.1.0.62.4.2	23872	24,87	1492	128	0,54
2.1.0.63.4.3	23856	24,85	1491	128	0,54
2.1.0.64.4.4	23936	24,93	1496	0	0,00
3.0.1.9.0.1	23936	24,93	1496	112	0,47
3.0.1.10.0.2	3769	3,93	236	0	0,00
3.0.1.10.0.3	23904	24,90	1494	112	0,47
3.0.1.11.0.4	23856	24,85	1491	32	0,13
4.0.1.7.0.1	23952	24,95	1497	16	0,07
4.0.1.10.0.2	23888	24,88	1493	112	0,47
4.0.1.11.0.3	23824	24,82	1489	48	0,20
5.0.0.90.0.1	23856	24,85	1491	32	0,13
5.0.0.91.0.2	23840	24,83	1490	32	0,13
5.0.0.92.0.3	23824	24,82	1489	176	0,74
6.0.0.90.0.1	23840	24,83	1490	16	0,07
6.0.0.91.0.2	23840	24,83	1490	16	0,07
6.0.0.92.0.3	23808	24,80	1488	192	0,81
7.0.1.13.0.1	23712	24,70	1482	208	0,88
7.0.1.14.0.2	24000	25,00	1500	0	0,00
7.0.1.15.0.3	24000	25,00	1500	0	0,00
8.1.1.13.0.1	24016	25,02	1501	0	0,00
8.1.1.14.0.2	23984	24,98	1499	0	0,00
8.1.1.15.0.3	24000	25,00	1500	0	0,00
9.0.0.16.0.1	24016	25,02	1501	0	0,00
9.0.0.17.0.2	23936	24,93	1496	80	0,33
9.0.0.20.0.3	23792	24,78	1487	224	0,94
10.1.0.48.0.1	24016	25,02	1501	0	0,00
10.1.0.49.0.2	24000	25,00	1500	0	0,00
10.1.0.52.0.3	23824	24,82	1489	16	0,07
11.0.0.51.0.1	23840	24,83	1490	0	0,00
11.0.0.52.0.2	24000	25,00	1500	16	0,07
11.0.0.53.0.3	24000	25,00	1500	0	0,00
12.0.1.27.0.1	23856	24,85	1491	16	0,07
12.0.1.28.0.2	24016	25,02	1501	16	0,07
12.0.1.29.0.3	24016	25,02	1501	0	0,00
Median	23880	24,88	1493	16	0,07
Mittelwert	22851	23,80	1428	45,89	0,19
SEM	732,4	0,76	45,77	10,85	0,05

Anhang 2: Probanden Ergebnisse: Erkennung (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Daten des VitaSense-Systems bezüglich der Erkennungszeit. Spalte 1 zeigt die Messung an. Spalte 2 und 3 geben die Erkennung in Zeilen und in Sekunden an. Die Zeilen 41 – 43 zeigen den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 und 3 an.

Messung-ID	Zeilen bis Erkennung	Erkennungsdauer [s]
1.0.0.62.4.1	240	15
1.0.0.63.4.2	240	15
1.0.0.64.4.3	256	16
2.1.0.62.4.1	240	15
2.1.0.62.4.2	240	15
2.1.0.63.4.3	240	15
2.1.0.64.4.4	240	15
3.0.1.9.0.1	336	21
3.0.1.10.0.2	288	18
3.0.1.10.0.3	240	15
3.0.1.11.0.4	256	16
4.0.1.7.0.1	240	15
4.0.1.10.0.2	240	15
4.0.1.11.0.3	240	15
5.0.0.90.0.1	240	15
5.0.0.91.0.2	240	15
5.0.0.92.0.3	240	15
6.0.0.90.0.1	256	16
6.0.0.91.0.2	240	15
6.0.0.92.0.3	240	15
7.0.1.13.0.1	240	15
7.0.1.14.0.2	272	17
7.0.1.15.0.3	240	15
8.1.1.13.0.1	240	15
8.1.1.14.0.2	256	16
8.1.1.15.0.3	240	15
9.0.0.16.0.1	240	15
9.0.0.17.0.2	240	15
9.0.0.20.0.3	240	15
10.1.0.48.0.1	240	15
10.1.0.49.0.2	256	16
10.1.0.52.0.3	240	15
11.0.0.51.0.1	240	15
11.0.0.52.0.2	240	15
11.0.0.53.0.3	240	15
12.0.1.27.0.1	240	15
12.0.1.28.0.2	240	15
12.0.1.29.0.3	240	15
Median	240	15
Mittelwert	246,70	15,42
SEM	2,93	0,18

Anhang

Anhang 3: Probanden Ergebnisse: Signalintensität des R-Wertes (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Daten des VitaSense-Systems bezüglich der Signalintensität des R-Wertes. Spalte 1 zeigt die Messung an. Spalte 2 die Anzahl der Zeilen in Sättigung an und 3 den prozentualen Anteil. Spalte 4 gibt den prozentualen Anteil der ungesättigten Signale an. Spalte 5 zeigt den Anteil der ungesättigten Signale an den Ruhephasen der Messungen an. Die Zeilen 41 – 43 zeigen den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 bis 5 an.

Messung-ID	Sättigung	Anteil [%]	Anteil ungesättigte Signale [%]	Anteil Ruhephase [%]
1.0.0.62.4.1	22232	94,27	5,73	67,23
1.0.0.63.4.2	4772	20,07	79,93	62,31
1.0.0.64.4.3	7578	31,55	68,45	81,65
2.1.0.62.4.1	1828	44,11	55,89	99,23
2.1.0.62.4.2	15589	65,30	34,70	92,23
2.1.0.63.4.3	16346	68,52	31,48	46,55
2.1.0.64.4.4	19221	80,30	19,70	60,70
3.0.1.9.0.1	7570	31,63	68,37	82,62
3.0.1.10.0.2	0	0,00	100,00	42,69
3.0.1.10.0.3	3372	14,11	85,89	84,87
3.0.1.11.0.4	2978	12,48	87,52	39,37
4.0.1.7.0.1	1782	7,44	92,56	49,37
4.0.1.10.0.2	11138	46,63	53,37	84,39
4.0.1.11.0.3	3950	16,58	83,42	82,09
5.0.0.90.0.1	14051	58,90	41,10	47,37
5.0.0.91.0.2	9021	37,84	62,16	59,40
5.0.0.92.0.3	11553	48,49	51,51	72,48
6.0.0.90.0.1	15372	64,48	35,52	39,93
6.0.0.91.0.2	6435	26,99	73,01	77,38
6.0.0.92.0.3	11194	47,02	52,98	57,12
7.0.1.13.0.1	5203	21,94	78,06	93,72
7.0.1.14.0.2	3393	14,14	85,86	77,40
7.0.1.15.0.3	670	2,79	97,21	95,73
8.1.1.13.0.1	9498	39,55	60,45	75,88
8.1.1.14.0.2	7490	31,23	68,77	75,52
8.1.1.15.0.3	2331	9,71	90,29	88,00
9.0.0.16.0.1	2433	10,13	89,87	5,33
9.0.0.17.0.2	6843	28,59	71,41	66,18
9.0.0.20.0.3	4886	20,54	79,46	77,34
10.1.0.48.0.1	11068	46,09	53,91	79,75
10.1.0.49.0.2	7095	29,56	70,44	81,20
10.1.0.52.0.3	4767	20,01	79,99	85,29
11.0.0.51.0.1	12189	51,13	48,87	78,52
11.0.0.52.0.2	13086	54,53	45,48	2,87
11.0.0.53.0.3	4753	19,80	80,20	88,07
12.0.1.27.0.1	13775	57,74	42,26	17,37
12.0.1.28.0.2	3712	15,46	84,54	54,83
12.0.1.29.0.3	19366	80,64	19,36	70,69
Median	7293	31,39	68,61	75,70
Mittelwert	8383	36,06	63,94	66,91
SEM	926,5	3,82	3,82	3,84

Anhang 4: Probanden Ergebnisse: Transienten (VitaSense) – gesamte Messung

Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die dritte Spalte gibt den Anteil der aufgetretenen Transienten an der gesamten Messung an. Die Spalten 4 – 7 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 5 und 7 beziehen sich auf Spalte 2. Die Spalte 8 bezieht sich auf die gesamte Messdauer. Die Zeilen 41 – 43 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 8 an. Die Angaben die Sättigung betreffend beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Transienten (gesamte Messung)	Anteil [%]	Transienten ohne Sättigung	Anteil [%]	Transienten in Sättigung	Anteil [%]	Anteil gesättigter Transienten [%]
1.0.0.62.4.1	7728	32,77	246	3,18	7482	96,82	31,72
1.0.0.63.4.2	8960	37,69	6066	67,70	2894	32,30	12,17
1.0.0.64.4.3	4406	18,35	861	19,54	3545	80,46	14,76
2.1.0.62.4.1	32	0,77	6	18,75	26	81,25	0,63
2.1.0.62.4.2	1855	7,77	318	17,14	1537	82,86	6,44
2.1.0.63.4.3	12752	53,45	4540	35,60	8212	64,40	34,42
2.1.0.64.4.4	9408	39,30	510	5,42	8898	94,58	37,17
3.0.1.9.0.1	4160	17,38	1338	32,16	2822	67,84	11,79
3.0.1.10.0.2	2160	57,31	2160	100,00	0	0,00	0,00
3.0.1.10.0.3	3616	15,13	2392	66,15	1224	33,85	5,12
3.0.1.11.0.4	14464	60,63	12700	87,80	1764	12,20	7,39
4.0.1.7.0.1	12128	50,63	10807	89,11	1321	10,89	5,52
4.0.1.10.0.2	3728	15,61	1198	32,14	2530	67,86	10,59
4.0.1.11.0.3	4266	17,91	2251	52,77	2015	47,23	8,46
5.0.0.90.0.1	12556	52,63	4274	34,04	8282	65,96	34,72
5.0.0.91.0.2	9680	40,60	1926	19,90	7754	80,10	32,53
5.0.0.92.0.3	6556	27,52	1081	16,49	5475	83,51	22,98
6.0.0.90.0.1	14320	60,07	2462	17,19	11858	82,81	49,74
6.0.0.91.0.2	5392	22,62	1452	26,93	3940	73,07	16,53
6.0.0.92.0.3	10208	42,88	2015	19,74	8193	80,26	34,41
7.0.1.13.0.1	1488	6,28	666	44,76	822	55,24	3,47
7.0.1.14.0.2	5424	22,60	2885	53,19	2539	46,81	10,58
7.0.1.15.0.3	1024	4,27	477	46,58	547	53,42	2,28
8.1.1.13.0.1	5792	24,12	1848	31,91	3944	68,09	16,42
8.1.1.14.0.2	5872	24,48	1099	18,72	4773	81,28	19,90
8.1.1.15.0.3	2880	12,00	1328	46,11	1552	53,89	6,47
9.0.0.16.0.1	22736	94,67	20413	89,78	2323	10,22	9,67
9.0.0.17.0.2	8096	33,82	2709	33,46	5387	66,54	22,51
9.0.0.20.0.3	5392	22,66	1700	31,53	3692	68,47	15,52
10.1.0.48.0.1	4864	20,25	1132	23,27	3732	76,73	15,54
10.1.0.49.0.2	4512	18,80	1571	34,82	2941	65,18	12,25
10.1.0.52.0.3	3504	14,71	1440	41,10	2064	58,90	8,66
11.0.0.51.0.1	5120	21,48	1038	20,27	4082	79,73	17,12
11.0.0.52.0.2	23312	97,13	10248	43,96	13064	56,04	54,43
11.0.0.53.0.3	2864	11,93	764	26,68	2100	73,32	8,75
12.0.1.27.0.1	19712	82,63	7684	38,98	12028	61,02	50,42
12.0.1.28.0.2	10848	45,17	7931	73,11	2917	26,89	12,15
12.0.1.29.0.3	7040	29,31	847	12,03	6193	87,97	25,79
Median	5608	24,30	1636	32,81	3243	67,19	13,51
Mittelwert	7601	33,09	3273	38,74	4328	61,26	18,13
SEM	918	3,84	682,70	3,97	551,10	3,97	2,31

Anhang 5: Probanden Ergebnisse: Transient Bewegung (VitaSense)

Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen (n = 38). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist (n = 36). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Bewegung	Bewegung ohne Sättigung	Anteil [%]	Bewegung in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	16	0	0,00	16	100,00
1.0.0.63.4.2	1008	164	16,27	844	83,73
1.0.0.64.4.3	2128	356	16,73	1772	83,27
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	1167	92	7,88	1075	92,12
2.1.0.63.4.3	9776	2590	26,49	7186	73,51
2.1.0.64.4.4	8368	491	5,87	7877	94,13
3.0.1.9.0.1	1248	568	45,51	680	54,49
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	512	92	17,97	420	82,03
3.0.1.11.0.4	2768	2175	78,58	593	21,42
4.0.1.7.0.1	1133	757	66,81	376	33,19
4.0.1.10.0.2	1408	254	18,04	1154	81,96
4.0.1.11.0.3	3002	1995	66,46	1007	33,54
5.0.0.90.0.1	4368	955	21,86	3413	78,14
5.0.0.91.0.2	3824	595	15,56	3229	84,44
5.0.0.92.0.3	2176	463	21,28	1713	78,72
6.0.0.90.0.1	5104	683	13,38	4421	86,62
6.0.0.91.0.2	976	236	24,18	740	75,82
6.0.0.92.0.3	1936	863	44,58	1073	55,42
7.0.1.13.0.1	992	326	32,86	666	67,14
7.0.1.14.0.2	1536	522	33,98	1014	66,02
7.0.1.15.0.3	608	350	57,57	258	42,43
8.1.1.13.0.1	2128	929	43,66	1199	56,34
8.1.1.14.0.2	3008	458	15,23	2550	84,77
8.1.1.15.0.3	1744	816	46,79	928	53,21
9.0.0.16.0.1	1168	631	54,02	537	45,98
9.0.0.17.0.2	5216	1827	35,03	3389	64,97
9.0.0.20.0.3	736	367	49,86	369	50,14
10.1.0.48.0.1	1280	470	36,72	810	63,28
10.1.0.49.0.2	2384	1324	55,54	1060	44,46
10.1.0.52.0.3	624	443	70,99	181	29,01
11.0.0.51.0.1	1600	382	23,88	1218	76,13
11.0.0.52.0.2	2496	680	27,24	1816	72,76
11.0.0.53.0.3	1712	184	10,75	1528	89,25
12.0.1.27.0.1	672	287	42,71	385	57,29
12.0.1.28.0.2	848	708	83,49	140	16,51
12.0.1.29.0.3	3856	478	12,40	3378	87,60
Median	1568,00	474,00	30,05	1011,00	69,95
Mittelwert gesamt	2198,00	645,00	-	1553,00	-
Mittelwert Transient	2320,00	680,90	34,45	1639,00	65,55
SEM gesamt	342,30	97,85	-	291,60	-
SEM Transient	350,20	99,94	3,64	301,40	3,64

Anhang 6: Probanden Ergebnisse: Transient Schluckauf (VitaSense)

Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 4$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Schluckauf	Schluckauf ohne Sättigung	Anteil [%]	Schluckauf in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	5616	218	3,88	5398	96,12
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	0	0	-	0	-
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	0	0	-	0	-
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	0	0	-	0	-
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
6.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	448	50	11,16	398	88,84
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	0	0	-	0	-
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	9392	3417	36,38	5975	63,62
12.0.1.28.0.2	944	367	38,88	577	61,12
12.0.1.29.0.3	0	0	-	0	-
Median	0,00	0,00	23,77	0,00	76,23
Mittelwert gesamt	431,60	106,60	-	324,90	-
Mittelwert Transient	4100,00	1013,00	22,58	3087,00	77,43
SEM gesamt	284,50	90,16	-	208,80	-
SEM Transient	2113,00	803,90	8,83	1506,00	8,83

Anhang 7: Probanden Ergebnisse: Transient Gähnen (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 29$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Gähnen	Gähnen ohne Sättigung	Anteil [%]	Gähnen in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	48	16	33,33	32	66,67
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	1120	31	2,77	1089	97,23
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	16	0	0,00	16	100,00
2.1.0.63.4.3	32	0	0,00	32	100,00
2.1.0.64.4.4	624	19	3,04	605	96,96
3.0.1.9.0.1	1024	141	13,77	883	86,23
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	16	7	43,75	9	56,25
3.0.1.11.0.4	320	206	64,38	114	35,63
4.0.1.7.0.1	16	1	6,25	15	93,75
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	576	54	9,38	522	90,63
5.0.0.90.0.1	3680	501	13,61	3179	86,39
5.0.0.91.0.2	16	0	0,00	16	100,00
5.0.0.92.0.3	1664	328	19,71	1336	80,29
6.0.0.90.0.1	1776	124	6,98	1652	93,02
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	3488	492	14,11	2996	85,89
7.0.1.13.0.1	176	56	31,82	120	68,18
7.0.1.14.0.2	992	215	21,67	777	78,33
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	2880	384	13,33	2496	86,67
8.1.1.14.0.2	224	0	0,00	224	100,00
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	272	134	49,26	138	50,74
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	1264	157	12,42	1107	87,58
10.1.0.49.0.2	240	2	0,83	238	99,17
10.1.0.52.0.3	304	30	9,87	274	90,13
11.0.0.51.0.1	1984	297	14,97	1687	85,03
11.0.0.52.0.2	2256	118	5,23	2138	94,77
11.0.0.53.0.3	16	0	0,00	16	100,00
12.0.1.27.0.1	1296	145	11,19	1151	88,81
12.0.1.28.0.2	704	382	54,26	322	45,74
12.0.1.29.0.3	2128	164	7,71	1964	92,29
Median	256,00	24,50	11,19	181,00	88,81
Mittelwert gesamt	767,20	105,40	-	661,80	-
Mittelwert Transient	1005,00	138,10	15,99	867,20	84,01
SEM gesamt	167,20	23,81	-	147,40	-
SEM Transient	199,70	28,65	3,26	176,80	3,26

Anhang 8: Probanden Ergebnisse: Transient Weinen (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 4$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Weinen	Weinen ohne Sättigung	Anteil [%]	Weinen in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	544	4	0,74	540	99,26
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	0	0	-	0	-
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	0	0	-	0	-
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	0	0	-	0	-
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	5312	937	17,64	4375	82,36
5.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
6.0.0.90.0.1	208	0	0,00	208	100,00
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	0	0	-	0	-
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	0	0	-	0	-
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	432	71	16,44	361	83,56
Median	0	0	8,59	0	91,41
Mittelwert gesamt	170,90	26,63	-	144,30	-
Mittelwert Transient	1624,00	253,00	8,71	1371,00	91,30
SEM gesamt	140,20	24,68	-	115,70	-
SEM Transient	1231,00	228,60	4,82	1004,00	4,82

Anhang 9: Probanden Ergebnisse: Transient Grunzen (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 26$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Grunzen	Grunzen ohne Sättigung	Anteil [%]	Grunzen in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	16	0	0,00	16	100,00
1.0.0.63.4.2	816	159	19,49	657	80,51
1.0.0.64.4.3	438	0	0,00	438	100,00
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	64	0	0,00	64	100,00
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	352	61	17,33	291	82,67
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	16	16	100,00	0	0,00
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	32	0	0,00	32	100,00
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	16	0	0,00	16	100,00
5.0.0.92.0.3	2668	269	10,08	2399	89,92
6.0.0.90.0.1	4592	887	19,32	3705	80,68
6.0.0.91.0.2	2864	561	19,59	2303	80,41
6.0.0.92.0.3	3552	596	16,78	2956	83,22
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	2288	384	16,78	1904	83,22
8.1.1.15.0.3	800	312	39,00	488	61,00
9.0.0.16.0.1	720	327	45,42	393	54,58
9.0.0.17.0.2	1216	153	12,58	1063	87,42
9.0.0.20.0.3	4640	1317	28,38	3323	71,62
10.1.0.48.0.1	512	99	19,34	413	80,66
10.1.0.49.0.2	1088	141	12,96	947	87,04
10.1.0.52.0.3	2512	960	38,22	1552	61,78
11.0.0.51.0.1	1536	359	23,37	1177	76,63
11.0.0.52.0.2	2368	132	5,57	2236	94,43
11.0.0.53.0.3	608	94	15,46	514	84,54
12.0.1.27.0.1	816	114	13,97	702	86,03
12.0.1.28.0.2	2304	876	38,02	1428	61,98
12.0.1.29.0.3	16	0	0,00	16	100,00
Median	395,00	38,50	16,78	342,00	83,22
Mittelwert gesamt	969,70	205,70	-	764,00	-
Mittelwert Transient	1417,00	300,70	19,68	1117,00	80,32
SEM gesamt	216,20	52,98	-	170,60	-
SEM Transient	275,30	70,21	4,12	217,20	4,12

Anhang 10: Probanden Ergebnisse: Transient Quengeln (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 18$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Quengeln	Quengeln ohne Sättigung	Anteil [%]	Quengeln in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	0	0	-	0	-
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	16	6	37,50	10	62,50
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	16	0	0,00	16	100,00
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	528	5	0,95	523	99,05
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	576	83	14,41	493	85,59
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	576	292	50,69	284	49,31
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	608	154	25,33	454	74,67
5.0.0.90.0.1	924	92	9,96	832	90,04
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	16	4	25,00	12	75,00
6.0.0.90.0.1	1232	149	12,09	1083	87,91
6.0.0.91.0.2	1280	383	29,92	897	70,08
6.0.0.92.0.3	1232	64	5,19	1168	94,81
7.0.1.13.0.1	304	268	88,16	36	11,84
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	464	245	52,80	219	47,20
8.1.1.14.0.2	0	0	-	0	-
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	1024	489	47,75	535	52,25
9.0.0.17.0.2	1664	729	43,81	935	56,19
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	1808	406	22,46	1402	77,54
10.1.0.49.0.2	784	88	11,22	696	88,78
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	176	98	55,68	78	44,32
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	0	0	-	0	-
Median	0	0	25,17	0	74,84
Mittelwert gesamt	348,10	93,55	-	254,60	-
Mittelwert Transient	734,90	197,50	29,61	537,40	70,39
SEM gesamt	85,49	27,32	-	65,55	-
SEM Transient	129,80	47,14	5,52	103,90	5,52

Anhang 11: Probanden Ergebnisse: Transient Spucken (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen (n = 38). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist (n = 1). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Spucken	Spucken ohne Sättigung	Anteil [%]	Spucken in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	0	0	-	0	-
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	0	0	-	0	-
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	0	0	-	0	-
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	0	0	-	0	-
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
6.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	0	0	-	0	-
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	0	0	-	0	-
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	16	0	0,00	16	100,00
Median	0,00	0,00	0,00	0,00	100,00
Mittelwert gesamt	0,42	0,00	-	0,42	-
Mittelwert Transient	16,00	0,00	0,00	16,00	100,00
SEM gesamt	0,42	0,00	-	0,42	-
SEM Transient	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Anhang 12: Probanden Ergebnisse: Transient Husten (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen (n = 38). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist (n = 3). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Husten	Husten ohne Sättigung	Anteil [%]	Husten in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	0	0	-	0	-
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	16	0	0,00	16	100,00
3.0.1.9.0.1	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	0	0	-	0	-
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	0	0	-	0	-
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	0	0	-	0	-
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
6.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	0	0	-	0	-
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	64	7	10,94	57	89,06
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	0	0	-	0	-
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	16	0	0,00	16	100,00
Median	0,00	0,00	0,00	0,00	100,00
Mittelwert gesamt	2,53	0,18	-	2,34	-
Mittelwert Transient	32,00	2,33	3,65	29,67	96,35
SEM gesamt	1,76	0,18	-	1,59	-
SEM Transient	16,00	2,33	3,65	13,67	3,65

Anhang 13: Probanden Ergebnisse: Transient Personen mit Abstand unter 25 cm (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 17$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Personen < 25 cm	Personen < 25 cm ohne Sättigung	Anteil [%]	Personen < 25 cm in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	1488	8	0,54	1480	99,46
1.0.0.63.4.2	400	208	52,00	192	48,00
1.0.0.64.4.3	720	474	65,83	246	34,17
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	608	226	37,17	382	62,83
2.1.0.63.4.3	144	21	14,58	123	85,42
2.1.0.64.4.4	400	0	0,00	400	100,00
3.0.1.9.0.1	16	0	0,00	16	100,00
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	1632	1631	99,94	1	0,06
3.0.1.11.0.4	5168	4917	95,14	251	4,86
4.0.1.7.0.1	0	0	-	0	-
4.0.1.10.0.2	688	427	62,06	261	37,94
4.0.1.11.0.3	16	16	100,00	0	0,00
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
6.0.0.90.0.1	1408	619	43,96	789	56,04
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	2448	2098	85,70	350	14,30
7.0.1.15.0.3	416	127	30,53	289	69,47
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	144	144	100,00	0	0,00
8.1.1.15.0.3	16	16	100,00	0	0,00
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	0	0	-	0	-
12.0.1.27.0.1	0	0	-	0	-
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	576	134	23,26	442	76,74
Median	0,00	0,00	52,00	0,00	48,00
Mittelwert gesamt	428,60	291,20	-	137,40	-
Mittelwert Transient	958,10	650,90	53,57	307,20	46,43
SEM gesamt	157,30	143,50	-	46,55	-
SEM Transient	310,30	303,00	9,29	89,11	9,29

Anhang 14: Probanden Ergebnisse: Transient Personen mit Abstand zwischen 25 cm und 52 cm (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 13$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Personen 25 cm - 50 cm	Personen 25 cm - 50 cm ohne Sättigung	Anteil [%]	Personen 25 cm - 50 cm in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	0	0	-	0	-
1.0.0.63.4.2	0	0	-	0	-
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	1280	612	47,81	668	52,19
3.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
3.0.1.10.0.3	0	0	-	0	-
3.0.1.11.0.4	0	0	-	0	-
4.0.1.7.0.1	16	16	100,00	0	0,00
4.0.1.10.0.2	1632	517	31,68	1115	68,32
4.0.1.11.0.3	32	32	100,00	0	0,00
5.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
5.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
5.0.0.92.0.3	16	1	6,25	15	93,75
6.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
6.0.0.91.0.2	272	272	100,00	0	0,00
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	16	16	100,00	0	0,00
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	320	290	90,63	30	9,38
8.1.1.14.0.2	192	97	50,52	95	49,48
8.1.1.15.0.3	320	184	57,50	136	42,50
9.0.0.16.0.1	0	0	-	0	-
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	0	0	-	0	-
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	16	16	100,00	0	0,00
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	0	0	-	0	-
11.0.0.53.0.3	48	48	100,00	0	0,00
12.0.1.27.0.1	16	16	100,00	0	0,00
12.0.1.28.0.2	0	0	-	0	-
12.0.1.29.0.3	0	0	-	0	-
Median	0,00	0,00	100,00	0,00	0,00
Mittelwert gesamt	109,90	55,71	-	54,18	-
Mittelwert Transient	321,20	162,80	75,72	158,40	24,28
SEM gesamt	54,42	22,78	-	33,80	-
SEM Transient	145,00	56,77	9,08	94,46	9,08

Anhang 15: Probanden Ergebnisse: Transient Personen mit Abstand über 100 cm (VitaSense)

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des VitaSense-Systems. Spalte 1 zeigt die jeweilige Messung an. Spalte 2 zeigt die gesamte Anzahl an beobachteten Zeilen an. Die Spalten 3 – 6 differenzieren diese in gesättigte und ungesättigte Bereiche. Spalte 4 und 6 beziehen sich auf Spalte 2. Die Zeilen 41 – 45 geben den Median, den Mittelwert und den Standardfehler der Spalten 2 – 6 an. Der Mittelwert gesamt und der Standardfehler gesamt beziehen sich auf alle Probandenmessungen ($n = 38$). Der Mittelwert Transient und der Standardfehler Transient beziehen sich auf die Anzahl der Messungen, in denen der Transient aufgetreten ist ($n = 17$). Die Angaben bezüglich der Sättigung beziehen sich auf den R-Wert.

Messung-ID	Anzahl Zeilen Personen > 100 cm	Personen > 100 cm ohne Sättigung	Anteil [%]	Personen > 100 cm in Sättigung	Anteil [%]
1.0.0.62.4.1	0	0	-	0	-
1.0.0.63.4.2	6736	5535	82,17	1201	17,83
1.0.0.64.4.3	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.1	0	0	-	0	-
2.1.0.62.4.2	0	0	-	0	-
2.1.0.63.4.3	2784	1929	69,29	855	30,71
2.1.0.64.4.4	0	0	-	0	-
3.0.1.9.0.1	64	32	50,00	32	50,00
3.0.1.10.0.2	2160	2160	100,00	0	0,00
3.0.1.10.0.3	272	262	96,32	10	3,68
3.0.1.11.0.4	6208	5402	87,02	806	12,98
4.0.1.7.0.1	10371	9725	93,77	646	6,23
4.0.1.10.0.2	0	0	-	0	-
4.0.1.11.0.3	0	0	-	0	-
5.0.0.90.0.1	3584	2726	76,06	858	23,94
5.0.0.91.0.2	512	394	76,95	118	23,05
5.0.0.92.0.3	16	16	100,00	0	0,00
6.0.0.90.0.1	0	0	-	0	-
6.0.0.91.0.2	0	0	-	0	-
6.0.0.92.0.3	0	0	-	0	-
7.0.1.13.0.1	0	0	-	0	-
7.0.1.14.0.2	0	0	-	0	-
7.0.1.15.0.3	0	0	-	0	-
8.1.1.13.0.1	0	0	-	0	-
8.1.1.14.0.2	16	16	100,00	0	0,00
8.1.1.15.0.3	0	0	-	0	-
9.0.0.16.0.1	19552	18832	96,32	720	3,68
9.0.0.17.0.2	0	0	-	0	-
9.0.0.20.0.3	16	16	100,00	0	0,00
10.1.0.48.0.1	0	0	-	0	-
10.1.0.49.0.2	0	0	-	0	-
10.1.0.52.0.3	0	0	-	0	-
11.0.0.51.0.1	0	0	-	0	-
11.0.0.52.0.2	16192	9318	57,55	6874	42,45
11.0.0.53.0.3	480	438	91,25	42	8,75
12.0.1.27.0.1	7344	3607	49,11	3737	50,89
12.0.1.28.0.2	6048	5598	92,56	450	7,44
12.0.1.29.0.3	0	0	-	0	-
Median	0,00	0,00	91,25	0,00	8,75
Mittelwert gesamt	2167,00	1737,00	-	430,20	-
Mittelwert Transient	4844,00	3883,00	83,43	961,70	16,57
SEM gesamt	741,90	620,80	-	204,70	-
SEM Transient	1426,00	1213,00	4,27	429,60	4,27

Anhang 16: Infant Dummy Ergebnisse: Erkennungszeiten der Messreihen 1 – 3

Messreihe	Frequenz [1/min]	Amplitude	Stichprobenzahl (n)	Mittelwert	Standardfehler
<i>Messreihe 1: LD10c-1 im Wärmebett, Abstand 45 cm</i>	20	50	9	15,56	0,78
		100	9	15,11	0,20
		150	9	15,11	0,11
		200	9	15,22	0,15
		250	9	15,44	0,18
	35	50	9	15,44	0,24
		100	9	15,44	0,34
		150	9	14,89	0,20
		200	9	15,11	0,31
		250	9	15,33	0,17
	50	50	9	15,78	0,28
		100	9	15,67	0,29
		150	9	15,00	0,00
		200	9	15,22	0,15
		250	9	15,00	0,17
<i>Messreihe 2: LD10c-2 im Wärmebett, Abstand 45 cm</i>	20	50	17	16,06	0,47
		100	10	15,60	0,16
		150	8	16,00	0,60
		200	7	15,14	0,14
		250	7	15,43	0,30
	35	50	12	15,67	0,19
		100	10	15,30	0,15
		150	8	15,25	0,16
		200	10	15,20	0,13
		250	9	16,11	0,35
	50	50	12	15,58	0,58
		100	10	15,30	0,21
		150	12	15,83	0,24
		200	8	16,13	0,35
		250	12	16,17	0,90
<i>Messreihe 3: LD10c-2 in der Wanne des Säuglingbetts, Abstand 80 cm</i>	20	50	9	17,22	1,23
		100	9	15,00	0,00
		150	9	15,89	0,45
		200	9	15,22	0,15
		250	9	15,56	0,29
	35	50	9	15,67	0,29
		100	9	15,22	0,15
		150	9	15,44	0,24
		200	9	15,00	0,00
		250	9	15,00	0,00
	50	50	9	15,78	0,22
		100	10	15,70	0,34
		150	9	15,33	0,24
		200	9	15,22	0,15
		250	9	15,33	0,17

Publikationen

Publikationen

Publizierte Artikel:

Beltrão, G., Stutz, R., **Hornberger, F.**, Martins, W. A., Tatarinov, D., Alaei-Kerahroodi, M., Lindner, U., Stock, L., Kaiser, E., Goedicke-Fritz, S., Schroeder, U., Shankar, B. et Zemlin, M.. Contactless radar-based breathing monitoring of premature infants in the neonatal intensive care unit. Sci Rep 12, 5150 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-08836-3>

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Beteiligten bedanken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben und die Ausarbeitung meiner Promotion möglich machten.

Ein großer Dank geht an Herrn Prof. Dr. med. Michael Zemlin, Direktor der Klinik für Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie des Universitätsklinikums des Saarlandes für die Möglichkeit und Unterstützung meiner Promotionsarbeit.

Ein ganz herzliches Dankeschön möchte ich dem Team des Forschungslabor der Kinderklinik, Frau Dr. rer. med. Elisabeth Kaiser, Frau Ellen Maurer und Frau Dr. rer. nat. Regine Weber zukommen lassen. Vielen lieben Dank für die hervorragende Unterstützung und die freundschaftliche Betreuung meiner Doktorarbeit. Insbesondere Frau Dr. rer. nat. Regine Weber möchte ich für den immer gegenwärtigen Beistand mit zahlreichen Anregungen, vielen helfenden Ratschlägen und liebevollen Worten meinen Dank aussprechen.

Hinzu möchte ich mich bei dem Team der Firma IEE S. A. (Bissen, Luxemburg) für die Bereitstellung des VitaSense-Sensors, des Infant Dummys und des Vitalmonitors bedanken. Ein besonderer Dank geht dabei an Dr. Dimitri Tatarinov, der für meine Anliegen immer ein offenes Ohr hatte und mir mit Rat zur Seite stand.

Darüber hinaus möchte ich dem Team der KK02 danken. Ein Dank geht an das Pflegeteam der Station, insbesondere an die Bereichsleitung Frau Dorothe Scheigert für die Organisation und Umsetzung der Messvorbereitungen. Ein weiteres Dankeschön möchte ich Frau Dr. Ulrike Lindner, die mich bei der Arbeit mit dem Vitalmonitor unterstützte und Frau Lilly Stock, die die ärztliche Aufklärung und die Auswahl der Patienten übernahm, entgegenbringen.

Ich möchte an dieser Stelle auch meinen Förderern der StudienStiftungSaar und der RAG-Stiftung für die finanzielle und auch ideelle Förderung während meines Studiums danken.

Des Weiteren möchte ich mich bei meinen Freunden für den nötigen Ausgleich und die Unterstützung fernab des Studiums danken. Ohne die spontanen Aufmunterungsbesuche von Jil und Joshua und die After-Orchesterproben-Partys des harten Kerns am Freitagabend befände ich mich mittlerweile am Rande des Wahnsinns. Danke, dass ihr immer an meiner Seite wart und mich mit euren Worten und Taten so großartig bestärkt habt.

Zu guter Letzt möchte ich von ganzem Herzen meiner Familie danken. Ihr habt mich immer bedingungslos unterstützt und versucht mir alles zu ermöglichen. Ich danke ganz besonders meinen Eltern Stefanie und Franz Josef für ihre unendliche Liebe, die sie mir entgegengebracht haben und ihre Anstrengungen mir alle Träume und Wünsche zu verwirklichen. Ihr habt immer an mich geglaubt und mich mit all eurer Kraft unterstützt.

Danksagung

Danke! Ich möchte mich bei meinem großen Bruder Jonathan für die liebevolle, uneingeschränkte Fürsorge und tatkräftige Beihilfe bedanken. Du warst für mich immer ein Vorbild. Auch Elias, Josefine und Jakob möchte ich danke sagen. Eure Neckereien, Zuneigung und Geschwisterliebe haben mich immer begleitet und mich auf all meinen Wegen unterstützt. Ihr vier seid die besten Geschwister, die man sich wünschen kann. Danke! Auch meinen Großeltern Adelheid, Franz, Gudrun und Helmut möchte ich meinen Dank aussprechen. Allen voran meinem Opa Franz, der mich mit der täglichen Frage nach dem Ende meines Studiums und die allgegenwärtige Unterstützung zu Bestleistungen motivierte.

Ihr alle seid Teil dieser Arbeit, denn ohne eure Bemühungen wäre diese Promotion nicht möglich gewesen. Danke!

Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

