

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Heinz Nixdorf–Lehrstuhl für Medizinische Elektronik

Univ.-Prof. Dr. rer. nat. habil. Bernhard Wolf

**Konzeption und Design eines Systems  
zur Diagnose von obstruktiven  
Lungenerkrankungen bei Kindern**

**Murat Gül**

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

*Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)*

genehmigten Dissertation.

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

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. rer. nat. habil. Bernhard Wolf

2. Prof. Dr.-Ing. habil. Holger Blume

Die Dissertation wurde am 14.09.2017 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik am 09.07.2018 angenommen.



---

# Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	4
2.	Wissenschaftliche Grundlagen und Problemstellung .....	8
2.1.	Wissenschaftliche Grundlagen .....	8
2.1.1.	Der Respirationstrakt.....	8
2.1.2.	Die Lunge .....	11
2.1.3.	Die Mechanik der Atmung .....	12
2.1.4.	Asthma: Symptome, Ursachen, Kontrolle.....	15
2.2.	Problemstellung .....	17
3.	Stand der Technik .....	18
3.1.	Diagnostische Verfahren .....	18
3.1.1.	Spirometrie .....	19
3.1.2.	Ganzkörperplethysmographie.....	19
3.1.3.	Oszilloresistometrie.....	20
3.1.4.	Diffusionsmessungen .....	20
3.1.5.	Belastungs-, Dilatations- und Provokationstest.....	21
3.1.6.	Spirometrische Parameter.....	22
3.2.	Diagnosekonzepte.....	31
3.2.1.	Klinik Donaustauf .....	31
3.2.2.	A.T.e.m.....	33
3.2.3.	InPriMo.....	34
3.3.	Bestehende Mängel.....	35
4.	Vorgehensweise und Ergebnisse .....	37
4.1.	Auf dem Weg zu einem neuen Diagnosesystem .....	37
4.2.	Konzept des Diagnosesystems .....	39
4.3.	Ermittlung weiterer Anforderungen .....	40
4.4.	Design des funktional optimierten Messgerätes .....	42
4.4.1.	Umsetzung der Gehäusefunktion .....	43
4.4.2.	Entwurf und Design der Elektronik.....	47
4.4.3.	Struktureller Aufbau der Firmware .....	50
4.4.4.	Bedienung und Darstellung .....	52
4.5.	Kommunikation zwischen Messgerät und Terminal .....	54
4.6.	Modellierung der Software .....	56

4.6.1.	Benutzerschnittstelle der Patienten-Software.....	58
4.6.2.	Benutzerschnittstelle der Diagnose-Software.....	59
4.7.	Kalibrierung und Messung .....	61
4.7.1.	Beschreibung des Sensors und der Messbrücke.....	61
4.7.2.	Dimensionierung der Messbrücke .....	63
4.7.3.	Kalibrierverfahren .....	65
4.7.4.	Messverfahren .....	67
4.7.5.	Korrekturverfahren .....	68
4.8.	Vergleich mit anderen spirometrischen Methoden.....	72
4.9.	Testspiel zur Untersuchung der Motivationssteigerung.....	73
4.10.	Erweiterung der Software.....	75
4.11.	Verbesserungen durch Korrekturverfahren .....	77
4.12.	Höhere Messgenauigkeit durch Hitzdrahtanemometrie .....	82
4.13.	Steigerung der Motivation .....	86
5.	Diskussion.....	88
A.	Messgerät.....	98
A.1.	Gehäuse – Photographien .....	98
A.2.	Gehäuse – Technische Zeichnungen .....	99
A.3.	Tastenbedienung.....	106
A.4.	Displaydesign .....	107
A.5.	Displaydarstellung.....	108
A.6.	Speichermanagement.....	110
A.7.	USB-Protokoll .....	111
A.8.	Kalibriertabelle .....	117
B.	Software.....	118
B.1.	Windows-USB-API: Verwendete Funktionen .....	118
B.2.	Ergänzende Erklärung .....	119

## Kurzfassung

Eine Erkrankung der Lunge macht sich nicht nur als Störung des Atemprozesses bemerkbar, sie zwingt den Betroffenen dazu, den ansonsten unbewussten Vorgang des Atmens stets bewusst zu erleben. Dies führt zu einer permanent gefühlten Bedrohung.

Die Lungenfunktionsprüfung leistet einen wichtigen Beitrag, um diese Bedrohung zu minimieren. Sie stellt ein wichtiges Werkzeug in der differenzialdiagnostischen Untersuchung und Bewertung respiratorischer Symptome dar. Einige Parameter sind als prognostische Faktoren von Atemwegserkrankungen von großer Bedeutung. Mit relativ geringem apparativem und zeitlichem Aufwand ist sie im Erwachsenenalter einfach durchführbar und ermöglicht rasch die Bestimmung vieler Atemvolumina sowie in- und expiratorischer Atemflussverhältnisse. Mit Hilfe der Spirometrie werden nach dem aktuellen Stand der Medizin Atemflüsse aufgezeichnet und mittels Integration auch die entsprechenden dynamischen Volumina erfasst.

Bei der Erkennung respiratorischer Erkrankungen bei Kindern besteht demgegenüber ein Mangel an diagnostischen Methoden im niedergelassenen Bereich. Zum einen führen Ärzte zu wenige Untersuchungen durch, um sich Routinen anzueignen, zum anderen ist ein Teil der verwendeten Messgeräte für Untersuchungen an Kindern ungeeignet. Erschwerend kommt hinzu, dass Kinder unter acht Jahren das für die Messverfahren benötigte, lange forcierte Expirationsmanöver nur bedingt ausführen können.

Im Bereich der Lungenerkrankungen gestaltet sich die Diagnosestellung (mit Hilfe der Spirometrie) bei Kindern als ein schwieriges Unterfangen. Zum einen fehlen Systeme, die sich an den Anforderungen der Kinder hinsichtlich Durchführbarkeit und Bedienbarkeit orientieren müssen und die die technischen Voraussetzungen mitbringen müssen, die bei Kindern typischen, auftretenden geringen Messgrößen hinreichend genau aufzunehmen. Zum anderen werden automatisierte Systeme benötigt, die die Kinder dahingehend unterstützen, ihre Atemmanöver derart durchzuführen und zu protokollieren, dass die Messungen besser verwertet werden können, und die diese mit Referenzdaten vergleichen, um so eine größere Aussagekraft zu erhalten

In der vorliegenden Arbeit wird erstmals gezeigt, wie mit einem neu entwickelten softwaregestützten Biofeedback-System automatisiert diagnostische Messungen bei Kindern erhoben werden können. Entsprechend wurde das System, welches aus einem Messgerät (Spirometer), einem Patienten- und einem Diagnose-Terminal besteht, stark auf die kindlichen Bedürfnisse zugeschnitten. Mit diesem System werden die Kinder nicht nur im

Umgang mit ihrer Krankheit geschult, sondern auch bei der Durchführung ihrer Messungen unterstützt.

Die Validität dieser Messungen wurde in einer klinischen Applikationsstudie überprüft. Mit einem thermischen Messprinzip gelingt es, die bei Kindern vorkommenden niedrigen Atemflüsse genau zu messen. Eine Software erlaubt es, Atemmanöver von Kindern derart einzuüben und durchzuführen, dass die erlernten Spielsequenzen als diagnostische Messungen verwertet werden können. Mit einem animierten Spiel konnte die Mitarbeit der Kinder bei der Ermittlung der Spitzenflüsse soweit gesteigert werden, dass aussagekräftige Werte gewonnen werden konnten. Das Spiel ist intuitiv zu bedienen und interagiert mit den Fähigkeiten des Kindes, so dass bereits nach wenigen Spielen auch gute Vitalkapazitäts-Messmanöver (tiefes und langes Ausatmen) erzielt wurden.

## **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir geholfen haben, nicht an der Fragestellung meiner Arbeit zu verzweifeln und eine geeignete Antwort zu finden. Zunächst möchte ich meiner Familie und meinen Freunden danken, die mich stets motiviert hielten. Insbesondere möchte ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. Bernhard Wolf, dem ehemaligen Inhaber des Heinz Nixdorf – Lehrstuhls Für Medizinische Elektronik, danken, für die Möglichkeit bei ihm promovieren zu dürfen, für die Betreuung und für die Unterstützung. Ich bedanke mich auch bei meinen Mit-Doktoranden für die freundschaftliche Zusammenarbeit und die gegenseitigen Aufmunterungen und bei allen anderen Mitarbeitern des Lehrstuhls, mit denen ich gerne gearbeitet habe. Nicht zuletzt möchte ich sehr herzlich Herrn Dr.-Ing. Alexander Scholz danken, der mich auf meinem Weg begleitet hat und stets zur Seite stand.

## 1. Einleitung

„Im Atemholen sind zweierlei Gnaden:  
Die Luft einziehen, sich ihrer entladen;  
Jenes bedrängt, dieses erfrischt;  
So wunderbar ist das Leben gemischt.  
Du danke Gott, wenn er dich presst,  
Und dank ihm, wenn er dich wieder entlässt.“ (Goethe, 1819)

In der Literatur wird der „Atem“ bzw. die poetische Nebenform „Odem“ häufig dargestellt als Träger eines Bewusstseins, eines Geistes oder einer Seele. In religiösen Schriften ist es Gott, der dem Menschen seinen Odem einhaucht und ihn so zum Leben erweckt. Nach Goethe wird das Ein- und Ausatmen dann zu einem notwendigen Rhythmus, durch den das Leben erst in seiner Vielfalt möglich ist. Die Bedeutung dieser Verse und auch der Thematik, die diese Arbeit behandelt, werden dem gesunden Leser vielleicht erst bewusst, wenn er kurz inne- und den Atem anhält. Aber auch dann wird dieser im Gegensatz zu Menschen mit Lungenerkrankungen nie die Atemnot und Angst empfinden, die damit einhergeht, nicht wieder atmen zu können.

Wissenschaftlich gesehen dient die Atmung dazu, zum einen Gase auszutauschen (äußere Atmung) und zum anderen Stoffwechselprozesse (innere Atmung) durchzuführen. Dabei wird die Luft aus der Homosphäre (21% Sauerstoff, ~0,03% Kohlenstoffdioxid, 78% Stickstoff, 1% Edelgase) eingeatmet und in der Zusammensetzung verändert wieder ausgeatmet (17% Sauerstoff, ~4% Kohlenstoffdioxid, 78% Stickstoff, 1% Edelgase). Die ausgeatmete Luft hat eine Temperatur von etwa 35 °C und eine rel. Luftfeuchtigkeit in Höhe von 95 %.

Die Steuerung der Atmung findet im Atemzentrum statt. Über Chemorezeptoren im Glomus caroticum wird der Kohlenstoffdioxid-Gehalt des Blutes festgestellt, Rezeptoren zur Erfassung des pH-Werts und des Sauerstoff-Gehalts sind von nachrangiger Bedeutung. Bei Überschreiten eines bestimmten Wertes setzt der Atemreiz ein. Zudem wird über Nervenfasern die Ausdehnung der Lunge bestimmt, somit kann die Inspiration reflektorisch begrenzt werden.



Die Zellen im menschlichen Körper benötigen für grundlegende Prozesse Energie; diese wird in Form von Adenosintriphosphat (ATP) bereitgestellt. Der Aufbau von ATP erfolgt in den Mitochondrien, dabei wird Sauerstoff ( $O_2$ ) verbraucht und Kohlenstoffdioxid ( $CO_2$ ) erzeugt, welches zu Kohlensäure hydratisiert zu einer Übersäuerung der Körpers führen würde (der Stoffwechselprozess der Energiegewinnung wird als innere Atmung bezeichnet).

Infolgedessen muss der menschliche Körper ständig Sauerstoff aufnehmen und Kohlenstoffdioxid abgeben. Dabei diffundiert der Sauerstoff aus einem gasförmigen Stoff in den Lungenbläschen (Luft) in eine wässrige Lösung in den Kapillaren (Blut), beim Kohlenstoffdioxid erfolgt dies in umgekehrter Reihenfolge.

Der kontinuierliche Fluss von Atemluft durch die Atemwege und somit eine gleichmäßige Atemtätigkeit wird durch die Lunge gewährleistet. Ventilation und Gasaustausch werden zusammengefasst als äußere Atmung bezeichnet (Bein & Pfeifer, 2010).

Obstruktive Atemwegserkrankungen machen sich als Störung in der Ventilation und der Distribution, also der regionalen Verteilung der Luft, bemerkbar. Zum einen stören verengte Atemwege den Fluss der Atemluft zu den tieferen Abschnitten der Lunge, zum anderen findet durch die geringere Elastizität der Lunge eine schlechtere Verteilung der Luft hin zu den Alveolen statt.

In Ruhe hat ein gesunder, erwachsener Mensch ein Lungenvolumen von 2800 bis 3000 cm<sup>3</sup>, wobei die Lunge etwa 600 bis 800 Gramm wiegt. Die Lunge ist mit etwa 300 Millionen Alveolen besetzt, die einen Durchmesser von 75 bis 300 µm haben, eine Gesamtfläche in Höhe von 50 bis 120 m<sup>2</sup> einnehmen und ein bis zu 6 Liter großes Volumen bilden. Bei einer Lungenerkrankung (z.B. durch zusammengefallene Alveolen beim Lungenemphysem) können diese Werte kleiner ausfallen und somit die physiologische Voraussetzung für ein beschwerdefreies Atmen eingeschränkt sein.

Ein erwachsener Mensch benötigt durchschnittlich etwa 16 Atemzüge pro Minute, ein Jugendlicher etwa 20 und ein Neugeborenes etwa 40. Ein bis zwei Prozent des aufgenommenen Sauerstoffs benötigt die Lunge selber für ihre Funktion. Jedoch kann bei einer Erkrankung die für die Lungenarbeit benötigte Menge auch höher ausfallen (z.B. durch Verlust der Lungenelastizität oder des Lungenvolumens). Die Zahl der Atemzüge, sowie des Atemzugvolumens entsprechen dem aktuellen Sauerstoffbedarf des Körpers. Bei anstrengenderen Tätigkeiten benötigt der Körper mehr Sauerstoff. Im Schlaf benötigt der Körper etwa 4,7 Liter Luft pro Minute, beim Laufen dagegen 60 Liter. Pro Tag atmet der Mensch durchschnittlich 12 000 Liter Luft ein, davon 2500 Liter Sauerstoff.

Im Folgenden sind die Luftmengen für unterschiedliche Tätigkeiten in Liter pro Stunde angegeben (Lungenliga Schweiz, 2014):

- Schlafen 280
- Liegen 400
- Stehen 450
- Gehen 1000
- Radfahren 1400
- Schwimmen 2600
- Bergsteigen 3100
- Rudern 3600

Eine Erkrankung der Lunge macht sich nicht nur als Störung des Atemprozesses bemerkbar, sie zwingt den Erkrankten auch dazu, den ansonsten unbewussten Vorgang des Atmens stets bewusst zu erleben, was sich bei schwerwiegenderen Störungen zu einer permanent gefühlten Bedrohung ausweiten kann.

Bei Kindern bis zum sechsten Lebensjahr beträgt die Wahrscheinlichkeit, an einer obstruktiven Atemwegsstörung zu erkranken, etwa 50 Prozent (Martinez, Wright, & Taussig, 1995). Bei ca. 30 Prozent dieser Kinder treten die Störungen mehrfach auf (Wright, 2002), (Bisgaard & Szeffler, 2007). Asthma bronchiale ist aktuell die häufigste chronische Erkrankung bei Kindern. In Europa ist diese Störung einer der häufigsten Gründe, den Arzt aufzusuchen (Stevens, Turner, & Kuehni, 2003), (Sandholzer, Sandhöfer, & Meier, 2008). Dabei ist es wichtig, eine andauernde Krankheit, die zu einer bleibenden Beeinträchtigung der Lungenfunktion führen kann, von Abschnitten einer im Verlauf der Entwicklung abklingenden Erkrankung zu unterscheiden.

Beim Erwachsenen kann eine Spirometrie obstruktive Veränderungen der Atemwege aufzeigen. Die aktuelle Leitlinie der Deutschen Atemwegsliga und der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin zur Diagnostik und Therapie von Asthma bronchiale beurteilt bei der Diagnose im Rahmen einer Lungenfunktionsprüfung die Bestimmung der Ein-Sekunden-Kapazität und deren Verhältnis zur Vitalkapazität (Kapitel 3.1.6) als das von der höchsten Evidenz gestützte Verfahren (Buhl, Berdel, & Criece, 2006).

---

Jedoch ist die Bestimmung dieser Parameter stark von der Mitarbeit der betroffenen Personen abhängig.

Zur Diagnose, zur Einschätzung des Therapieerfolges und zur Verlaufskontrolle bei Asthma bronchiale kann der Spitzenfluss (Kapitel 3.1.6) herangezogen werden. Die tageszeitabhängige Änderung des Spitzenflusses korreliert mit der Überempfindlichkeit der Atemwege, so ermöglicht die Bestimmung eine indirekte Einschätzung der bronchialen Hyperreagibilität (Ryan, Latimer, & Dolovich, 1982). Verfügbare Geräte sind auch in der häuslichen Umgebung zur Überwachung des Krankheitsverlaufs einsetzbar. Die Messung des Spitzenflusses ist besonders für das Asthma-Monitoring geeignet, zumal bei einer Exazerbation ein Abfall des Spitzenflusses in vielen Fällen schon mehrere Tage vor Ausprägung der vollständigen klinischen Symptome nachweisbar sind (Tattersfield, Postma, & Barnes, 1999). Der Spitzenfluss bietet im Vergleich zur Selbsteinschätzung der Asthma-Symptome durch Patienten eine bessere Möglichkeit (Gibson, Wong, & Hepperle, 1992) (Killian, Watson, & Otis, 2000).

Trotz kritischer Stimmen zur Reliabilität und Compliance (Mitarbeit des Patienten) bei der kontinuierlichen Aufzeichnung des Spitzenflusses zuhause ist ein herkömmliches oder elektronisches Tagebuch in der Langzeittherapie eines Asthma bronchiales bei Kindern üblich (Kamps, Roorda, & Brand, 2001), (Wensley & Silverman, 2001). Die Mitarbeit des Patienten, bzw. bei Kindern die Unterstützung durch die Eltern, ist für eine erfolgreiche Kontrolle einer chronischen Erkrankung, wie Asthma bronchiale, von großer Bedeutung. Bei der Therapie von Asthma wird auch die Teilnahme an Schulungsmaßnahmen sowie die regelmäßige Überprüfung der Atemwege, z.B. durch die Spitzenfluss-Messung, ebenfalls als Compliance verstanden und kann zu einer Bewältigung der Krankheit beitragen. Weitere Analysen zeigen, dass die Teilnahme an Schulungsmaßnahmen bei Erwachsenen die Krankenhausbesuche die Zahl der Notfallbesuche, der Arbeitsunfähigkeitstage und der nächtlichen Asthmaanfälle reduzieren (Gibson, Powell, & Coughlan, 2003). Auch Schulungsmaßnahmen für Kinder und/oder deren Eltern zeigen positive Effekte (Guevara, Wolf, & Grum, 2003).

## **2. Wissenschaftliche Grundlagen und Problemstellung**

Der erste Teil dieses Kapitels behandelt die Grundlagen der Arbeit. In den Unterkapiteln werden verschiedene Bereiche angesprochen, wobei jeweils gegen Ende hin herausgestellt wird, welche Auswirkungen obstruktive Veränderungen auf diese Bereiche haben. Im zweiten Teil werden die Probleme bei der Diagnose und Therapie von obstruktiven Lungenerkrankungen identifiziert und Lösungsansätze aufgezeigt.

### **2.1. Wissenschaftliche Grundlagen**

#### **2.1.1. Der Respirationstrakt**

Als Respirationstrakt wird der Teil der menschlichen Anatomie bezeichnet, durch den die Atemluft transportiert und ausgetauscht wird. Während die oberen Luftwege den Nasen-Rachen-Raum und den Kehlkopf umfassen, bilden die Luftröhre und das Bronchialsystem die unteren Luftwege.

Die durch Nase oder Mund hineinströmende Luft wird bereits an den großen, gut durchbluteten Oberflächen der Nasen- und Mundhöhle, anschließend im Rachenraum und in der Luftröhre erwärmt, um einem Wärmeentzug in den tiefsten Abschnitten der Lunge vorzubeugen. Bei Atemnot können Muskeln im Mund und Rachen die entsprechenden Atemwege erweitern, wodurch der Atemwiderstand gesenkt wird.

Vom Rachen aus fließt die Luft über ein Knorpelgebilde, dem Kehlkopf, weiter in die Luftröhre. Der Kehlkopf schützt unter anderem die Luftröhre, indem sie diese beim Schluckakt mit Hilfe des Kehldeckels verschließt. Die Luftröhre ist beim erwachsenen Menschen etwa 10 bis 12 cm lang, hat einen Durchmesser von etwa 12 mm und ist elastisch. Die vordere Wand ist mit Knorpelspangen verstärkt, damit diese beim Einatmen der Luft nicht zusammenfallen kann. Die hintere Wand besteht aus Bindegewebe und glatter Muskulatur.

Die Luftröhre mündet schließlich über zwei Hauptbronchien in zwei bis drei Lappenbronchien (linker und rechter Lungenflügel), diese wiederum in zwei bis fünf Segmentbronchien. Das Bronchialsystem verzweigt sich über mehrere Generationen bis hin zu den Alveolen, den Lungenbläschen, die die 23. und somit letzte Generation bilden; bis hierhin nimmt der Gesamtquerschnitt der Bronchien stark zu (Oczenski, 2006).

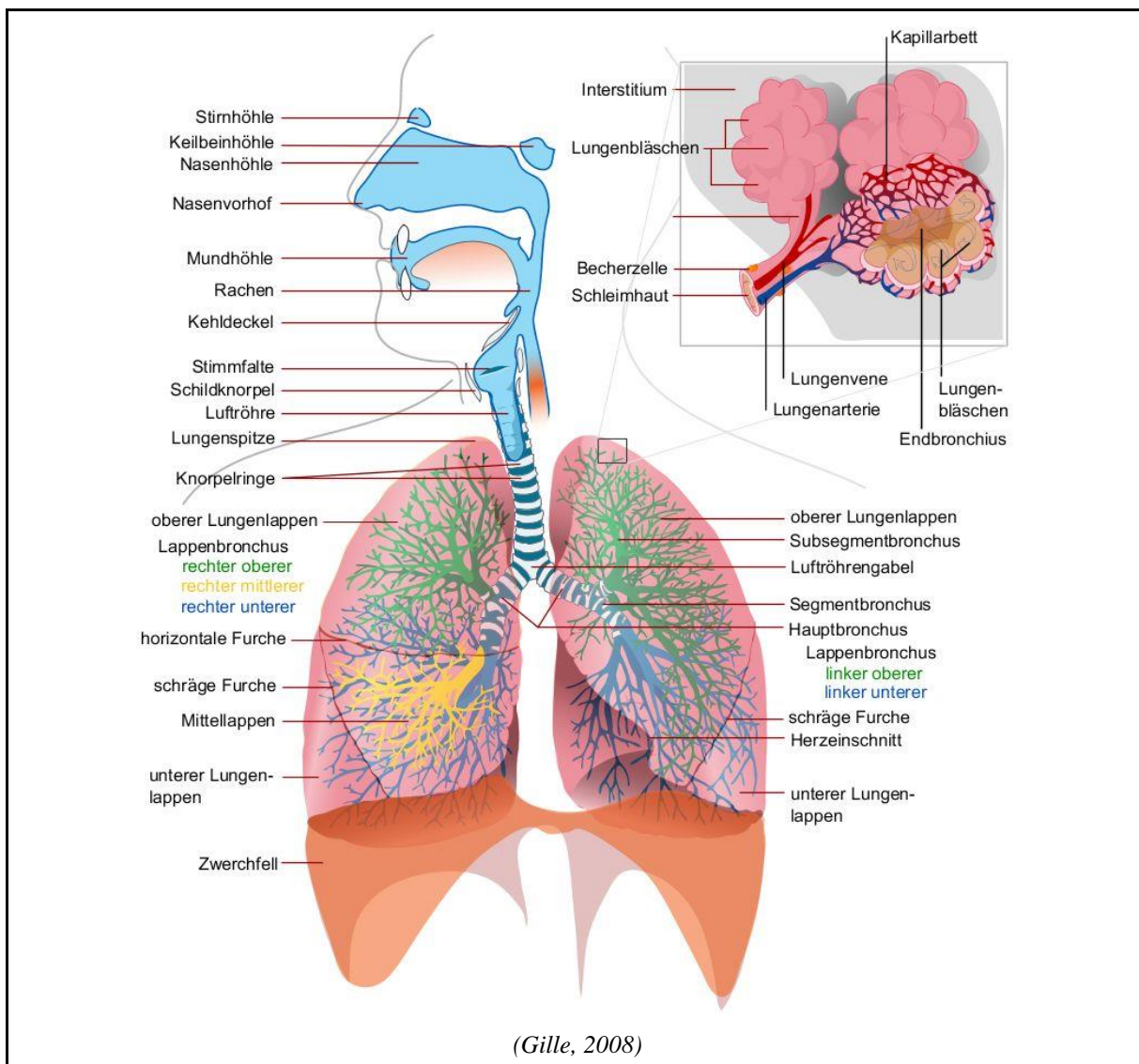


Abbildung 1: Der Respirationstrakt

dient dem Lufttransport über Mund, Rachen, Luftröhre und Bronchien bis hin zu den Alveolen, in denen letztendlich der Gasaustausch stattfindet. Bei obstructiven Lungenerkrankungen ist der Strömungswiderstand der Atemwege, vor allem durch die Bronchiolen, erhöht, was zu einer Minderbelüftung der alveolaren Lungenbereiche führt.

Zweige ab der 10. Generation werden Bronchiole genannt. Diese haben einen Durchmesser von 0,5 bis 1 mm; ab hier ist die Wand frei von Knorpel, besteht aus glatten Muskelfasern, hat

einen höheren Anteil an elastischen Fasern und enthält keine schleimproduzierenden Zellen oder Flimmerhärchen mehr. Bis zur 16. Generation dienen die Bronchiolen nur dem Lufttransport, aber nicht dem Gasaustausch. Erst ab dieser Generation nimmt die Dichte der Muskelfasern ab und es finden sich immer mehr alveolare Ausbuchtungen, in denen der Gasaustausch stattfinden kann.

Der Atemwegstrakt von der Nasenhöhle bis zu den Bronchiolen ist mit einer Schleimhaut ausgekleidet, die von zahlreichen Drüsenepithelzellen besetzt ist und ein wässriges, klebriges Sekret bildet. Die Schleimhaut ist außerdem mit Flimmerepithelzellen (feinste Härchen) besetzt, die in gerichteter Schlagbewegung die eingefangenen Partikel zum Mund hin abtransportieren. Sie selber besteht aus einer dünnflüssigen Solschicht, in dem sich die Flimmerhärchen frei bewegen und für den Abtransport der Fremdkörper sorgen können, und einer darüber liegenden Gelschicht, an dem die Fremdkörper haften bleiben. Um Fremdkörper besser einfangen zu können, können die Bronchiolen durch eine erhöhte Schleimsekretion und Muskelkontraktion enger gemacht werden, wobei der Atemwegswiderstand jedoch zunimmt.

Die Schleimhaut dient nicht nur zum Einfangen von größeren Partikeln ( $10\mu\text{m}$ ) im Nasen-Rachen-Raum und kleineren Partikeln ( $1-10\mu\text{m}$ ) oder eindringenden Krankheitserregern im Bronchialsystem, sondern auch als Wasserreservoir zur Befeuchtung der Luft.

Sowohl die Erwärmung als auch die Befeuchtung der Luft im Bronchialsystem verhindert einen zu starken Wärme- und Wasserentzug im wässrigen Gewebe der Alveolarwände, was zu Zellschäden führen würde.

Bei obstruktiven Lungenerkrankungen ist der Strömungswiderstand der Atemwege, vor allem durch die Bronchiolen, erhöht, was zu einer Minderbelüftung der alveolaren Lungenbereiche führt. Dies wiederum führt dazu, dass die versorgenden Gefäße in diesen Bereichen kontrahieren und damit den Blutfluss mindern. Aufgrund der Erhöhung des Widerstands im kleinen Blutkreislauf kommt es zur pulmonalen Hypertonie (Bluthochdruck) und in Folge dessen zu einer Rechtsherzbelastung.

## 2.1.2. Die Lunge

Die Lunge besteht aus zwei Flügeln und ist in den Brustkorb eingebettet. Die Lungenflügel ragen oben aus dem Brustkorb heraus und unten über die letzten Rippen hinaus. Zum Kopf hin und seitlich wird die Lunge durch den Bänderthorax begrenzt. Dieser setzt sich zusammen aus dem Brustbein, den Rippen, der Brustwirbelsäule und den verbindenden Bändern. Zum Bauch hin wird die Lunge durch das Zwerchfell begrenzt. Die Lunge ist mit einem elastischen Bindegewebe, der Pleura, bedeckt. Die zusammengefalteten Bereiche der Pleura können sich bei tiefer Inspiration ausdehnen. Der Pleuraspalt ist mit einer serösen Flüssigkeit aufgefüllt. Durch die Adhäsionskraft der Flüssigkeit können beide Teile aneinander haften und reibungslos gleiten (ähnlich zwei aufeinander liegenden und durch einen Wasserfilm getrennten verschiebbaren Glasscheiben). (Putz & Pabst, 2007)

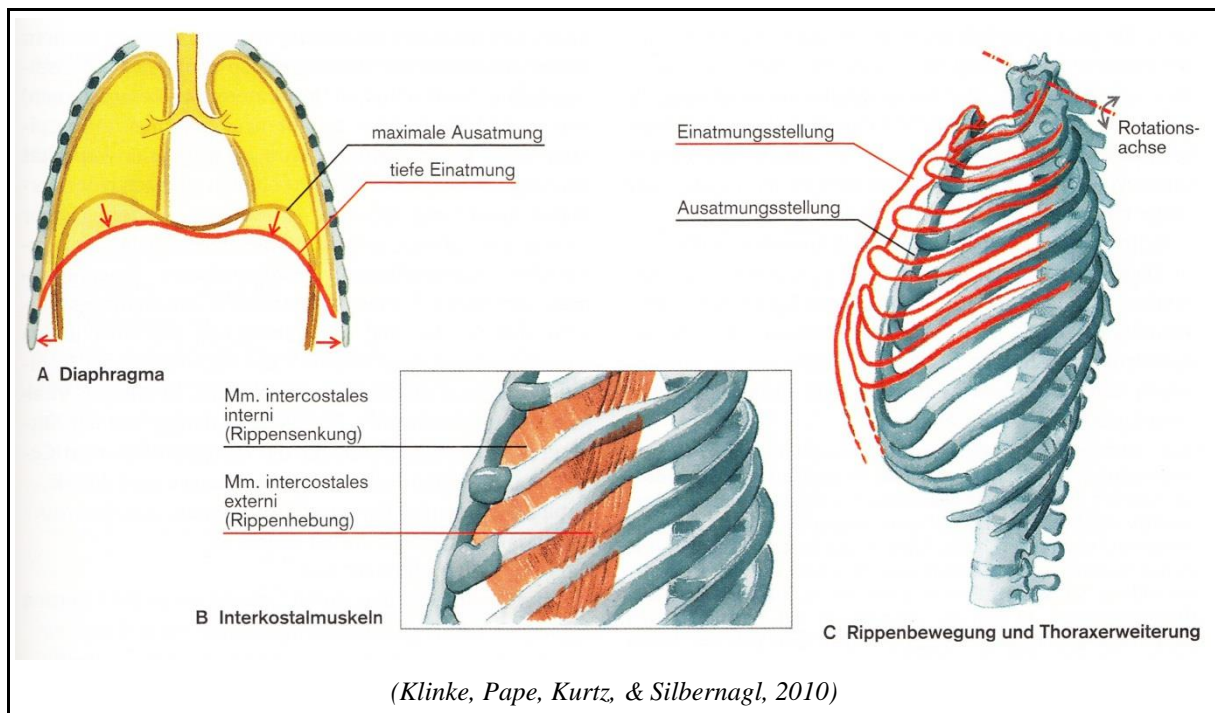


Abbildung 2: Die Ein- und Ausatmung

wird durch die elastische Rückstellkraft des Lungengewebes und des Brustkorbes bewerkstelligt, welche bei Bedarf durch den zusätzlichen Einsatz der Atemmuskeln unterstützt werden kann. Bei Menschen mit einer obstruktiven Atemwegserkrankung jedoch können auch Hilfsmuskeln eine viel höhere Aktivität aufweisen.

Die bei der Einatmung notwendige Vergrößerung des Brustraumes wird hauptsächlich durch die Kontraktion des Zwerchfells und der äußeren Rippenmuskeln (Mm. intercostales externi) bewirkt. Die dabei entstehenden Kräfte ziehen das über die Pleura anatomisch verbundene

elastische Lungengewebe nach außen, wodurch das Lungenvolumen ausgedehnt wird (siehe Abbildung 2).

Bei der Ausatmung entspannen sich die Einatemmuskeln; die Verkleinerung des Brustraumes wird durch die elastische Rückstellkraft des Lungengewebes und des Brustkorbes erreicht. Bei körperlicher Anstrengung oder forciertem Ausatmen können zusätzlich auch Muskeln eingesetzt werden (u.a. Mm. intercostales interni). Eine verminderte Rückstellkraft der Lunge, eine sogenannte schlaffe Lunge (an Bindegewebe verarmte Lunge), kann zu einer obstruktiven Erkrankung der Lunge führen, da bei der Ausatmung ein Überdruck erzeugt werden muss, welches die Atemwege komprimiert.

Natürlich ist die Mechanik hier vereinfacht dargestellt; an der Lungenmechanik sind neben den regulären auch andere Atemmuskeln beteiligt, die aber eine eher geringere Rolle spielen. Bei Menschen mit einer obstruktiven Atemwegserkrankung jedoch können diese Hilfsmuskeln eine viel höhere Aktivität aufweisen.

### 2.1.3. Die Mechanik der Atmung

Damit während der Atmung Luft in Lunge ein- und ausströmen kann, muss zum einen der elastische Widerstand des Lungengewebes überwunden werden, zum anderen der Strömungswiderstand in den Atemwegen. Die lässt sich nach durch folgende Gleichung darstellen:

$$p_{fluss} = p_{ela} + p_{res} = V/C + R * \dot{V} \quad [\text{Pa}] \quad (2.1)$$

wobei	$p_{fluss}$	Für Strömung notwendige Druckdifferenz
	$p_{ela}$	Druck, um elastischen Widerstand zu überwinden
	$p_{res}$	Druck, um Strömungswiderstand zu überwinden
	$V, \dot{V}$	Volumen, Volumenfluss (Proportional zu Geschwindigkeit)
	$C$	Dehnbarkeit der Lunge
	$R$	Strömungswiderstand



Die Dehnbarkeit der Lunge nimmt mit zunehmendem Alter ab, da zum einen die elastischen Fasern der Lunge durch kollagene Fasern ersetzt werden, zum anderen das Atemskelett sich versteift. Dieser Vorgang wird durch Rauchen oder das Einatmen von Feinstaub begünstigt.

Der Strömungswiderstand bildet sich beginnend mit der Mundöffnung über die gesamten Atemwege bis hin zu den Alveolen aus. Der Atemwiderstand für die gesunde Lunge beträgt bei der Ruheatmung  $0,15 \text{ kPa}/(l/s)$ . Für Menschen mit einer obstruktiven Lungenerkrankung kann der Atemwiderstand um ein vielfaches höher ausfallen.

Nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz

$$\dot{V} = ((\pi * r^4)/(8 * \eta * l)) * p_{res} \quad [l/s] \quad (2.2)$$

wobei	$\dot{V}$	Volumenfluss
	$r$	Radius (eines Rohres)
	$\eta$	Dynamische Viskosität des Mediums
	$p_{res}$	Druckdifferenz (über ein Rohr)
	$l$	Länge (eines Rohres)

ist der Strömungswiderstand abhängig vom Querschnitt der Atemwege. Da der Querschnitt mit jeder Verzweigung der Lunge abnimmt, erhöht sich somit der Strömungswiderstand. Gleichzeitig wächst auch die Anzahl der Verzweigungen, so dass durch die parallele Anordnung der einzelnen Widerstände der Hauptanteil des Atemwiderstandes eher bei den größeren Bronchien und den oberen Atemwegen zu finden ist.

Das Hagen-Poiseuille-Gesetz ist allerdings nur bei laminarer Strömung anwendbar, wie sie bei ruhiger Atmung in den tieferen Lungenabschnitten auftritt. In den oberen Luftwegen, an Verzweigungsstellen oder bei erhöhter Atemarbeit treten Turbulenzen auf. Während bei der laminaren Strömung die Druckdifferenz proportional zum mittleren Volumenfluss ist, ist sie bei der turbulenten Strömung proportional zum Quadrat des mittleren Volumenflusses. Das heißt im ersten Fall bleibt der Strömungswiderstand gleich, im zweiten Fall wächst dieser zum Quadrat des Volumenflusses.

Bei obstruktiven Erkrankungen entstehen weitere Turbulenzen an den verengten Atemwegen bedingt durch die Verkrampfung der Bronchialmuskulatur, Schwellung der Schleimhaut und erhöhte Schleimsekretion.

Während die oberen Atemwege und größeren Bronchien von einem Knorpelgerüst stabilisiert werden, werden die kleineren Bronchien und Bronchiolen zunehmend von äußeren Kräften offengehalten und beeinflusst. Diese sind zum einen durch die Elastizität der Lunge zum anderen durch den interpleuralen (auf gesamte Lunge wirkenden) Druck bedingt. Bei der Ruheatmung spielt dieser Einfluss keine große Rolle, bei tiefer Inspiration oder Expiration hingegen schon. Bei Inspiration nimmt die elastische Rückstellkraft des Lungengewebes zu, wodurch die Alveolen und Bronchiolen stärker gedehnt werden und somit der Strömungswiderstand sinkt. Bei der Expiration nimmt diese Kraft ab, was zu einer Verkleinerung der Alveolen und Verengung der Bronchiolen und somit zur Erhöhung des Strömungswiderstands und in Folge dessen zu einer zeitlich längeren Phase führt. Entsprechend machen sich obstruktive Erkrankungen verstärkt in einer erschwerten Expiration bemerkbar, welches von den typischen Atemgeräuschen (Brummen, Pfeifen) begleitet wird.

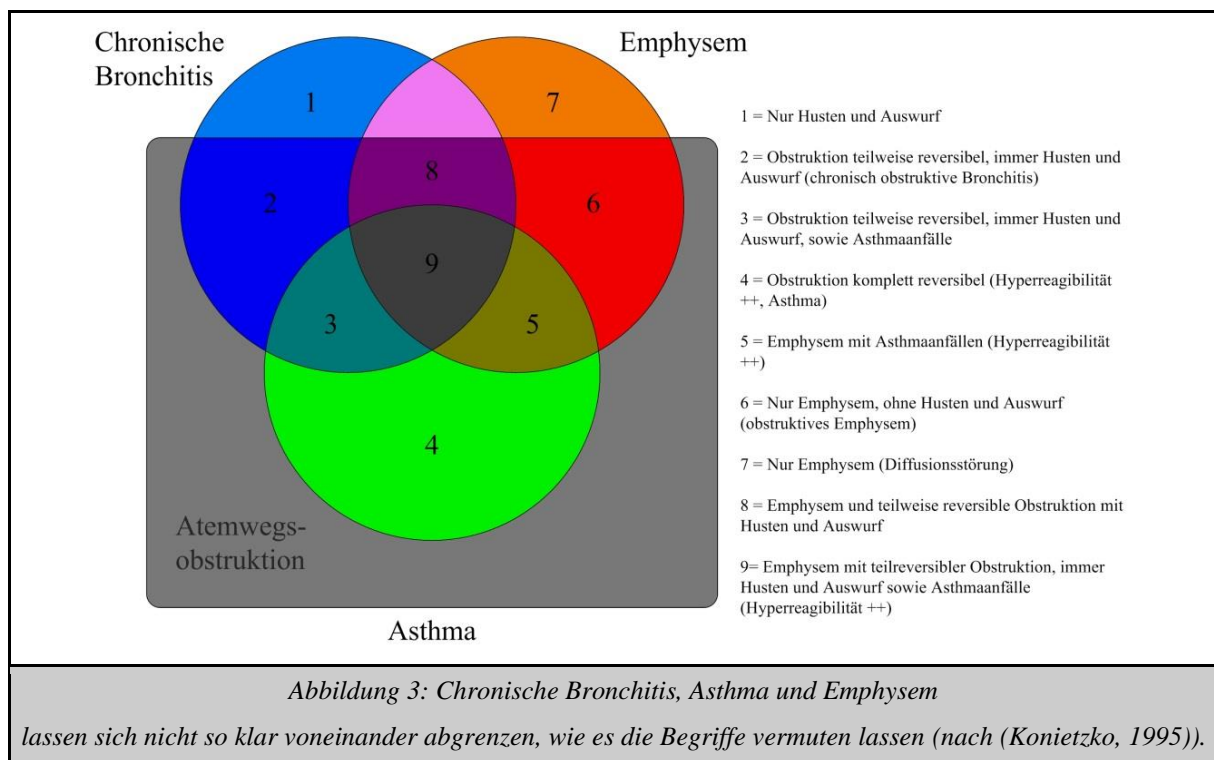
Der sich in den Alveolen auswirkende Druck, der sich aus interpleuralen und elastischen Druck zusammengesetzt, nimmt oralwärts ab. Bei forcierter Expiration ist der intrapleurale Druck größer als der endobronchiale Druck; das heißt ab einer Stelle in den Atemwegen, dem sogenannten equal pressure point, wird der endobronchiale Druck kleiner als der interpleurale Druck und es kommt zu einer dynamischen Kompression der Atemwege.

Bei großem Lungenvolumen und somit hoher Elastizität und geringem Atemwegswiderstand liegt dieser Punkt in den von Knorpel gestützten Atemwegen, so dass diese nicht stark komprimiert werden können. Mit Abnahme des Lungenvolumens verschiebt sich dieser Punkt alveolarwärts.

Bei obstruktiven Erkrankungen liegt dieser Punkt aufgrund der verminderten Elastizität der Lunge in den tiefer liegenden Atemwegsbereichen, da durch die zusätzliche Arbeit der Atemmuskeln der interpleurale Druck erhöht wird (der interpleurale Druck erhöht sich zudem bei langen Sprechphasen oder Hustenanfällen). Zum einen werden hier die Atemwege komprimiert, da die Bronchialwand nur von glatten Muskelzellen gestützt wird, zum anderen entstehen an den Verengungen weitere Turbulenzen, welches zu einem höheren Strömungswiderstand führt.

### 2.1.4. Asthma: Symptome, Ursachen, Kontrolle

Unter obstruktiven Lungenerkrankungen werden Erkrankungen der Lunge zusammengefasst, die durch eine Verengung der Atemwege gekennzeichnet sind. Dabei handelt es sich zumeist um Asthma bronchiale und COPD (Chronic Obstructive Pulmonary Disease), welches ein übergeordneter Begriff für chronische Erkrankungen der Atemwege wie chronisch obstruktive Bronchitis oder Lungenemphysem ist (Abbildung 3). In dieser Arbeit konzentrieren wir uns auf Asthma bronchiale und gehen im Folgenden auf diese Form der Erkrankung ein.



Das Asthma bronchiale ist eine chronisch entzündliche Erkrankung der Atemwege, wobei die Atemwegsobstruktion spontan und durch entsprechende Behandlung (Medikation) reversibel ist. Typisch für Asthma bronchiale ist, dass in den beschwerdefreien Zeiten keine Symptome zu erkennen sind. Tritt ein Anfall jedoch auf, können schnelle Ermüdung und geringe Belastbarkeit sowie Hustenattacken erste Anzeichen sein. Die Einatmung ist zu Beginn normal, während die Ausatmung erschwert und verlangsamt ist. Je nach Verlauf wird die Atmung zunehmend schwieriger, der Betroffene setzt vermehrt die Atemhilfsmuskeln ein (Hochziehen der Schulter). Die Atmung wird von lauter werdenden Geräuschen begleitet (Pfeifen, Giemen, Keuchen).

Bedingt durch die unzureichenden Ausatemphasen staut sich die verbrauchte Luft in der Lunge. Um den Sauerstoffmangel auszugleichen, versucht der Betroffene schneller zu atmen.

Durch den erhöhten Einsatz der Atemmuskulatur nimmt zum einen der Druck auf die bereits entzündungsbedingt verengten Atemwege zu, zum anderen steigt der Sauerstoffverbrauch so stark an, dass nur noch die Atemarbeit im Vordergrund steht. Die Lunge überbläht sich und der Betroffene kann nur noch mit größter Anstrengung atmen. Erschwerend zur Atemnot kommen Angstgefühle, Panik und Übelkeit hinzu.

Auslöser von Asthmabeschwerden sind zum einen Allergien (allergisches Asthma) zum anderen Infekte, psychische oder körperliche Anstrengung oder andere unspezifische Reize wie Luftschadstoffe, Nebel, Kaltluft, Medikamente (nichtallergisches Asthma). Während bei Kindern häufig Allergien die Auslöser sind, sind es bei Erwachsenen eher andere Auslöser.

Die Ursache des Asthma bronchiale liegt in der Überempfindlichkeit der Bronchialschleimhaut, wobei die Mechanismen noch nicht vollständig geklärt sind. Die oben genannten Auslöser bewirken eine Reizung der Schleimhaut und lösen eine Entzündungsreaktion aus. Dadurch schwillt zum einen die Schleimhaut an und sondert ein besonders zähflüssiges Sekret ab und zum anderen verkrampft sich die Bronchialmuskulatur, was zu einer Verengung der Atemwege führt.

Da Asthma bronchiale nicht geheilt werden kann, kann das Ziel nur sein, diese Erkrankung soweit zu kontrollieren, dass

- Notfallbehandlungen vermieden werden.
- keine Exazerbationen (krisenartige Lungeninfektion) auftreten.
- Symptome (Husten, Atemnot ...) auf ein Minimum reduziert werden.
- Medikamentierungen oder Nebenwirkungen durch Medikationen minimiert werden.
- keine physischen oder psychischen Einschränkungen stattfinden.

Neben der Prävention von Auslösern (siehe oben) sowie einer medikamentösen als auch einer nicht medikamentösen Therapie (Rauchentwöhnung, Gewichtskontrolle, körperliche Ertüchtigung, Reha...) gehört vor allem die Kenntnis und Kontrolle mit Hilfe eines umfassenden Diagnosekonzeptes zu einer erfolgreichen Therapie der Erkrankung. Dieses Konzept muss zum einen für den Patienten leicht verständlich sein, vor allem aber derart beschaffen sein, dass eine volle Mitarbeit des Patienten gewährleistet ist. Eine Diagnose kann maximal nur so gut sein wie die Mitarbeit des Patienten.

## 2.2. Problemstellung

Eine an der Medizinischen Hochschule Hannover durchgeführte Studie kommt zu dem Schluss, dass vor allem im hausärztlichen Bereich ein Mangel an Spirometrien bei Kindern besteht. Ein Teil der verwendeten Messgeräte ist nicht nur für Untersuchungen an Kindern ungeeignet, die Geräte liefern zudem Ergebnisse, die sich erheblich von denen der Laborgeräte unterscheiden. Außerdem werden nach einer Studie von Gardner bei der Untersuchung von Messergebnissen mehr durch menschliche als durch technische Faktoren Fehler verursacht. (Gordanshekan, 2007). Künftig müssen Geräte und Software kindgerecht weiterentwickelt werden, um zuverlässige Ergebnisse zu generieren (Dormeyer, Animationen - spielerisch früher zur erfolgreichen Messung?, 2015).

Kinder unter acht Jahren können das für die Messverfahren benötigte, lange forcierte Expirationsmanöver nur bedingt ausführen (Niggemann, Pfannenstiel, & Friedrichs, 2012). Diese Manöver müssen durchgeführt werden

- im Sitzen in aufrechter Position (Widerstand in den oberen Atemwegen am geringsten)
- unter richtiger Anwendung des Messgeräts (Lippen umschließen fest das Mundstück)
- unter maximalem Einsatz aller Atemmuskeln (Maximale Dehnung und Entspannung des Brustkorbes für größtmöglichen Fluss und Volumen)
- so lange und tief wie möglich (Reproduzierbarkeit)
- ohne die Luftröhre zu verschließen (Schlucken, Husten, ...)

Ohne vorheriges Üben und Anleiten ist die Mitarbeit der Kinder beeinträchtigt, zumal diese Manöver auch in einer für sie ungewohnten Umgebung beim Arzt durchgeführt werden müssen.

Zudem haben kleinere Kinder im Vergleich zum Lungenvolumen relativ große Atemwege, weshalb ihre Lungen in kürzerer Zeit entleert sind. Die Expirationszeit liegt oft unter einer Sekunde, so dass die Bestimmung der Ein-Sekunden-Kapazität nicht sinnvoll ist. Die Leitlinie Asthma bronchiale im Kindes- und Jugendalter der Deutschen Gesellschaft für pädiatrische Pneumologie und Allergologie empfiehlt die Bestimmung der 0,75-Sekunden-Kapazität und 0,5-Sekunden-Kapazität (siehe Kapitel 3.1.6). Die Bewertung der Fluss-Volumen-Kurve ist bei der Diagnosestellung bei Kindern und zur Beurteilung der Messqualität verpflichtend (Berdel, Forster, & Gappa, 2006).

## 3. Stand der Technik

### 3.1. Diagnostische Verfahren

Die Lungenfunktionsprüfung stellt ein wichtiges Werkzeug in der differenzialdiagnostischen Untersuchung und Bewertung respiratorischer Symptome dar. Einige Parameter sind als prognostische Faktoren von Atemwegserkrankungen von großer Bedeutung. Mit relativ geringem apparativem und zeitlichem Aufwand ist sie im Erwachsenenalter einfach durchführbar und ermöglicht rasch die Bestimmung vieler Atemvolumina sowie in- und expiratorischer Atemflussverhältnisse. Sie ist so sehr gut als Screening-Untersuchung geeignet.

Die Bedeutung der einzelnen Messwerte und ihrer Zusammenhänge ist für die Interpretation der Lungenfunktionsprüfung elementar. Man unterscheidet hier die dynamischen Volumengrößen, die in forcierten Atemmanövern mit Bezug zur Zeit ermittelt werden, von den zeitunabhängigen statischen Volumina als Teile der Totalkapazität. Des Weiteren können Atemflussparameter wie der Peak-Flow, Druckverhältnisse, Diffusionsparameter und Blutgaswerte gemessen werden.

Im Rahmen einer Lungenfunktionsprüfung werden diese Parameter als gemessener Ist-Wert und in der Relation zu einem auf eine Referenzgruppe bezogenen Soll-Wert angegeben. Gewisse Schwankungen sind hier ohne Krankheitswert. Die Parameter sind abhängig vom Geschlecht, der Körpergröße, dem Alter und der körperlichen Verfassung.

Die Lungenfunktionsprüfung wird in vielen Variationen durchgeführt:

- Spirometrie: Messung des Atemflusses mit Hilfe unterschiedlicher technischer Messprinzipien
- Ganzkörperplethysmographie: zur zusätzlichen Bestimmung von Parametern wie Atemwiderstand, Residualvolumen, Totale Lungenkapazität...
- Oszillometrie: im Gegensatz zur Bodyplethysmographie einfachere Möglichkeit zur Messung des Atemwiderstandes
- Kapnometrie: Messung des CO<sub>2</sub>-Gehaltes der Ausatemluft
- Pulsoximetrie: Messung der Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes
- Andere Diffusionsmessungen über Blutgas- oder Atemgasanalyse

- Zum einen Verfahren zur Bestimmung von genetischen Markern (Disposition für Asthma) zum anderen zur Bestimmung von invasiven oder nicht-invasiven Markern, die auf Entzündungsreaktionen in den Atemwegen deuten können

und optional mit Tests verknüpft:

- Physischer Belastungstest (Spiroergometrie)
- Bronchodilatations- und Provokationstest

### **3.1.1. Spirometrie**

Bei der Spirometrie werden nach dem aktuellen Stand der Medizin Atemflüsse aufgezeichnet und mittels Integration auch die entsprechenden dynamischen Volumina erfasst. Die dabei berechneten diagnoserelevanten Parameter werden weiter unten aufgezeigt. Bekannte technische Methoden zur Flussmessung sind:

- Hitzdrahtanemometrie: Messung basierend auf dem Prinzip eines im Luftstrom abkühlenden elektrischen Widerstandes beruht
- Rotation: Messung der Rotationsgeschwindigkeit eines Flügelrades, welches in einem Blasrohr sitzt und durch den Ausatemstrom angetrieben wird
- Druck: Messung des Differenzdrucks im Blasrohr, welches vor und nach einem durch eine Verengung oder eine Barriere erzeugten Widerstand abgenommen wird und welches Aufschluss über die Strömungsgeschwindigkeit gibt
- Ultraschall: Einsatz eines Ultraschall-Sender-Empfänger-Systems im Blasrohr, mit denen Signallaufzeiten festgehalten werden, die den auftretenden Strömungsgeschwindigkeiten entsprechen

### **3.1.2. Ganzkörperplethysmographie**

Die Ganzkörperplethysmographie ist im Gegensatz zur Spirometrie ein von der Mitarbeit des Patienten unabhängigeres Verfahren. Die Messung findet in einer geschlossenen Messkabine statt. Zusätzlich zu dem in der Kabine angebrachten Spirometer sind Drucksensoren angebracht, die zum einen den Munddruck abnehmen und zum anderen den Druck in der Kabine messen. Mit Hilfe dieser Messgrößen und dem Boyle-Mariotte-Gesetz lassen sich die weitere Lungenfunktionsparameter ableiten (Ulmer, Nolte, Lecheler, & Schäfer, 2003).

Nachteile dieses Verfahrens sind, dass vor jeder Messung die Kabine kalibriert werden muss; zudem kann die Messapparatur nicht bewegt werden und ist in der Anschaffung sehr teuer, so dass dieses Verfahren nur in Kliniken oder Spezialpraxen zum Einsatz kommt. Jedoch ist die Ganzkörperplethysmographie ein wichtiger Bestandteil für die letztendlich gültige Diagnose bei Vorliegen einer Lungenerkrankung.

### **3.1.3. Oszilloresistometrie**

Bei der Oszilloresistometrie wird über ein am Mundstück seitlich angesetztes Rohr ein oszillierendes Drucksignal eingeleitet, welches z.B. über einen Lautsprecher generiert wird. Dieses Signal überlagert sich mit dem im Mundstück auftretenden Strom und ergibt einen modulierten Atemstrom. Gleichzeitig werden sowohl der Atemfluss als auch die in den Atemwegen reflektierten Druckwellen am Mundstück erfasst.

Gemessen wird der für den oszillatorischen Luftstrom benötigte Druck. Der zwischen Druck und Strömung bestehende Phasenwinkel ist ein indirektes Messsignal für den Strömungswiderstand (Vogel & Smidt, 1994).

### **3.1.4. Diffusionsmessungen**

Die bisher aufgezeigten Verfahren ermöglichen die Feststellung der mechanischen Eigenschaften der Lunge, so können Flüsse, Volumina, der Atemwiderstand und die Lungencompliance bestimmt werden, nicht aber die biochemischen Eigenschaften des Gasaustausches. Möchte man neben der mechanischen auch die wirkende Funktion der Lunge testen, muss der komplette metabolische Kreislauf gemessen werden. Dies bedeutet, dass neben der Gasmenge auch die Gaszusammensetzung gemessen werden muss, um festzustellen, wieviel Sauerstoff durch das Hämoglobin gebunden wurde und wieviel Kohlenstoffdioxid durch die Alveolen diffundieren konnte.

Ein Verfahren zur Feststellung der Diffusionsleistung der Lunge ist die Kapnographie, mit der der CO<sub>2</sub>-Gehalt der Ausatemluft bestimmt werden kann. Dabei wird in den Atemstrom ein optischer Sensor auf Infrarot-Basis eingebracht und das Absorptionsspektrum der Atemluft gemessen (Schäfer, Burmann-Urbaneck, & Glaser).

Bei der Pulsoximetrie wird die Sauerstoffsättigung (spO<sub>2</sub>) im arteriellen Blut gemessen. Dabei wird der Sensor an einem Körperteil (Finger oder Ohrläppchen) befestigt und mit einer



Infrarot-Lichtquelle durchleuchtet. Entsprechend der Sauerstoffsättigung und somit der Rotfärbung des Blutes weist das mit dem gegenüberliegenden Fotosensor detektierte Licht bestimmte Absorptionsspektren. Bei einer Sauerstoffsättigung von unter 96 Prozent entsteht beim gesunden Menschen das Gefühl der Atemnot.

Die Blutgasanalyse stellt ein invasives Verfahren dar, mit dem der Partialdruck des Sauerstoffs ( $pO_2$ ) und des Kohlenstoffdioxids ( $pCO_2$ ), sowie der pH-Wert des Blutes bestimmt werden können. Bei diesem Verfahren wird arterielles Blut über die Ohrläppchen entnommen und mittels kalibrierter Elektroden mit großer Sorgfalt unter Laborbedingungen analysiert (Ulmer, Nolte, Lecheler, & Schäfer, 2003).

### **3.1.5. Belastungs-, Dilatations- und Provokationstest**

Neben den reinen Messungen dienen Tests dazu, die Leistungsfähigkeit der Lunge besser einzuschätzen. So wird über einen Belastungstest zusätzlich die Funktion von Atmung, Herz, Kreislauf und muskulärem Stoffwechsel untersucht. Bei diesem Test wird die Belastungsgröße des Patienten individuell an einem Ergometer (Standrad oder Laufband) eingestellt. Während der Untersuchung trägt der Patient eine Atemmaske, die an ein Spirometer und ein Gasanalysessystem angeschlossen ist, welche Atemfluss und -volumen bzw. Gasgehalt erfassen. Zusätzlich wird über ein Belastungs-EKG die Herzfrequenz und optional der Blutdruck aufgezeichnet. Bei Bedarf können auch weitere Diffusionsmessungen durchgeführt werden.

Mit dem Bronchodilatationstest wird die Reversibilität einer bekannten Atemwegsobstruktion getestet. Zu Beginn des Tests werden bestimmte Lungenfunktionsparameter gemessen. Anschließend wird ein bronchialerweiterndes Medikament inhaliert und nach etwa 20 Minuten die bereits bestimmten Parameter nochmals nachgemessen. Nach dem Test kann beurteilt werden, ob und inwieweit das Medikament hilft, wie die Therapie verläuft und inwieweit sie noch optimiert werden kann (Ulmer, Nolte, Lecheler, & Schäfer, 2003).

Im Gegensatz zum Bronchodilatationstest wird mit dem Provokationstest bewusst ein kontrolliert dosierter Asthmareiz appliziert, um die Empfindlichkeit der Atemwege zu überprüfen. Mit diesem Test lassen sich Aussagen darüber treffen, wie konzentriert der Reiz sein muss, ob und wie schnell die Verengung und die anschließende Normalisierung eintreten und wie erfolgreich eine Medikamentierung ist (Ulmer, Nolte, Lecheler, & Schäfer, 2003).

### 3.1.6. Spirometrische Parameter

Im Folgenden werden die gebräuchlichsten Parameter in der Spirometrie erläutert und die Algorithmen, die später in der Firm- bzw. Software verwendet werden, um diese zu berechnen. In den folgenden Abbildungen sind beispielhaft einige dynamische Volumengrößen in einem Fluss-Volumen-Diagramm (links) und Fluss-Zeit- bzw. Volumen-Zeit-Diagramm (rechts) dargestellt.

Bei den Bezeichnungen, die mit „MEF“ und „FEF“ beginnen (die Parameter werden anschließend noch genau erläutert), liegt der Unterschied lediglich in der Benennung. Während sich die MEF jeweils auf das noch auszuatmende Volumen (des Tiffenau-Manövers bzw. FVC) bezieht, ist es bei der FEF das bereits ausgeatmete Volumen als prozentualer Anteil der FVC. MEF wird vornehmlich im europäischen Raum angewandt, während FEF überwiegend im angloamerikanischen Raum Anwendung findet.

**Parameter: PEF - Peak Expiratory Flow**

Die maximale expiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit, die bei forcierter Expiration nach kompletter Inspiration erreicht werden kann. Ein erhöhter PEF kann auf einen erhöhten Atemwegswiderstand bei Obstruktionen deuten.

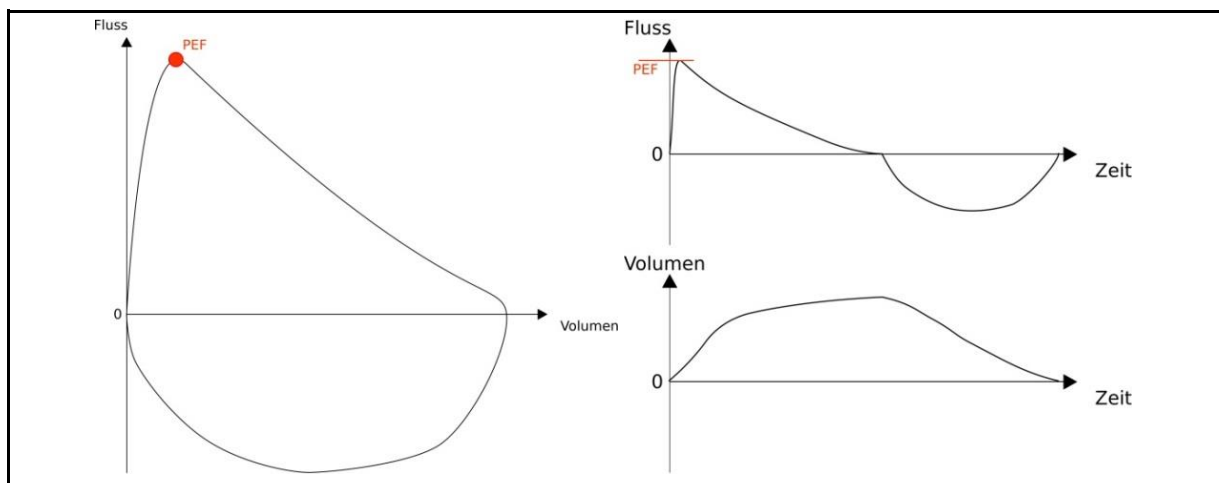


Abbildung 4: Der PEF

*ist der höchste Flusswert zwischen Beginn und Ende eines Atemmanövers; hier als Maximum der impliziten Darstellung zu erkennen zu erkennen.*

Algorithmus:  $PEF = \max(\dot{V}(t))$ , wobei  $V$  das Volumen und  $\dot{V}$  (oder  $F$ ) der Fluss ist

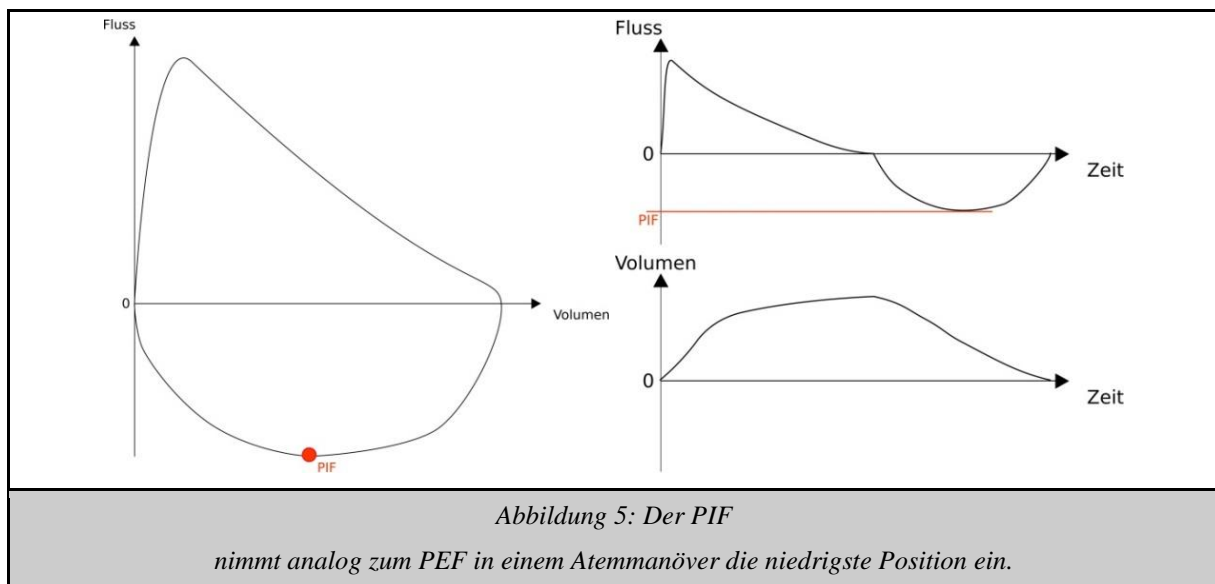
```

CalcPef(f) {
  pef = 0; n = length(f)
  for i = 0 to n
    do(   if f(i) > pef
         then pef=f(i))
  return pef}

```

### Parameter: PIF - Peak Inspiratory Flow

Die maximale inspiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit, die bei forcierter Inspiration nach kompletter Expiration erreicht werden kann.



Algorithmus:  $PIF = \min(\dot{V}(t))$

```

CalcPif(f) {
  pif = 0; n = length(f)
  for i = 0 to n
    do(   if f(i) < pif
         then pif=f(i))
  return pif}

```

**Parameter: FEF75 – Forced Expiratory Flow 75%**

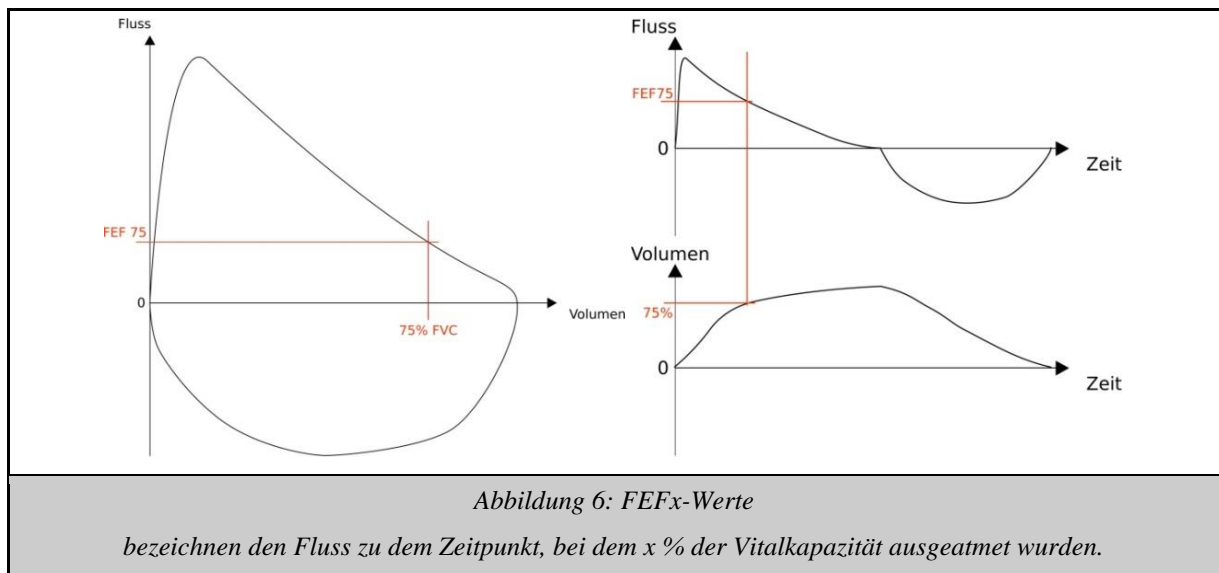
Maximale (forcierte) expiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit (Flow) zu dem Zeitpunkt, bei dem 75% der VC ausgeatmet wurden (=MEF25).

**Parameter: FEF50 – Forced Expiratory Flow 50%**

Maximale (forcierte) expiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit (Flow) zu dem Zeitpunkt, bei dem 50% der VC ausgeatmet wurden (=MEF50). Ein erhöhter FEF50 kann auf vorhandene Obstruktionen in den kleinen Atemwegen deuten.

**Parameter: FEF25 – Forced Expiratory Flow 25%**

Maximale (forcierte) expiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit (Flow) zu dem Zeitpunkt, bei dem 25% der VC ausgeatmet wurden (=MEF75).



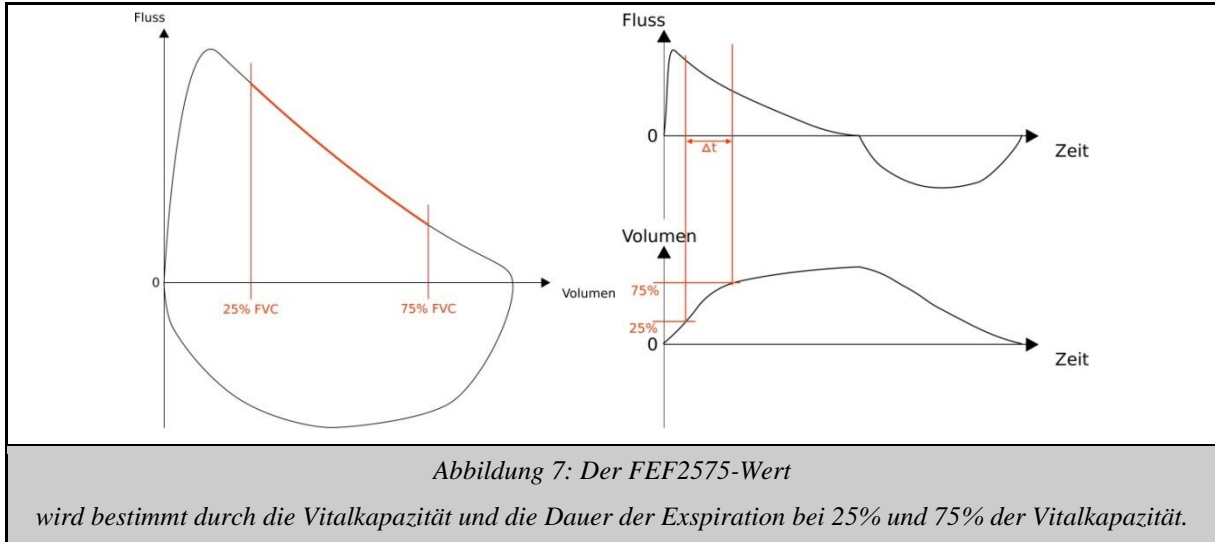
Algorithmus:  $FEFx = \dot{V}(t_x)$ , wobei  $V(t_x) = \left(\frac{x}{100}\right) * FVC$

```

CalcFef(f,x) {
f0,f1,fevx = 0
v0,v1 = 0, fevx = (x/100)*CalcFvc(f)
n = length(f)
for i = 0 to n
do( v1 = v1+f(i)*dt
if(v1 >= fevx)
then( fefx = ((v1-fevx)*f0+(fevx-v0)*f1)/(v1-v0)
break)
v0=v1)
return fefx}
    
```

**Parameter: FEF2575 – Forced Expiratory Flow 25%-75%**

Maximale expiratorische Atemstromstärke bzw. Flussgeschwindigkeit (Flow) im Volumenabschnitt 25–75% der ausgeatmeten FVC (=MEF7525).



Algorithmus:  $FEF2575 = (0,5 * FVC) / \Delta t,$

wobei  $\Delta t = t_1 - t_0, V(t_0) = 0,25 * FVC, V(t_1) = 0,75 * FVC$

```
CalcFef2575(f) {
  fef2575,dv,j = 0
  fvc = CalcFvc(f)
  n = length(f)
  for i = 0 to n
    do(
      dv = dv+f(i)*dt
      if(dv >= (0.25*fvc and j<1))
        then j = i
      if(dv >= 0.75*fvc)
    )
  then fef2575 = (0.5*fvc)/(i-j)
  break))
  return fef2575 }
```

**Parameter: FVC – Forced Expiratory Vital Capacity**

Das nach kompletter Inspiration unter stärkster Anstrengung schnellstmöglich ausgeatmete maximale Volumen (Tiffenau-Manöver).

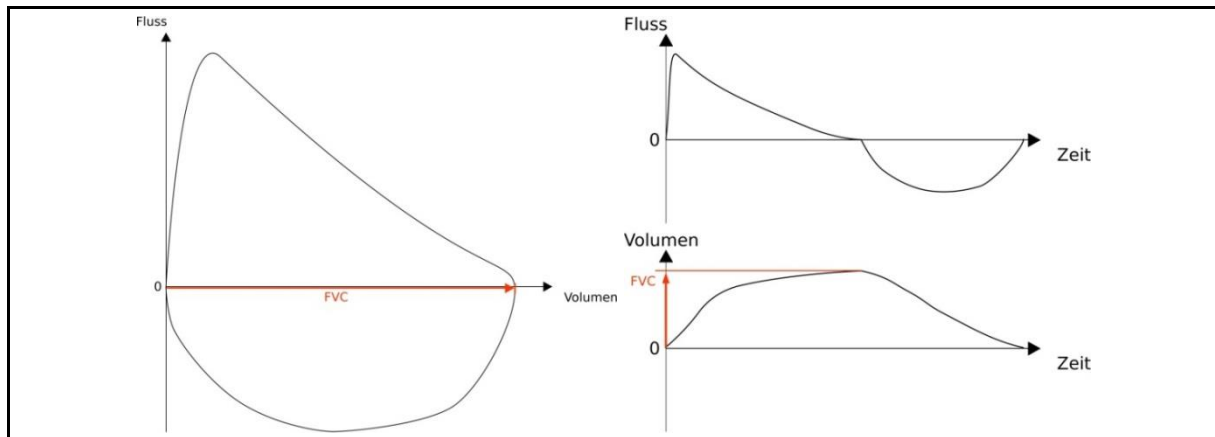


Abbildung 8: Der FVC

wird durch das Volumen bestimmt, das vom Beginn bis zum Ende der Expiration forciert ausgeatmet wird.

Algorithmus:  $FVC = \int_{t_{\text{beginn}}}^{t_{\text{ende}}} \dot{V}(t) dt$

```

CalcFvc(f) {
  fvc = 0
  n = length(f)
  for i = 0 to n
    do( fvc = fvc+f(i)*dt)
  return fvc}
    
```

**Parameter:** FIVC – Forced Inspiratory Vital Capacity

Das nach kompletter Expiration unter stärkster Anstrengung schnellstmöglich eingeatmete maximale Volumen.

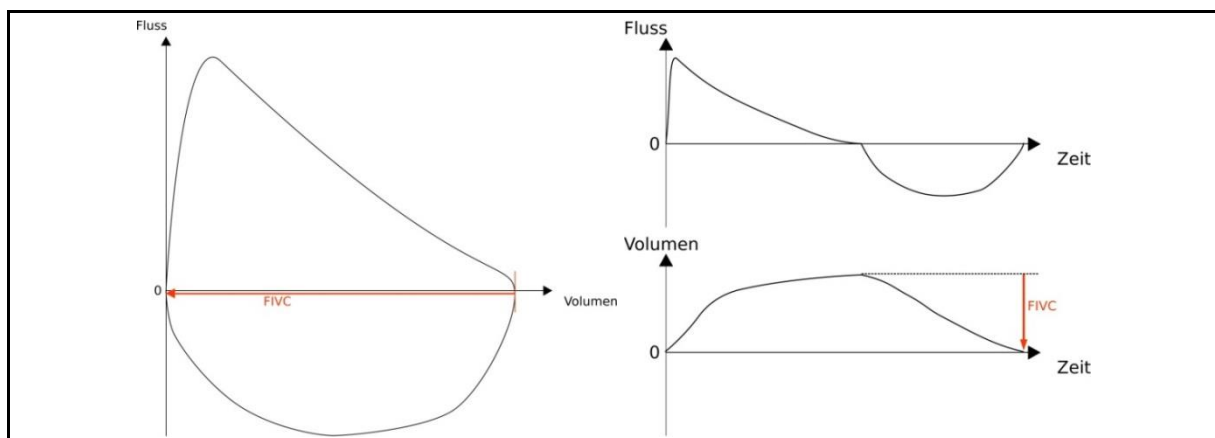


Abbildung 9: Der FIVC

wird durch das Volumen bestimmt, das vom Beginn bis zum Ende der Inspiration forciert ausgeatmet wird.

Algorithmus:  $FIVC = \int_{t_{\text{beginn}}}^{t_{\text{ende}}} \dot{V}(t) dt$

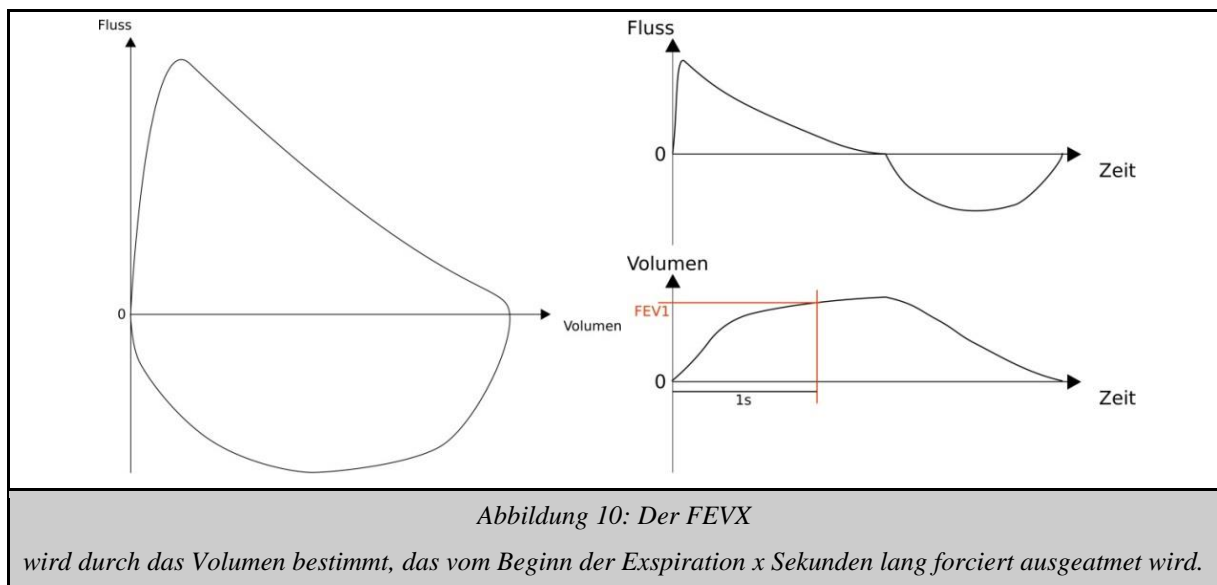
```

CalcFivc(f) {
  fivc = 0
  n = length(f)
  for i = 0 to n
    do( fivc = fivc+f(i)*dt)
  return fivc}

```

**Parameter: FEVX – Forced Expiratory Volume X Second**

Das nach kompletter Inspiration unter stärkster Anstrengung schnellstmöglich ausgeatmete maximale Volumen innerhalb einer bestimmten Zeit



Algorithmus:  $FEVX = \int_{t_{\text{beginn}}}^{t_{\text{beginn}+x}} \dot{V}(t) dt,$

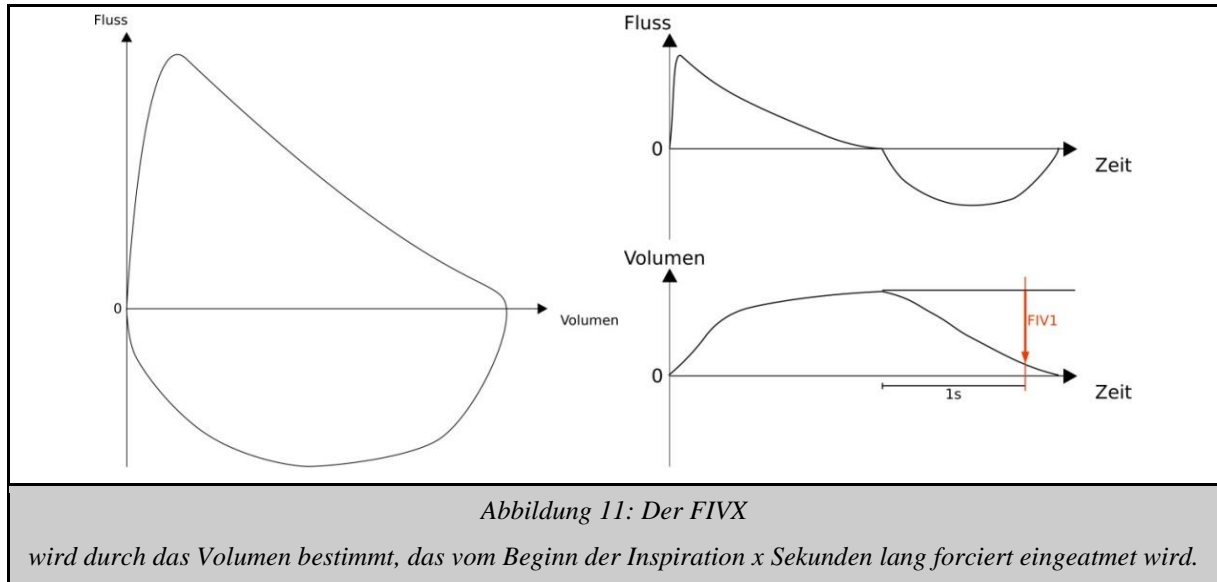
```

CalcFev(f, x) {
  fevx = 0
  for i = 0 to x
    do( fevx = fevx+f(i)*dt)
  return fevx}

```

**Parameter: FIVX – Forced Inspiratory Volume X Second**

Das nach kompletter Expiration unter stärkster Anstrengung schnellstmöglich eingeatmete maximale Volumen innerhalb einer bestimmten Zeit



Algorithmus: 
$$FIVX = \int_{t_{\text{beginn}}}^{t_{\text{beginn}+x}} \dot{V}(t) dt,$$

```
CalcFiv(f, x) {
  fivx = 0
  for i = 0 to x
    do( fivx = fivx+f(i)*dt)
  return fivx }
```

In Abbildung 12 werden der Vollständigkeit halber die in der Spirometrie definierten statischen Lungenvolumina aufgezeigt, auf die hier aber nicht im Näheren eingegangen wird.

**Parameter: VT – Atemzugvolumen/Tidalvolumen**

Das pro Atemzug ein- bzw. ausgeatmete Volumen während der Ruheatmung. Der Wendepunkt zwischen Aus- und Einatmung bezeichnet die Atemmittellage.

**Parameter: IRV - Inspiratorisches Reservevolumen**

Das Volumen, das nach normaler Inspiration noch zusätzlich maximal eingeatmet werden kann.



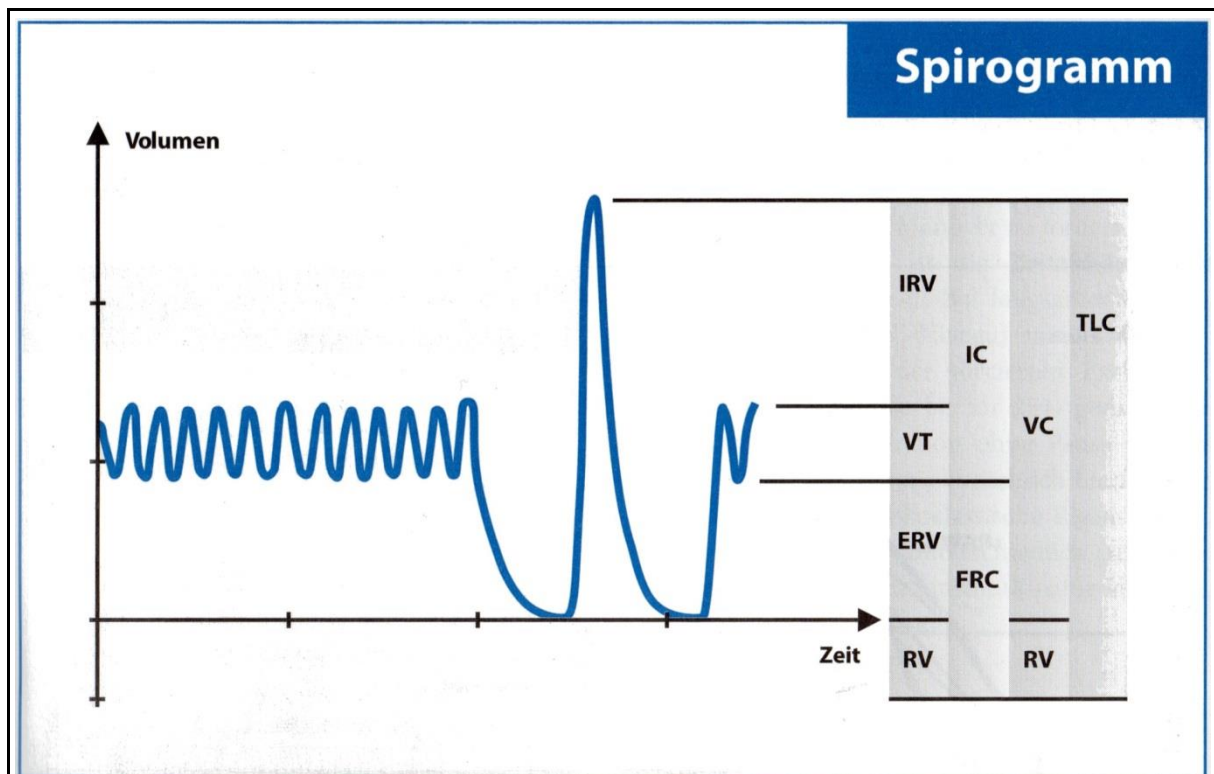


Abbildung 12: Die statischen Lungenvolumina

sind hier der Vollständigkeit halber aufgeführt: zu den wichtigsten zählen die inspiratorische und expiratorische Vitalkapazität, also die maximal ein- bzw. ausatembaren Volumina.

**Parameter: IC - Inspiratorische Kapazität**

Das Volumen, das aus der Atemruhelage heraus noch maximal eingeatmet werden kann, also  $VT+IRV$ .

**Parameter: ERV - Expiratorisches Reservevolumen**

Das Volumen, das nach normaler Expiration noch zusätzlich maximal ausgeatmet werden kann.

**Parameter: VCin - Inspiratorische Vitalkapazität**

Das Volumen, das nach maximaler Expiration maximal eingeatmet werden kann.

**Parameter: VCex - Expiratorische Vitalkapazität**

Das Volumen, das nach maximaler Inspiration maximal ausgeatmet werden kann. Bei gesunden Probanden besteht keine systematische Differenz zwischen IVC und EVC; nur bei obstruktiven Lungenerkrankungen kann die IVC größer sein als EVC und FVC. EVC ist in

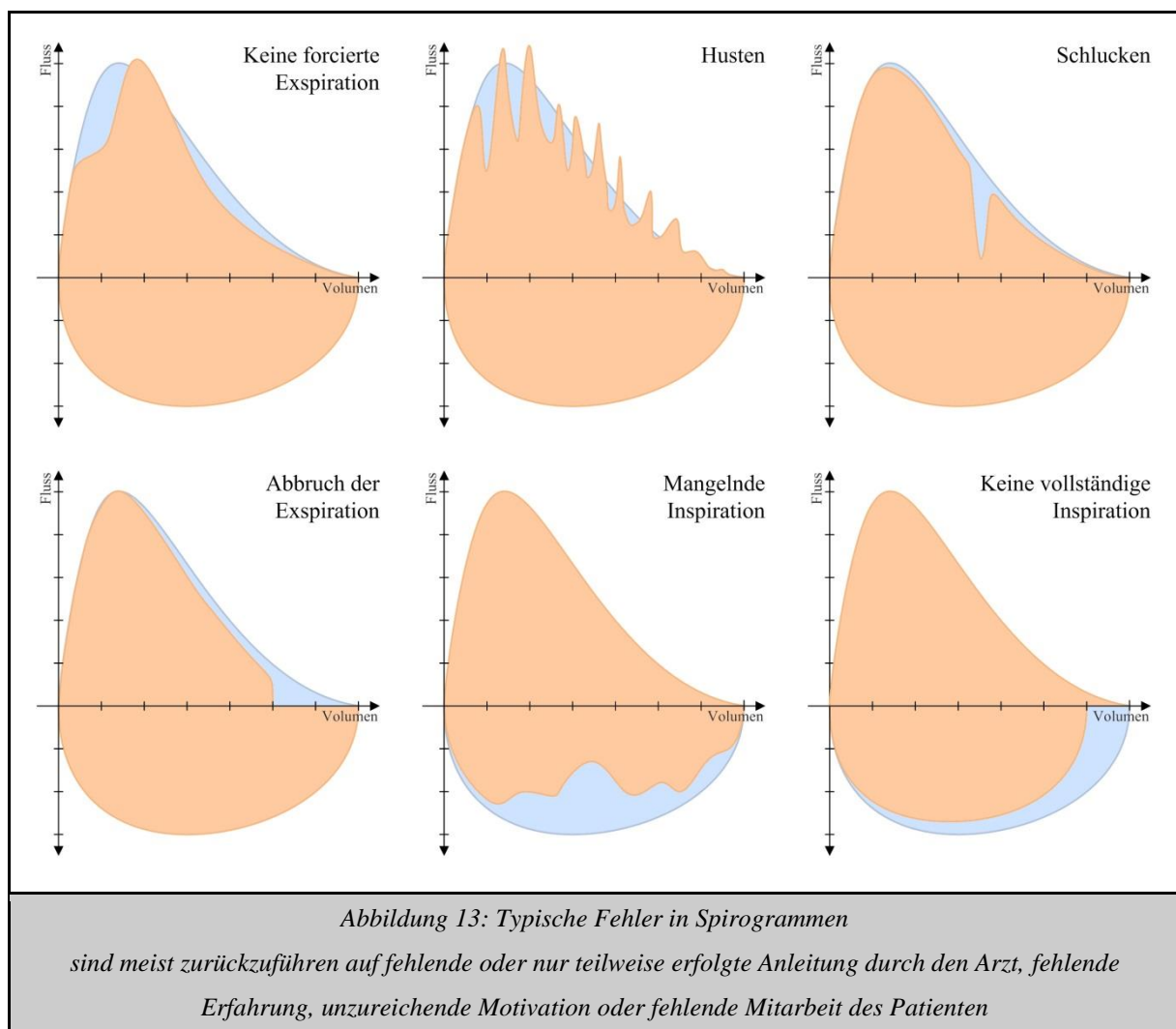
der Regel größer als FVC aufgrund der dynamischen Kompression. Eine Abnahme der Lungendehnbarkeit oder Versteifung des Skelets führen zur Abnahme der Vitalkapazität.

**Parameter: FRC - Funktionelle Residualkapazität**

Das Volumen, das sich nach normaler Expiration (endexpiratorisch) noch in der Lunge befindet, also ERV+RV.

**Typische Fehler bei Messungen**

Fehler bei Spirogrammen treten dann gehäuft auf, wenn Patienten noch keine Erfahrung mit dem Messverfahren haben oder eine Anleitung durch den Arzt fehlt oder nur teilweise erfolgt. Auch unzureichende Motivation des Patienten durch den Arzt oder fehlende Mitarbeit des Patienten kann zu Fehlern führen, die die Aussagekraft eines Spirogramms aufheben (s.u.).



## **3.2. Diagnosekonzepte**

Im Bereich der chronischen Lungenerkrankung gibt es nur wenige Konzepte, die vor allem im Rahmen der Telemedizin bzw. des Telemonitorings von Bedeutung sind. Exemplarisch werden unten drei (zum Teil beendete) Projekte beschrieben, die den Stand der Technik repräsentieren. Größtenteils geht es in diesen Projekten darum, sogenannte Vitalparameter, unter anderem eben Lungenfunktionswerte (zumeist nur Peak-Flow-Werte), zu erfassen, an einen Datenserver zu übermitteln und die Daten dem zuständigen Arzt aufbereitet zukommen zu lassen.

### **3.2.1. Klinik Donaustauf**

Das erste groß angelegte Telemedizinprojekt in Deutschland wurde an der Klinik Donaustauf unter Leitung von Prof. Pfeifer in Kooperation mit der AOK Bayern, der ITMS Telemedizin Deutschland GmbH, dem Institut für Biologische Physiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, dem Institut für Gesundheitsökonomie und klinische Epidemiologie der Universität zu Köln, der VIASYS Healthcare GmbH, der Siemens AG Medical Solution und dem Institut und Poliklinik für Arbeitsmedizin- Umweltmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt.

Als technische Ausrüstung wurde ein Spirometer mit Messfunktion für die Parameter PEF, FEV1 und FVC mit integriertem elektronischem Tagebuch verwendet. Die Patienten wurden angehalten jeweils morgens und abends eine Messung durchzuführen. Die vom Patienten zu Hause gemessenen Daten konnten durch Symptomparameter wie Hustenhäufigkeit, und Medikationsparameter wie Anzahl der Hübe von Salbutamol im Tagebuch ergänzt werden.

Mit einer kabelgebunden Verbindung des Spirometers mit einem Modem konnte über den Telefonanschluss das elektronische Tagebuch an das Servicezentrum Donaustauf übertragen werden. Eine Internetplattform mit hoher Datensicherheit wurde vom Servicezentrum Donaustauf in Zusammenarbeit mit der ITMS Telemedizin Deutschland GmbH und der Siemens AG entwickelt (Abbildung 14).



*(Klinik Donaustauf, 2007)*

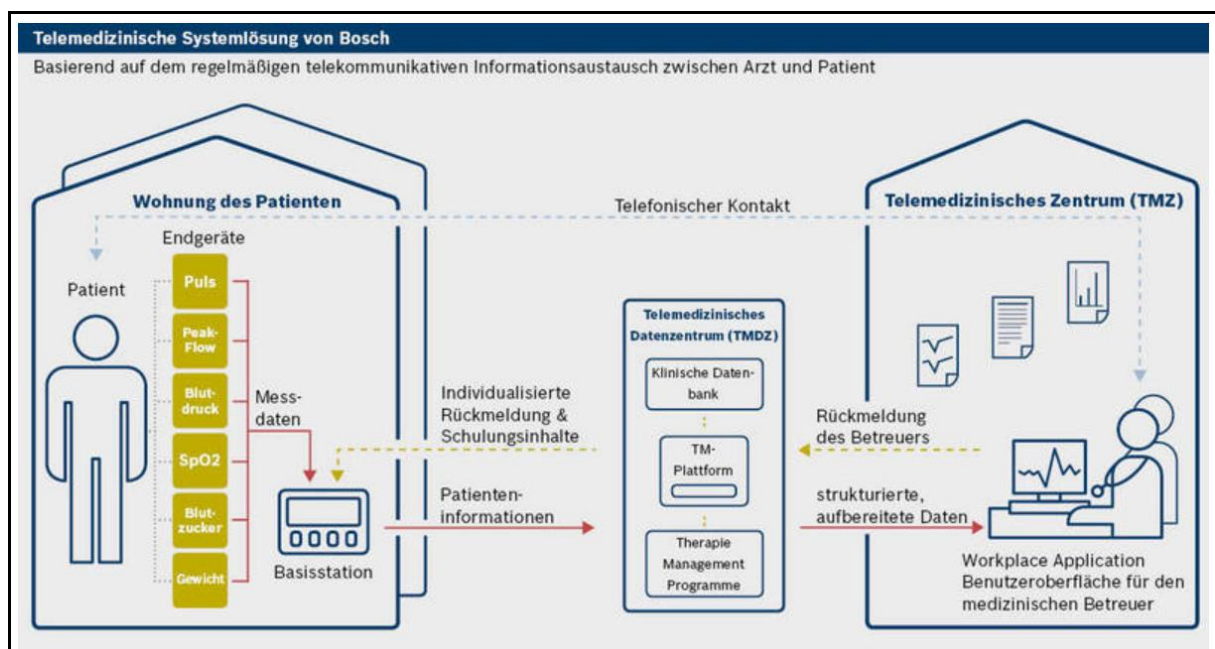
*Abbildung 14: Das in der Klinik Donaustauf verwendete System, besteht aus einem Spirometer und einem Modem zum Übermitteln der Daten. Die Hauptergebnisse nach drei Jahren Laufzeit waren zum einen die hohe Akzeptanz des Systems, zum anderen die Verbesserung der Kenntnisse und der Selbstkontrolle der Erkrankung.*

Ziel war es, mit diesem System den Verlauf von chronischen, pneumologischen Erkrankungen wie z.B. Asthma über viele Jahre zu überwachen, Symptome der Erkrankung aufzuzeichnen und zudem auftretende Exazerbationen zu erfassen. Zu Beginn des Projektes wurden 232 Patienten rekrutiert (davon 65 Asthma-Patienten), etwa 84 Prozent führten eine regelmäßige Messung mit anschließender Datenübertragung durch. Die Hauptergebnisse nach drei Jahren Laufzeit waren zum einen die hohe Akzeptanz des Systems, zum anderen die Verbesserung der Kenntnisse und der Selbstkontrolle der Erkrankung (Pfeifer, November 2011).

### 3.2.2. A.T.e.m.

Seit 2009 stellt die Robert Bosch Healthcare GmbH telemedizinische Systemlösungen für Kliniken, medizinische Zentren und Ärzte her, um Patienten, die unter anderem an Lungenerkrankungen leiden, in ihrer alltäglichen Umgebung zu überwachen. 2012 startete die Bosch Healthcare, das Robert-Bosch-Krankenhaus und die Techniker Krankenkasse das Betreuungsprojekt „Alltag mit Telemedizin erfolgreich meistern“ (A.T.e.m.). Zwischenzeitlich wurden im Rahmen dieses Projektes 171 COPD-Patienten parallel zu den gewohnten Arztbesuchen betreut, die während dieser Zeit ihre Vitaldaten an das Telemedizinische Zentrum des Robert-Bosch-Krankenhauses übermittelt haben.

Dabei werden die Daten von einem Peak-Flow-Meter an eine Basisstation weitergegeben, die diese über eine Telefonleitung verschlüsselt an einen gesicherten Datenserver weitergibt. Krankheitsspezifische Kommentare, wie das Auftreten von Symptomen (Husten, Pfeifen, ...), Medikamenteneinnahme, Sauerstoffeinnahme, Rauchverhalten des Patienten werden in einem kurzen Abfragedialog von 5 bis 10 Minuten Dauer ebenfalls erfasst. Über eine Datenplattform werden die Daten anschließend aufbereitet und visualisiert. Ziel des Projektes ist es, stationäre Behandlungen zu minimieren, Exazerbationen frühzeitig zu erkennen und entsprechend zu behandeln (Abbildung 15).

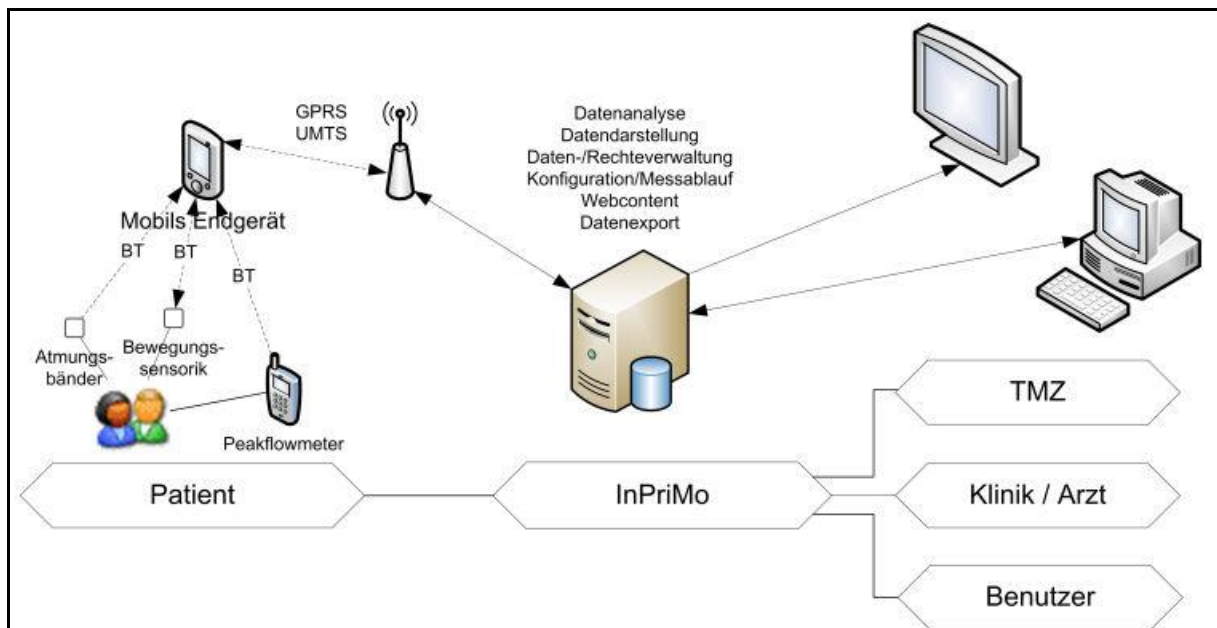


(Robert-Bosch-Krankenhaus, 2014)

Abbildung 15: Telemedizinische Systemlösung von Bosch, welches im Projekt A.T.e.m. zum Einsatz kommt. Ziel des Projektes ist es, stationäre Behandlungen zu minimieren, Exazerbationen frühzeitig zu erkennen und entsprechend zu behandeln.

### 3.2.3. InPriMo

Bei „InPriMo“ handelte es sich um ein im Rahmen von „next generation media“ durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Innovation gefördertes Forschungsprojekt, in dem es darum ging, präventive Maßnahmen und Feldversuche bei Jugendlichen mit einer Asthma-Erkrankung mit Hilfe von mobiler Sensorik, Mobilfunkgeräten und einer Internetplattform durchzuführen. Bei diesem Projekt wurde das schriftliche Tagebuch durch eine mobile Anwendung realisiert und mit erweiterten Funktionen ausgestattet (Abbildung 16).



(Huber, Diemer, & Kreuzer, 2008)

Abbildung 16: Im Projekt InPriMo

wurden speziell jugendliche Asthma-Patienten dazu angehalten, Messungen im alltäglichen Leben durchzuführen. Ziel war es, die im klinischen Umfeld oder bei längeren Schulungen gute Mitarbeit der Jugendlichen auch in der häuslichen Umgebung aufrechterhalten. Die Patienten sollten zudem ihren gesundheitlichen Zustand richtig einschätzen lernen, um somit ihr Sicherheitsgefühl zu steigern.

Die Messungen wurden mit einem einfachen Peak-Flow-Meter durchgeführt und über Bluetooth an ein mobiles Gerät übermittelt, welches diese zur weiteren Analyse an eine Internetplattform gesendet hat. Über das mobile Gerät konnte daraufhin eine Feedback-Funktion dem Patienten eine kurze Auskunft über seinen Gesundheitszustand geben.

Ziel war es, die im klinischen Umfeld oder bei längeren Schulungen gute Mitarbeit der Jugendlichen auch in der häuslichen Umgebung aufrechterhalten. Die Patienten sollten zudem ihren gesundheitlichen Zustand richtig einschätzen lernen, um somit ihr Sicherheitsgefühl zu steigern. Außerdem sollte es dem Arzt die Möglichkeit geben, die Wirksamkeit einer Therapie aus der Ferne zu überprüfen und bei Fehlentwicklungen die Eltern zu benachrichtigen und die Betroffenen bei Bedarf einzubestellen.

### **3.3. Bestehende Mängel**

Im Bereich der Lungenerkrankungen gestaltet sich die Diagnosestellung (mit Hilfe der Spirometrie) bei Kindern als ein schwieriges Unterfangen.

Zum einen fehlen Systeme, die sich an den Anforderungen der Kinder hinsichtlich Durchführbarkeit und Bedienbarkeit orientieren müssen und die die technischen Voraussetzungen mitbringen müssen, die bei Kindern typischen, auftretenden geringen Messgrößen hinreichend genau aufzunehmen.

Zum anderen werden automatisierte Systeme benötigt, die die Kinder dahingehend unterstützen, ihre Atemmanöver derart durchzuführen und zu protokollieren, dass die Messungen besser verwertet werden können, und die diese mit Referenzdaten vergleichen, um so eine größere Aussagekraft zu erhalten.

Bei den vorgestellten Konzepten wurden einfache Peak-Flow-Meter verwendet, die nach dem Prinzip der Differenzdruck- oder Flügelradanemometrie messen. Ähnlich anderen Methoden aus dem Bereich der Flussmessung, die in der Spirometrie angewendet werden, erfüllen jedoch darauf basierende Messgeräte die technischen Voraussetzungen nicht, um hinreichend genau messen zu können. Die in dieser Arbeit durchgeführte Analyse hat ergeben, dass bei diesen Geräten die Messabweichung mit mehr als 30% weit außerhalb des von den wichtigsten Normen und Richtlinien erlaubten Bereichs liegt oder diese Geräte für niedrige Flussbereiche (unter 200 Liter pro Minute) nicht geeignet sind (siehe Kapitel 4.12). Andere diagnostische Verfahren wiederum sind nicht für das häusliche Umfeld oder den mobilen Einsatz geeignet (Ultraschall).

Erst auf dem Prinzip der Hitzdrahtanemometrie konnte in dieser Arbeit eine geeignete Sensorik (Heizelement und Beschaltung) untersucht, entwickelt und die Messgenauigkeit mit Hilfe eines darauf abgestimmten Kalibrier- und Messverfahrens soweit erhöht werden, dass hinreichend gute Ergebnisse erzielt wurden. Die Qualität dieser Messergebnisse wurde mit

einem physikalischen Korrekturverfahren nochmals verbessert. Somit wurde zum ersten Mal die technische Voraussetzung geschaffen, richtig messen zu können.

Bei den vorgestellten Konzepten konzentriert sich die Software auf den Bereich der Datenübertragung (an einen Datenserver), der Datenverwaltung und der Bereitstellung dieser Daten für medizinisches Personal. Eine Software, die den Arzt unterstützt oder den Patienten (speziell kleine Kinder) anleitet, um die für die Spirometrie benötigten Atemmanöver zu trainieren und somit überhaupt aussagekräftige Messergebnisse zu erhalten und diese mit Hilfe von Referenzdaten verständlich darzustellen, fehlt. Um diesen Mangel zu beheben, musste zunächst ein neues Konzept durchdacht und umgesetzt werden, welches zum Ziel hatte, alle Beteiligten einzubinden und aufeinander abzustimmen. In einer Pilotstudie konnte nachgewiesen werden, dass sich dieser Ansatz gelohnt hat und dadurch aussagekräftigere Ergebnisse erzielt werden.

Stand der Technik	Neuheit
Kinder unter 6 Jahren können mit Hilfe der Spirometrie nicht diagnostiziert werden.	Das neue Diagnosesystem ist speziell auf Kinder abgestimmt (Durchführbarkeit, Bedienbarkeit, ...)
Die in der Spirometrie eingesetzten Messprinzipien sind bei Kindern zu ungenau.	Das zur Messung von niedrigen Gasflüssen bekannte Prinzip der Hitzdrahtanemometrie wurde zur Messung von Atemflüssen bei Kindern (niedrig bis hoch) erweitert und optimiert.
Dem Arzt fehlen verlässliche Messungen aus dem häuslichen Umfeld.	Bei der Durchführung der Messungen werden vollständige Spirogramme aufgenommen und abgespeichert, die der Arzt besser interpretieren kann.
Beim Allgemeinarzt können fehlende Erfahrungen in der Spirometrie (bedingt durch seltene Anwendungen) zu Falschmessungen führen.	Eine automatisierte Software unterstützt den Arzt und ermöglicht es, mit Hilfe einer großen Referenzdatenbasis die Messungen tiefgehender zu analysieren.
Kinder können ihre Atmung nicht bewusst kontrollieren, was für eine korrekte Messung jedoch vorausgesetzt wird.	Das neue System kann dazu eingesetzt werden, die Atmung zu trainieren und somit die Ein- und Ausatmung bewusst zu kontrollieren.
Kinder können selbstständig keine Atemmanöver durchführen, die für eine Spirometrie notwendig sind.	Die Atemmanöver werden mit Hilfe einer animierten Software spielerisch geübt und durch das Gerät überprüft. Eine Studie belegt den Erfolg dieses Vorgehens.

*Abbildung 17: Das neue System*  
*soll bereits sehr junge Patienten gezielt dazu anleiten, Messungen eigenständig und richtig aufzunehmen, und die Aussagekraft der Diagnose erhöhen*



## **4. Vorgehensweise und Ergebnisse**

### **4.1. Auf dem Weg zu einem neuen Diagnosesystem**

Wie wir bereits aus der Problemstellung erfahren haben, lässt sich die Diagnose und Therapie einer Lungenerkrankung bei Kindern nur schwer durchführen. In dieser Arbeit geht es darum, eine zufriedenstellende Lösung für die konzeptionelle und technische Rahmenbedingung zu finden, die sich speziell an den Problemen der Kleinkinder orientiert. Dabei sollte der Patient dazu angehalten werden, bewusst mit seiner Erkrankung umzugehen, um diese einschätzen und somit besser kontrollieren zu können.

Beim Lösungsansatz lag der Fokus auf den Bedürfnissen der Anwendergruppe der Kinder - bisherige Systeme orientierten sich lediglich an Erwachsenen. Aus diesem Grund war es unabdingbar, dass die Verwendung eines Messsystems einfach bedienbar und durchzuführen ist. Zudem sollte der sensorische Teil des Systems (Messgerät) für Kinderhände geeignet sein und erhöhten mechanischen Ansprüchen genügen können, um die Kinder nicht in ihrer natürlichen Bewegungsfreiheit einzuschränken. Kindern, die das Lesen noch nicht beherrschen, sollte die Bedienung des System und die Anzeige der Messwerte entsprechend verständlich gemacht werden können. Da das Gerät in Berührung mit der Mundschleimhaut kommt, musste dieses biokompatibel und desinfizierbar konstruiert werden.

Des Weiteren sollte eine für Kinder unverständliche Gerätekalibrierung, wie sie bei vielen Messgeräten üblich ist, entfallen oder zumindest nur in der Herstellung des Gerätes durchgeführt werden. Aufbauend auf dem Prinzip der Hitzdrahtanemometrie sollte die Sensorik eine hohe Messgenauigkeit und einen geringen Strömungswiderstand gewährleisten, so dass die bei Kindern vorherrschenden, geringen Atemflüsse und –volumina unverfälscht gemessen werden können. Dazu sollte die entsprechende Sensorik angepasst und die Genauigkeit mit Hilfe von Kompensationsalgorithmen erhöht werden.

Das Messsystem sollte aber nicht nur als Sensorik zur Messwernerfassung dienen, sondern sollte als erweitertes Konzept die Kinder unterstützen und ihren Umgang mit der Erkrankung schulen. Die zuhause durchgeführten Messungen sollten als dynamische Parameter erhoben und als vollständige Spirogramme am Messgerät abgespeichert werden. Bestimmte Parameter, die zur Beurteilung des Krankheitsverlaufs geeignet sind, sollten sowohl am

Messgerät als auch am Rechner angezeigt werden und von den Eltern kontrolliert werden, was dabei helfen sollte, die Arztbesuche zu reduzieren.

Mit Hilfe eine Atemtrainers sollte Kindern die Möglichkeit gegeben werden, zum einen unter Anleitung die notwendigen Atemmanöver durchzuführen und somit die Mitarbeit zu steigern, zum anderen, falls sie diese nicht beherrschen, zu erlernen. Wobei geklärt werden sollte, ab wann Kinder bewusste Ein- und Ausatemvorgänge ausführen können, ob und wie die Motivation gesteigert werden kann und welche Parameter inwieweit von dieser Maßnahme beeinflusst werden können.

In jüngster Zeit wurden zudem große Anstrengungen unternommen, eine valide Referenzdatenbasis zu den Lungenfunktionswerten zu erhalten.

Zum einen wurden bisher statistische Daten lediglich lokal und mit kleinen Kollektiven ermittelt (Zapletal, Samanek, & Paul, 1987), zum anderen lagen keine Daten von Kindern unter 6 Jahren vor, so dass diese einfach linear interpoliert wurden.

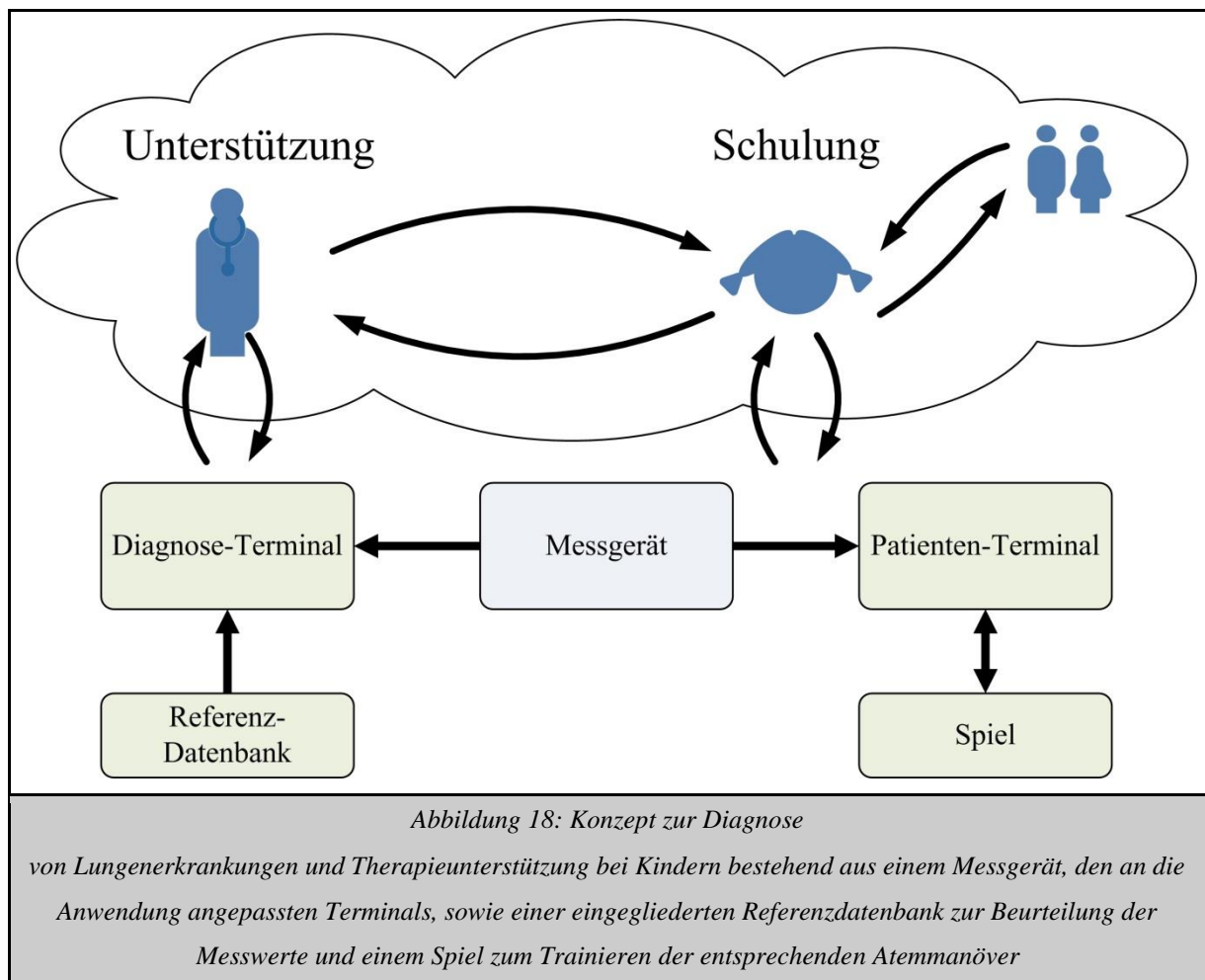
Quanjer hat in Zusammenarbeit mit 72 verschiedenen Zentren aus 33 Ländern über 50 000 verwertbare Referenzpatienten ab dem dritten Lebensjahr statistisch erfasst (Quanjer & et al, 2012). Diese Daten sollten als Basis für weitere Analysen herangezogen werden.

Der Arzt sollte die Zusammenarbeit mit dem Patienten überprüfen (Compliance-Check) und die gemessenen Daten validieren können. Zu diesem Zweck sollte er dasselbe Messgerät als Spirometer zur Echtzeitmessung am Rechner verwenden können und mit den entsprechenden Referenzwerten einer integrierten Datenbank vergleichen können. Um die Messdaten kohärent zu halten, sollte der Arzt zudem die Gelegenheit haben, die zuhause abgespeicherten Spirogramme importieren zu können.

Im Gegensatz zu den bisherigen System die ihre Daten zum Arzt senden, sollte hier ein Konzept der direkten Kommunikation verfolgt werden. Zum einen sollte ein inneres „closed-loop-system“ implementiert werden, bei dem der Patient unmittelbar nach der Messung Feedback über die Qualität seiner Messung erhält, zum anderen sollte dieses innere System in ein äußeres „closed-loop-system“ eingebunden werden, in dem der Arzt (oder die Eltern) die erhobenen Daten beurteilen und entsprechenden Maßnahmen einleiten kann, um zum Beispiel den Patienten besser anzuleiten oder entsprechende Therapiekonzepte abzustimmen.

## 4.2. Konzept des Diagnosesystems

Als Basis der Untersuchungen wurde zur Bewertung der Atemvorgänge bei Kindern ein Konzept entwickelt, welches auf die kindlichen Bedürfnisse zugeschnitten ist. In diesem Konzept wird der Patient nicht nur im Umgang mit seiner Krankheit geschult, sondern wird dabei auch von einem Messsystem unterstützt. Das System besteht aus einem Messgerät, einem Patienten- und einem Diagnose-Terminal.



Zunächst kann das Messgerät als Stand-Alone-Gerät verwendet werden und dient dazu, Messungen durchzuführen, abzuspeichern und ältere Messungen einzusehen. Mit dem Gerät ist es möglich, komplette Atemmanöver abzuspeichern, jedoch werden am Messgerät selber nur voreingestellte Parameter gezeigt und bewertet.

Wenn das Messgerät an ein Patienten-Terminal (Patienten-Konfiguration) bzw. an ein Diagnose-Terminal (Diagnose-Konfiguration) angeschlossen wird, ist es möglich, sowohl die

gemessenen Parameter als auch die kompletten Atemmanöver auf diesem Terminal einzusehen und auszudrucken.

In das Patienten-Terminal ist zusätzlich ein Spiel für das Atemtraining integriert. Mit dem Diagnose-Terminal können zusätzlich Echtzeitmessungen durchgeführt und mit Werten aus einer Referenz-Datenbank verglichen werden. Messgerät und Terminal werden über eine USB-Schnittstelle miteinander verbunden.

### **4.3. Ermittlung weiterer Anforderungen**

Um die Anforderungen genauer einzugrenzen wurden 50 Pneumologen wie auch 13 Kinderärzte und Eltern von asthmatischen Kindern zu Spirometern bzw. zu Peak-Flow-Metern befragt. Hierfür wurden Telefoninterviews mit den Medizinern geführt. Die Befragung der Eltern sollte über Fragebögen in den Wartezimmern der Arztpraxen erfolgen. Da nur wenige Eltern die Fragebögen zurückgeschickt haben, wurden die Eltern auf Asthmaseminaren befragt, die für Kinder und Eltern angeboten werden.

Die wichtigsten Ergebnisse aus der Umfrage mit Pneumologen sind (die Ausführlichen Ergebnisse der Befragung und die Fragebögen sind auf der beigefügten CD zu finden unter (Scholz, Gül, Chakirov, & Abele, 2009)):

- Ärzte sind interessiert an den Zuhause ermittelten Daten, um die vom Patienten selbst durchgeführten Aktion validieren zu können.
- Pneumologen erachten eine Differenzierung des Gerätes für die unterschiedlichen Altersstufen Ihrer Patienten für sinnvoll. Alle befragten Ärzte würden für Kinder zwischen ca. 4 und 14 Jahren ein speziell dafür entwickeltes System bevorzugen.

Aus der Umfrage mit den Eltern von asthmatischen Kindern ließen sich folgende Informationen gewinnen:

- Die meisten Patienten führen täglich eine Messung durch.
- Ein ergonomisches Design ist wichtig für die Motivation der Kinder.
- Die meisten Eltern wünschen sich mehr Möglichkeiten zur Selbstkontrolle, um Arztbesuche zu reduzieren.

- Alle Eltern würden es begrüßen, wenn man mit dem Gerät auch Atemübungen durchführen könnte.

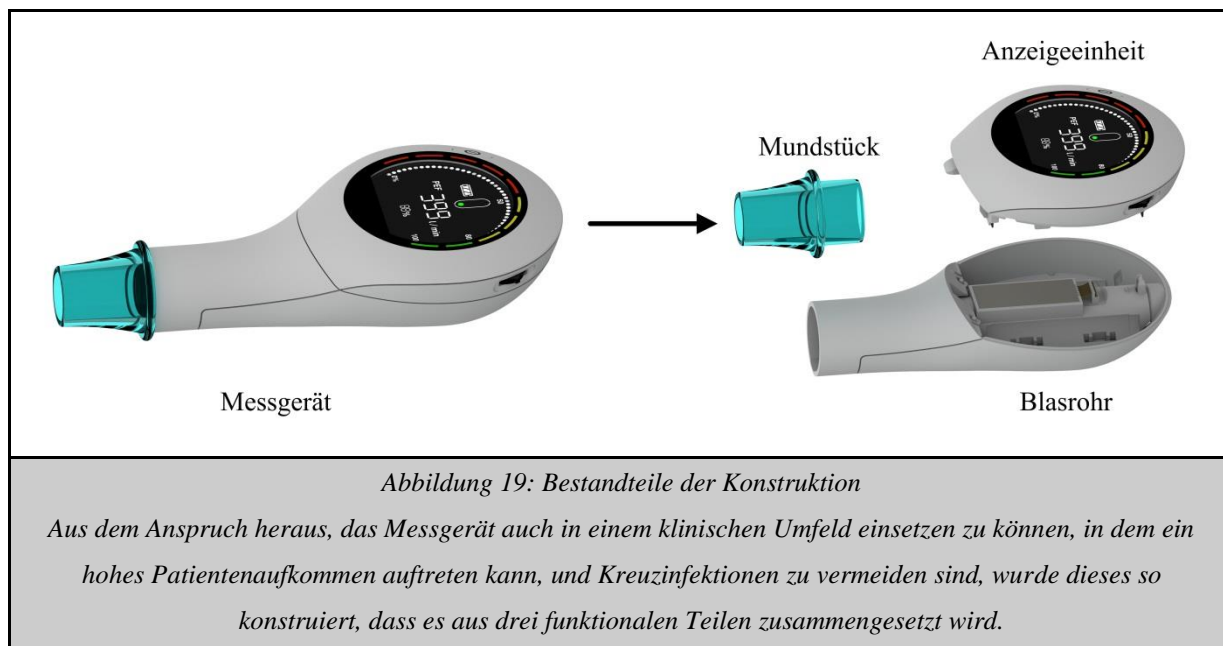
Neben den verifizierbaren Aussagen aus den Fragebögen ermöglichten viele Gespräche mit Medizinerinnen und betroffenen Personen, weitere Anforderungen zu bestimmen. So ist bei der Recherche der Leitlinien und Normen eine hohe Diskrepanz zwischen der Asthma-Leitlinie (Buhl, Berdel, & Criege, 2006) und den Normen (z.B. (DIN\_EN\_ISO\_23747, 2009)) aufgetreten. Zum Beispiel zeigt die Leitlinie zur Diagnose schon bei einer Abweichung von 15% zum Normalwert eine Variation im Entscheidungssast des Arztes. Die Norm jedoch lässt bei geringen Messwerten, wie sie bei Kindern vorkommen können, Messfehler von mehr als 15% zu. In den Gesprächen wurde klar, dass dem Arzt sich diese Problematik nicht erschließt.

Resultierend aus den Aussagen der Befragung ließen sich folgende Anforderungen ableiten:

- Hohe Messgenauigkeit und geringer Flusswiderstand, vor allem in dem bei Kindern auftretenden unteren Atemflussbereichen (auch unter 150 l/min)
- Keine durch den Anwender notwendige Gerätekalibrierung
- Reinigbarkeit (Für Einsatz im klinischen Umfeld)
- Verwendung als Spirometer zur Echtzeitmessung
- Verwendung als Atemtrainer (Zur Steigerung der Motivation)
- Mobiler Einsatz
- Ansprechendes und kindgerechtes Design:
  - Handlichkeit
  - Robustheit
  - Bedienbarkeit
  - Ablesbarkeit (Kinder unter 6 Jahren können noch nicht mit Zahlen umgehen)
- Biokompatibilität (Applikation am Mund)
- Compliance Check (Überprüfbarkeit der Zusammenarbeit durch den Arzt)

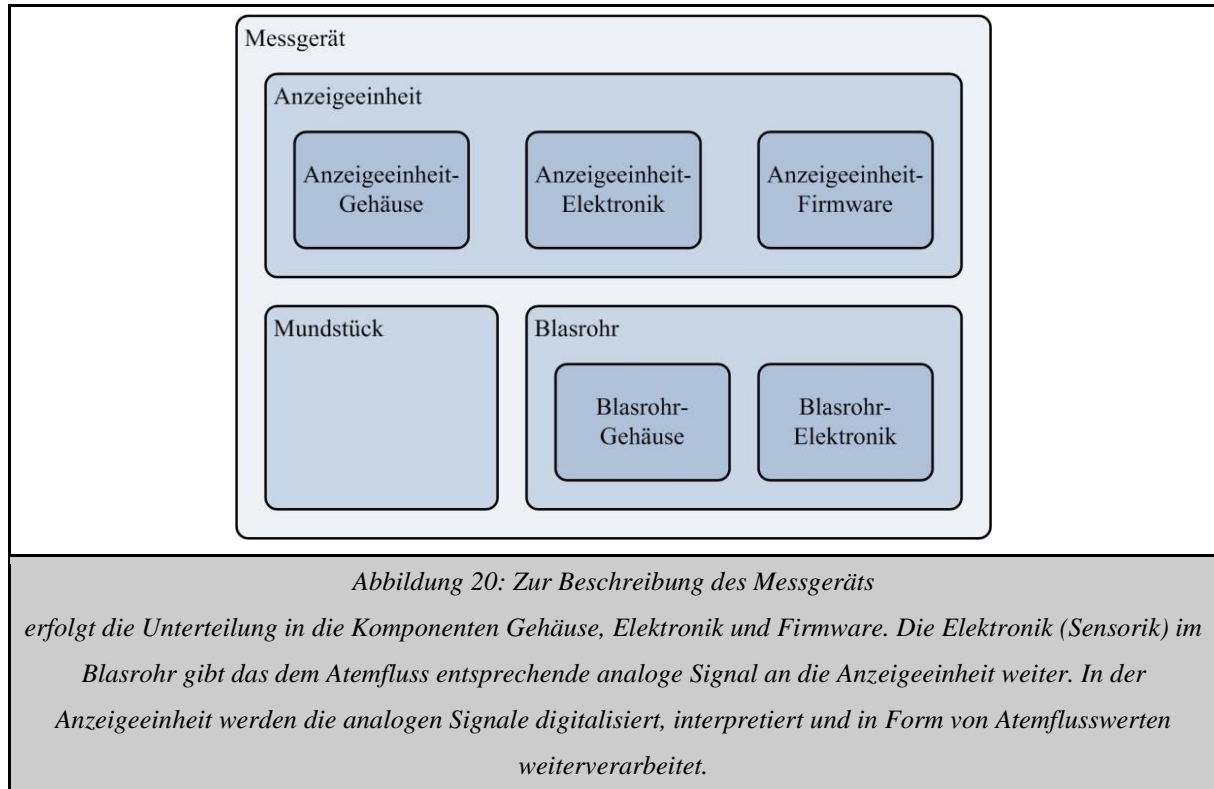
#### 4.4. Design des funktional optimierten Messgerätes

Aus dem Anspruch heraus, das Messgerät auch in einem klinischen Umfeld einsetzen zu können, in dem ein hohes Patientenaufkommen auftreten kann, und Kreuzinfektionen zu vermeiden sind, wurde dieses so konstruiert, dass es aus drei funktionalen Teilen zusammengesetzt wird (siehe Abbildung 19). Dieses Konzept der Unterteilung wurde im Zuge der Arbeit patentiert (Gül & Scholz, 2010).



Das Mundstück bzw. der Bakterienfilter wird personenbezogen eingesetzt und kann leicht gewechselt werden. Das Blasrohr, welches die Sensorik enthält, kann nach längerer Nutzung einfach gereinigt werden, in dem es in ein Desinfektionsbad eingelegt wird (die Sensorik ist mit einer Vergussmasse überzogen). Die Sensorik gibt das dem Atemfluss entsprechende analoge Signal an die Anzeigeeinheit weiter. In der Anzeigeeinheit werden die analogen Signale digitalisiert, interpretiert, mit einer auf dem Blasrohr hinterlegten Kalibriertabelle verglichen und in Form von Atemflusswerten weiterverarbeitet. Die Anzeigeeinheit bietet die Möglichkeit, selbstständig Messungen durchzuführen, zu speichern, zu analysieren Ergebnisse in Form von voreingestellten Parametern darzustellen und die gespeicherten Ergebnisse an die Terminals weiterzugeben.

Bei der Beschreibung der Hardware möchte ich jedoch eine andere Unterteilung vornehmen und diese detailliert beschreiben. Dabei wird das Spirometer entsprechend Abbildung 20 unterteilt in die Elektronik, die Gehäusekonstruktion und die Firmware-Programmierung.



#### 4.4.1. Umsetzung der Gehäusefunktion

Aus den oben identifizierten Anforderungen heraus wurde bereits bei der Konzeptionierung des Gehäuses darauf geachtet, dass das Design kindgerecht wird. Beim Gehäuse-Design wurden mehrere Entwürfe aus den Vorstellungen der Mediziner und Eltern abgeleitet und als nichtfunktionale Teile im Rapid-Prototyping (Stereolithographie) angefertigt (siehe Abbildung 21). Anschließend wurde eine Gruppe Kinder befragt, welche Form und Größe diese bevorzugen, und im Umgang mit den Teilen beobachtet. Darauf aufbauend wurde das Design festgelegt.



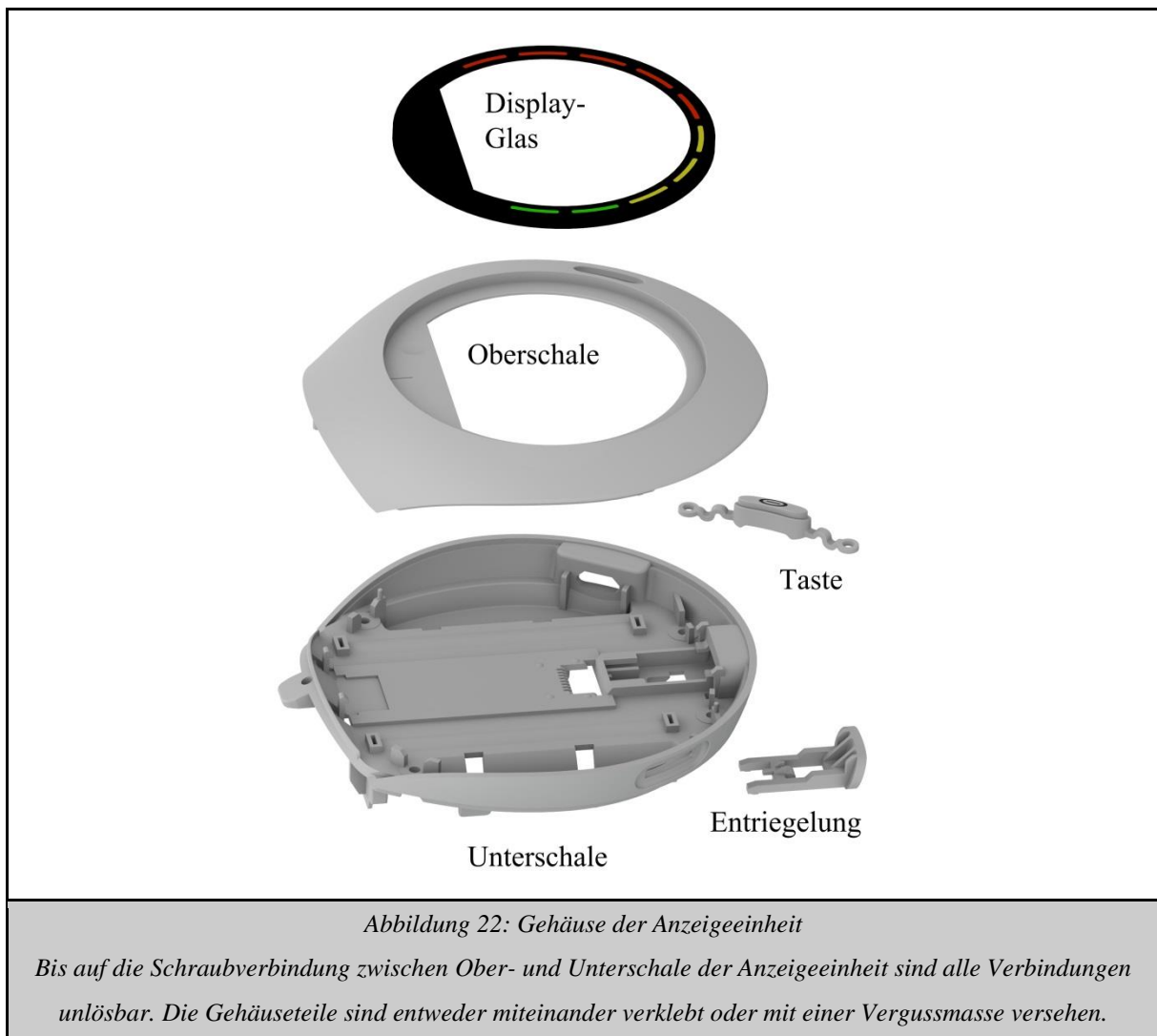
*Abbildung 21: Beim Gehäuse-Design*

*wurden mehrere Entwürfe aus den Vorstellungen der Mediziner und Eltern abgeleitet und als nichtfunktionale Teile im Rapid-Prototyping (Stereolithographie) angefertigt. Anschließend wurde eine Gruppe Kinder befragt, welche Form und Größe diese bevorzugen, und im Umgang mit den Teilen beobachtet*

Wie schon aus den Anforderungen abzuleiten ist, wurde beim Gehäuse darauf geachtet, dass sie nicht nur eine Aufnahmemöglichkeit für die Elektronik und Sensorik bietet. Die Wandstärken des Gehäuses wurden so gewählt (das Display-Glas besteht ebenfalls aus einem dicken kratzfesten Kunststoff), dass bei den Falltests keine Brüche auftraten. Außerdem wurden die Verbindungsstellen der einzelnen Teile so konzipiert, dass ein unabsichtliches Auseinanderfallen nicht möglich ist, was wiederum durch Falltests bestätigt wurde. Die äußeren Maße wurden so klein und handlich wie möglich gehalten, um den Kindern die Bedienung des Geräts nicht zu erschweren. Zur Erleichterung der Bedienung wurden zudem große Tasten gewählt. Elektrische Schnittstellen wurden zum einen im Gehäuse versenkt (USB) oder nicht berührbar (Schnittstelle Anzeigeinheit- Blasrohr) ausgeführt.

Die Anzeigeinheit besteht aus einer Oberschale, welches ein Display-Glas und eine Taste aufnimmt und einer Unterschale, in der eine Entriegelung (mit entsprechender Feder) für das Blasrohr untergebracht ist. Außerdem befinden sich in der Unterschale Aussparungen für eine Drehtaste, eine USB-Schnittstelle, eine elektrische Schnittstelle zum Blasrohr hin und Batterien (siehe Abbildung 22). An der Unterschale wird zudem die Anzeige-Elektronik befestigt.

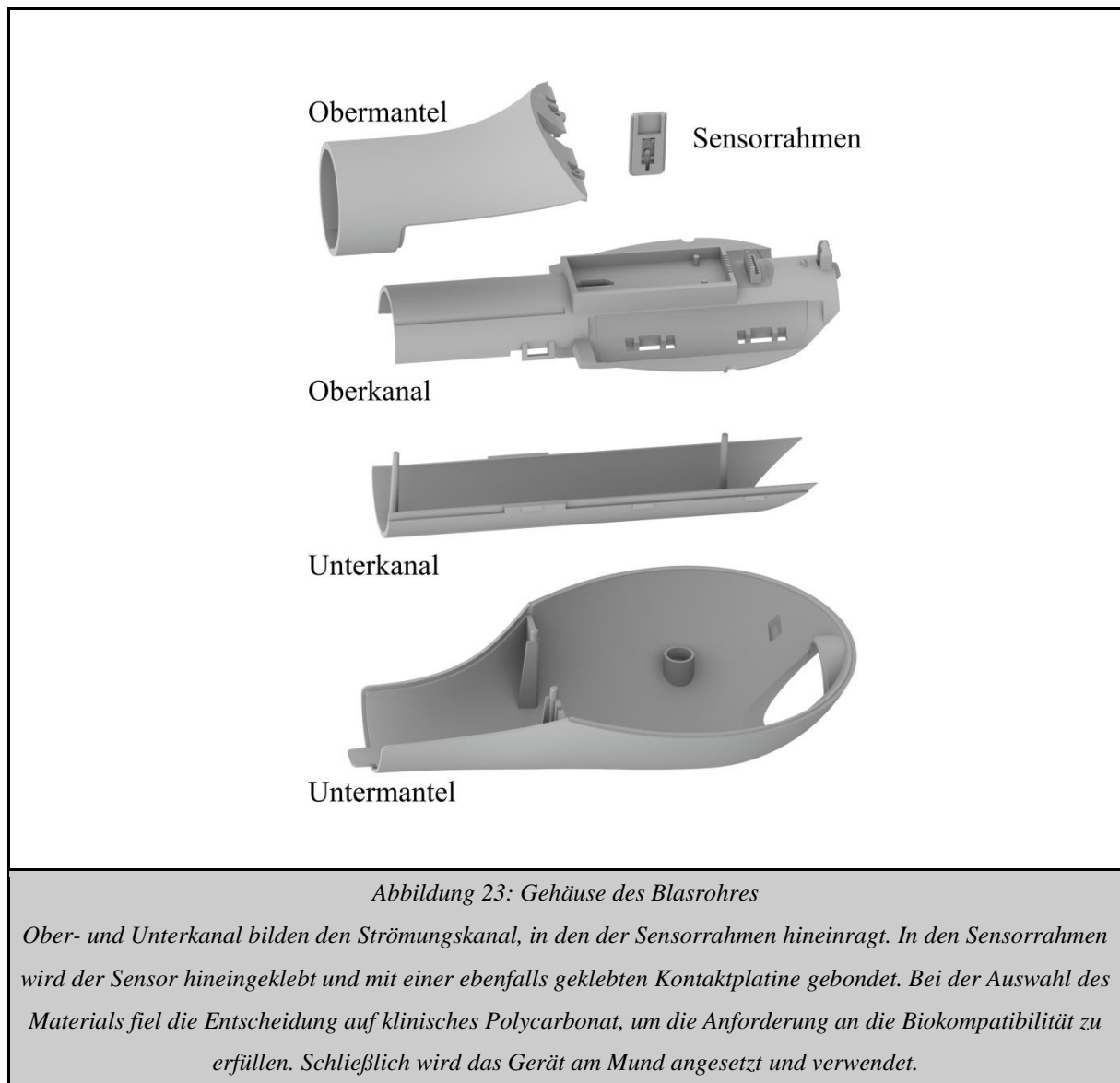




Das Blasrohr-Gehäuse ist zusammengesetzt aus einem Ober- und Untermantel, einem Ober- und Unterkanal, und einem Sensorrahmen (siehe Abbildung 23).

Ober- und Unterkanal bilden den Strömungskanal, in den der Sensorrahmen hineinragt. In den Sensorrahmen wird der Sensor hineingeklebt und mit einer ebenfalls geklebten Kontaktplatine gebondet. Diese Kontaktplatine ist über Lötbrücken mit der im Oberkanal befestigten Blasrohr-Elektronik verbunden und bildet die gesamte Sensorik.

Bis auf die Schraubverbindung zwischen Ober- und Unterschale der Anzeigeeinheit sind alle Verbindungen unlösbar. Die Gehäuseteile sind entweder miteinander verklebt oder mit einer Vergussmasse versehen.



*Abbildung 23: Gehäuse des Blasrohres*

*Ober- und Unterkanal bilden den Strömungskanal, in den der Sensorrahmen hineinragt. In den Sensorrahmen wird der Sensor hineingeklebt und mit einer ebenfalls geklebten Kontaktplatine gebondet. Bei der Auswahl des Materials fiel die Entscheidung auf klinisches Polycarbonat, um die Anforderung an die Biokompatibilität zu erfüllen. Schließlich wird das Gerät am Mund angesetzt und verwendet.*

Bei der Auswahl des Materials fiel die Entscheidung auf klinisches Polycarbonat, um die Anforderung an die Biokompatibilität zu erfüllen. Schließlich wird das Gerät am Mund angesetzt und verwendet.

Bei der Konstruktion wurde darauf geachtet, dass die Teile leicht entformbar blieben. Eine andere Vorgehensweise hätte die Werkzeuge für den Spritzguss zu kompliziert und damit zu teuer werden lassen. Die Ergebnisse, Fotografien und technische Zeichnungen, sind im Anhang zu sehen.

#### 4.4.2. Entwurf und Design der Elektronik

Nachfolgend ist der Schaltplan des Messgeräts in Blockschema dargestellt. Die Anzeigeeinheit ist mit dem Blasrohr über eine elektrische Schnittstelle (vergoldet) verbunden, über die die Blasrohr-Elektronik versorgt wird und die Übertragung der Messsignale sowie die Kommunikation mit dem EEPROM erfolgt.

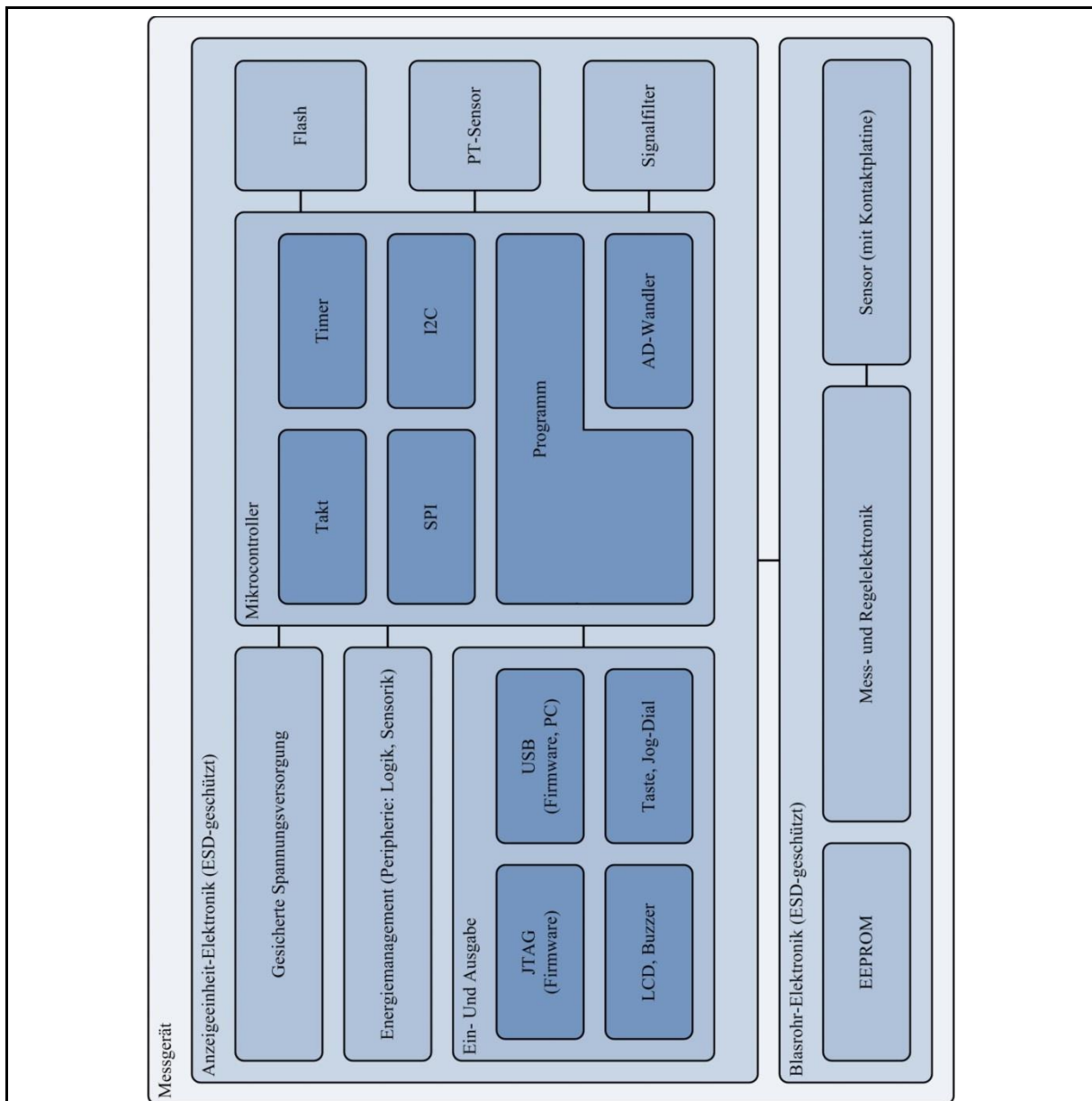


Abbildung 24: Schematische Darstellung der Elektronik

Das Messgerät lässt sich über einen Taster und einen Jog-Dial bedienen. Über ein LCD und einen Buzzer können dem Nutzer Informationen mitgeteilt werden. Die Bedienung bzw. der Programmablauf, zeitliche Abläufe und Kommunikationsschnittstellen werden vom Mikrocontroller gesteuert.

Die Versorgung des Messgeräts kann über Batterien oder USB erfolgen, wobei der Mikrocontroller aus Energiespargründen die Versorgung der Peripherie steuert.

Die Programmierung des Mikrocontrollers wird initial über die JTAG-Schnittstelle vorgenommen, die jedoch bei zugeschraubtem Gehäuse nicht zugänglich ist. Aus diesem Grund wird bei der Initial-Programmierung zusätzlich der USB-Flash des Controllers beschrieben, um später eine einfache Programmierung über USB zu ermöglichen, was künftige Updates vereinfacht.

Das Messgerät lässt sich über einen Taster und einen Jog-Dial bedienen. Über ein LCD und einen Buzzer können dem Nutzer Informationen mitgeteilt werden. Die Bedienung bzw. der Programmablauf, zeitliche Abläufe und Kommunikationsschnittstellen werden vom Mikrocontroller gesteuert.

Messsignale werden von einem Filter vorverarbeitet und vom AD-Wandler zur weiteren Verarbeitung in digitale Werte konvertiert. Im Flash können bestimmte Geräte-Parameter und an der Anzeige-Einheit durchgeführte Messungen gespeichert werden. Über den PT-Sensor lassen sich der aktuelle Druck und die aktuelle Temperatur auslesen.

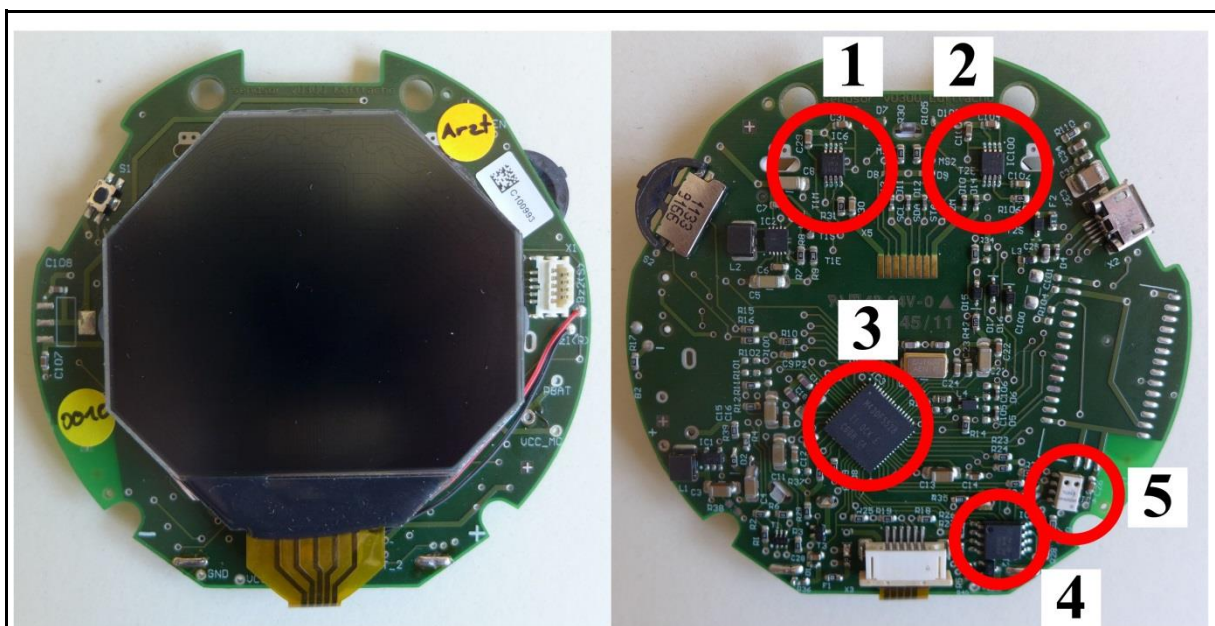


Abbildung 25: Platine der Anzeigeinheit

Messsignale werden von einem Filter (1 und 2) vorverarbeitet und vom AD-Wandler (3) zur weiteren Verarbeitung in digitale Werte konvertiert. Im Flash (4) können bestimmte Geräte-Parameter und an der Anzeige-Einheit durchgeführte Messungen gespeichert werden. Über den PT-Sensor (5) lassen sich der aktuelle Druck und die aktuelle Temperatur auslesen

Die Elektronik auf dem Blasrohr beschränkt sich auf einen EEPROM, auf dem die Kalibriertabelle gespeichert wird, und der Mess- und Regelelektronik, die mit dem Sensor zusammen die Sensorik bildet.

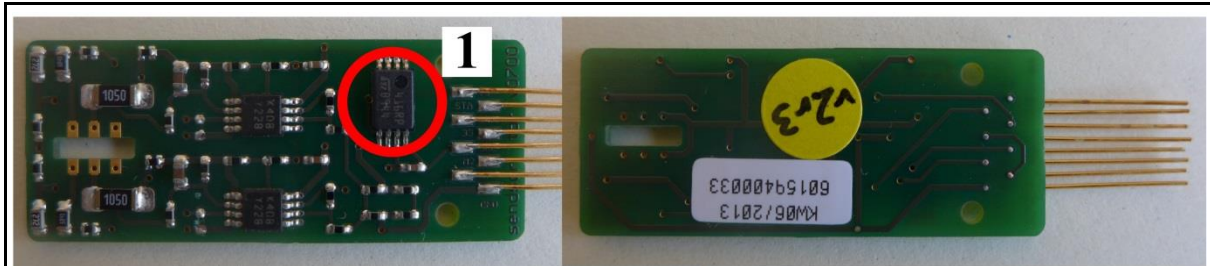


Abbildung 26: Platine des Blasrohres

*Die Elektronik auf dem Blasrohr beschränkt sich auf einen EEPROM (1), auf dem die Kalibriertabelle gespeichert wird, und der Mess- und Regelelektronik, die mit dem Sensor zusammen die Sensorik bildet.*

Entsprechend der Anforderung an eine hohe Messgenauigkeit in unteren Atemflussbereichen bildet der Sensor aufbauend auf einem anemometrischen Messprinzip das Kernstück der Sensorik, das heißt die Flussgeschwindigkeit wird aufgrund des Wärmeverlustes des Sensors im Gasmassenstrom bestimmt.

Trotz des für den mobilen Einsatz höheren Stromverbrauchs überwiegen die Vorteile der Hitzdrahtanemometrie. Der Sensor stellt im Messkanal einen nur sehr geringen Strömungswiderstand dar, somit werden die Ergebnisse im Gegensatz zu den hindernisbesetzten Methoden nicht verfälscht. Zudem haben wir mit dieser Methode eine hohe Messgenauigkeit bei hoher Dynamik. Zugleich ist der Entwicklungs- und Elektronikaufwand im Gegensatz zur Ultraschallmethode gering und somit kostengünstig zu realisieren. Und schlussendlich kann der Sensor derart angefertigt werden, dass er zusammen mit dem Blasrohr autoklavierbar ist, was wiederum für die Hygiene einen großen Stellenwert hat. Für detailliertere Informationen sei hiermit auf die Arbeit meines Kollegen Herr Dr. Scholz verwiesen (Scholz A. , 2010).

Bei dem Sensor selber handelt es sich um eine auf einem Trägermaterial aufgebrachte Widerstandstruktur. Die Sensorik wird in einem späteren Kapitel eingehender erklärt.

### 4.4.3. Struktureller Aufbau der Firmware

Bei der Initialprogrammierung des Mikrocontrollers über JTAG, wird außerdem ein Bootstraploader eingerichtet, der sicherstellt, dass künftige Programmierungen nur noch über USB vorgenommen werden müssen. Auf die Entwicklung des Bootstraploaders und der USB-Loader-Software, die die Firmware auf den Controller übertragen kann, wird hier nicht eingegangen. Die Firmware selber wurde in „C“ programmiert.

Im Detail ist die Firmware für folgende Aufgaben zuständig:

- Erfassen der Messwerte
- Behandlung der Messwerte (Mittelung, Bereinigung, Analyse)
- Interpretation der Messwerte
- Darstellung der Messung (vielmehr der voreingestellten Parameter)
- Übertragung der gespeicherten Messungen
- Echtzeitmessung
- Speichermanagement
- Elektronisches Tagebuch (Einsehen der voreingestellten Parameter)
- Benutzerkonfiguration
- Gerätetest
- Firmware-Update
- Fehlerbehandlung

Neben den oben genannten Aufgaben müssen folgende Abläufe gesteuert werden:

- Zeitmanagement: Real-Time-Clock, Timer für die automatische Abschaltung, den Reset, Batterieabfragen, die zeitgenaue AD-Wandlung, den Buzzer (PWM), die Tastensteuerung, ...
- Signalfilterung und Analog-Digital-Wandlung
- Optische (Anzeige) und akustische Meldungen (Buzzer)
- Tastenbedienung
- Kommunikation mit Peripherie (I2C: EEPROM auf der Blasrohr-Elektronik, SPI: Druck-Temperatur-Sensor, Flash-Speicher, LCD-Anzeige)
- Energiemanagement (Batterieabfragen, Ruhe- und Aktivmode-Regelung, Peripherie-Steuerung)
- USB-Kommunikation

In Abbildung 27 ist die Struktur der Firmware abgebildet. Die Bedienungsmodi sind demnach als Hauptfunktionen aufgeführt, die auf Unterfunktionen zugreifen und mit anderen Hintergrundfunktionen wechselwirken können. Für ein näheres Verständnis sei auf die eigentliche Firmware verwiesen.

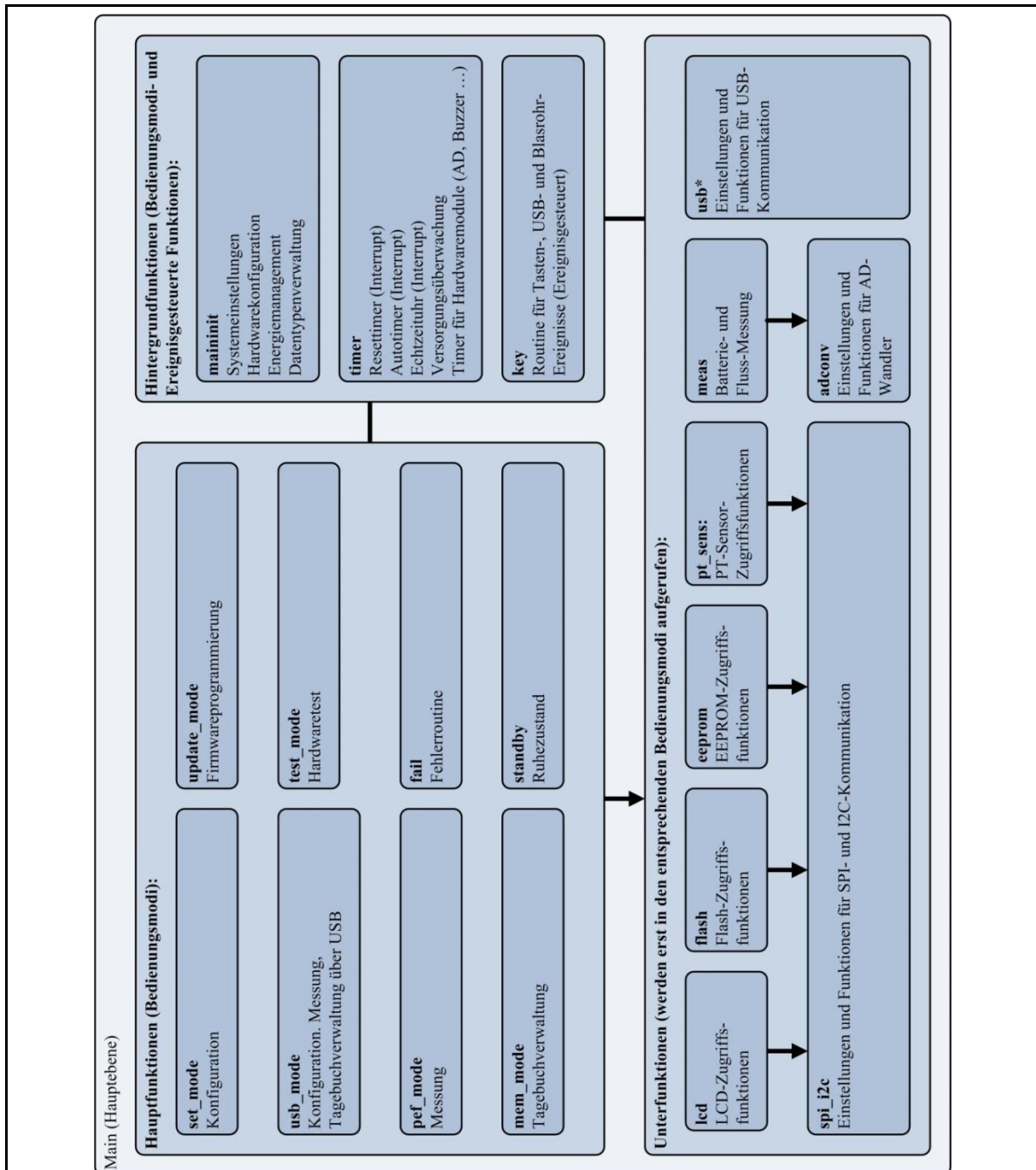


Abbildung 27: Schematische Struktur der Firmware

Die Bedienungsmodi sind demnach als Hauptfunktionen aufgeführt, die auf Unterfunktionen zugreifen und mit anderen Hintergrundfunktionen wechselwirken können.

#### 4.4.4. Bedienung und Darstellung

Über die Taste und den Drehtaster können die in Abbildung 28 aufgezeigten Bedienungsmodi aufgerufen werden (Die Bedienung mittels der Tasten ist im Anhang beschrieben).

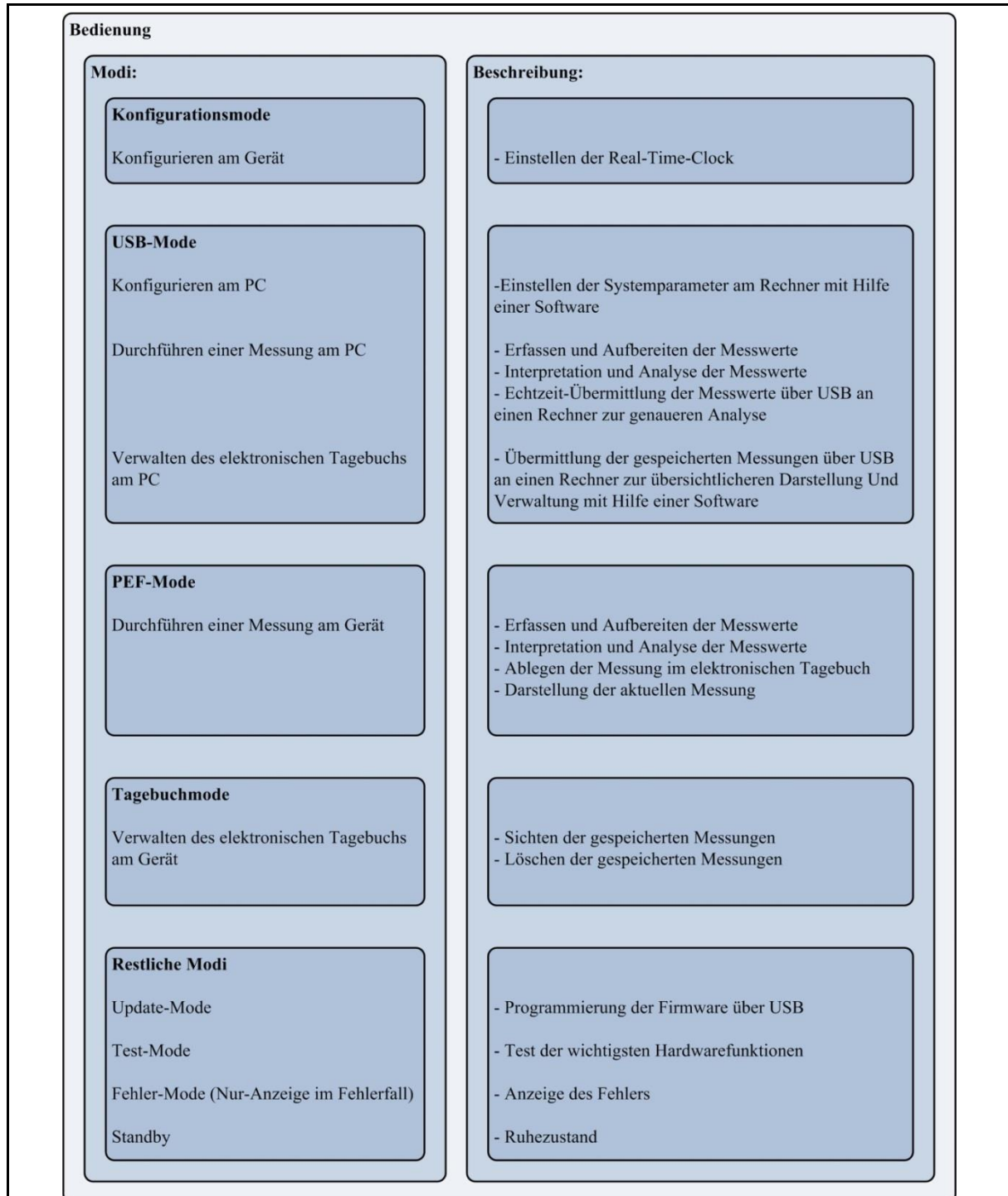


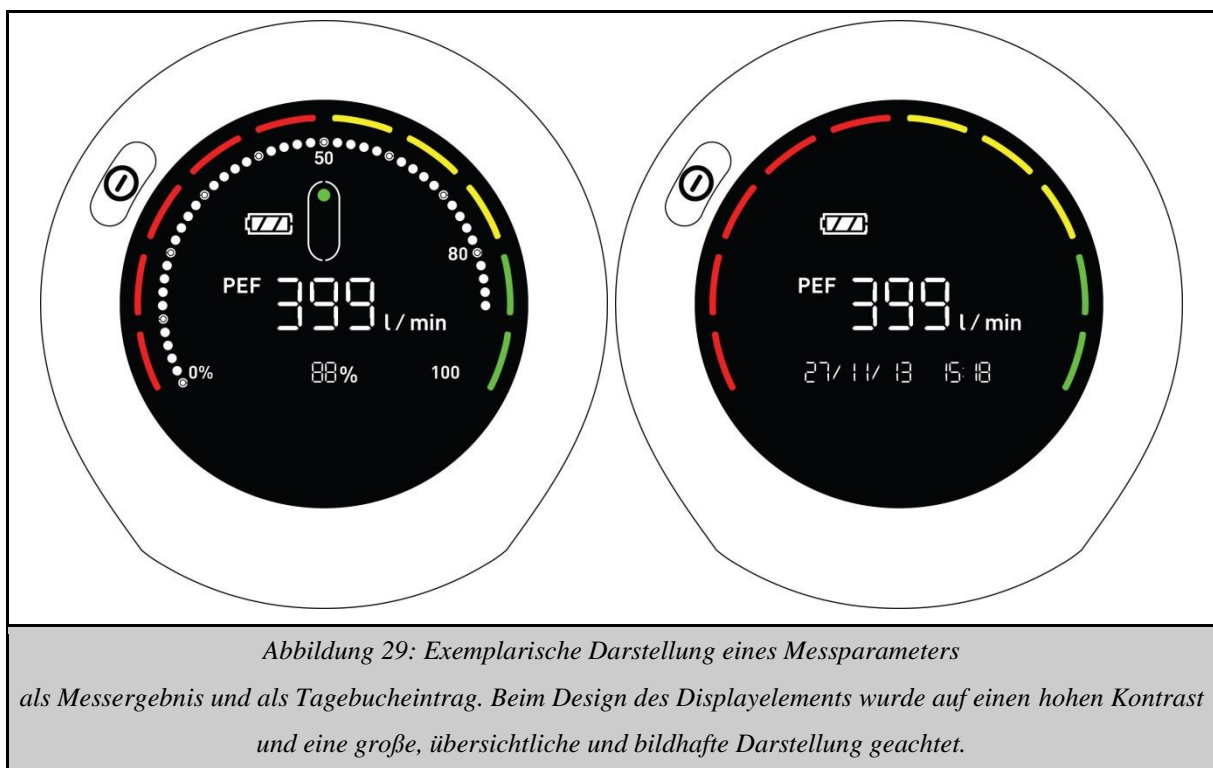
Abbildung 28: Bedienungsschema für das Messgerät

Wenn sich das Gerät nicht im Ruhezustand befindet, können Messungen aufgenommen, Echtzeitmessungen durchgeführt, Geräteeinstellungen vorgenommen und das elektronische Tagebuch eingesehen werden.



Die elementaren Bedienungsmodi wie der PEF-Mode, in dem eine Messung durchgeführt werden kann, oder der Tagebuchmode, in dem gespeicherte Messungen eingesehen werden können (siehe auch Speichermanagement im Anhang), sind über einfache Tastenbetätigungen zu erreichen. Das erleichtert die Bedienung für kleinere Kinder. In Abbildung 29 wird exemplarisch die Darstellung eines Messparameters, in dem Fall die des PEF, und der später aufgerufene Tagebucheintrag gezeigt.

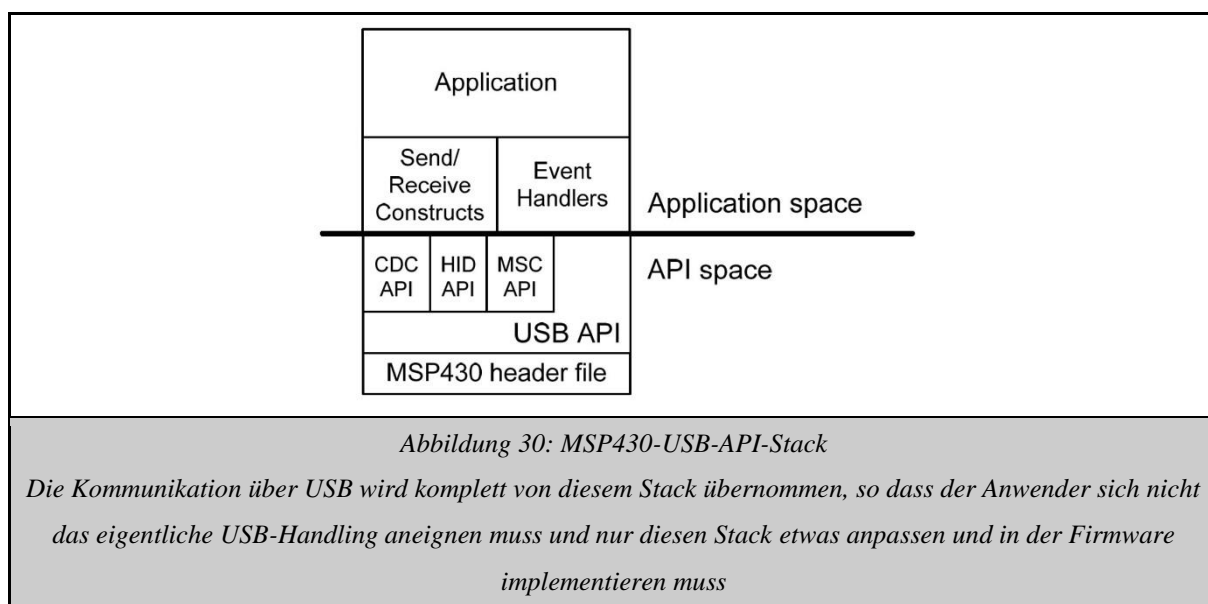
Der USB-Mode, in dem auch die Echtzeitmessung ausgelöst wird, ist nur über den Patienten- bzw. Diagnoseterminal zu bedienen.



Beim Design und bei der Konstruktion des Displayelements wurde auf einen hohen Kontrast und eine große, übersichtliche und bildhafte Darstellung geachtet. Das Displayelement besteht aus einem schwarzen invertierten Glas, welches von hinten über eine Lichtleiterplatte mit weißen LEDs beleuchtet wird. Die Segmente zur Darstellung des Messparameters wurden im Vergleich zu den restlichen Segmenten groß gewählt. Eine „Ampel“- und eine „Tacho“-Anzeige dienen der Bewertung und der bildhaften Darstellung der Messparameter PEF, FVC, FEV1 und FEV075 (Für eine weitergehende Erklärung der Darstellung sei auf den Anhang verwiesen).

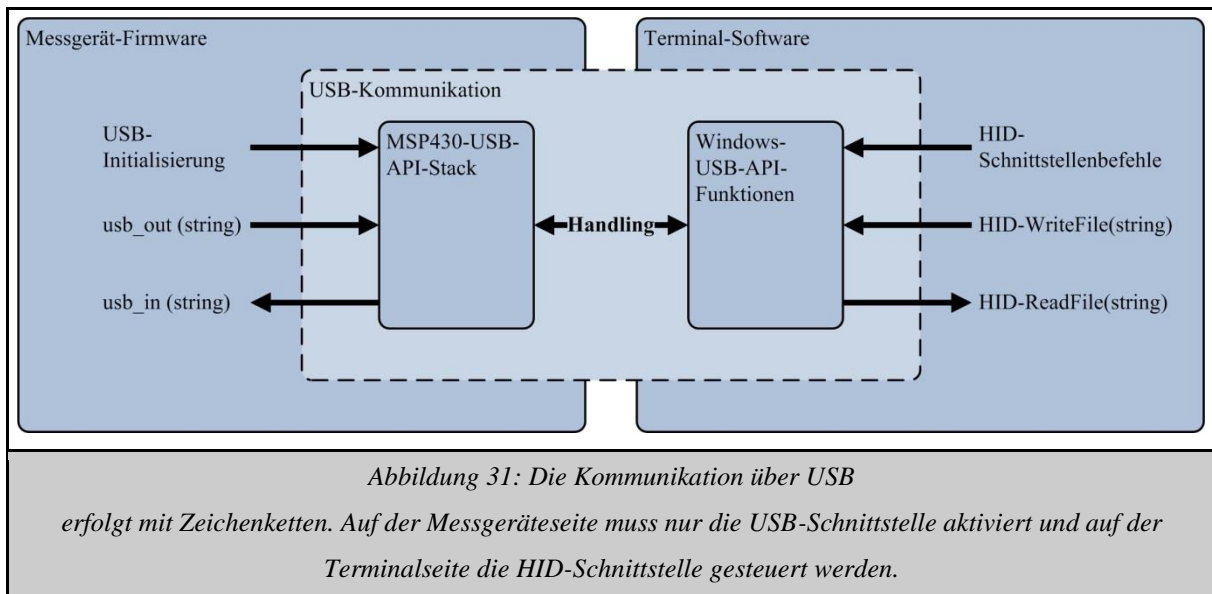
## 4.5. Kommunikation zwischen Messgerät und Terminal

Bei der Entwicklung des Messgeräts wurde ein Mikrocontroller der Firma Texas Instruments verwendet, die zur Verwendung ihrer Produkte ein eigens entwickeltes Stack anbietet. Die Kommunikation über USB wird komplett von diesem Stack übernommen, so dass der Anwender sich nicht das eigentliche USB-Handling aneignen muss. Der sogenannte MSP430-USB-API-Stack (Abbildung 30) wird in die Firmware des Messgeräts programmiert. Mit dem herstellereigenen „Descriptor-Tool“ wurden die Deskriptoren generiert und damit der Stack vervollständigt. Deskriptoren sind Datenstrukturen, in denen Informationen über das Gerät abgespeichert werden. Als Geräteklasse wurde die HID-Geräteklasse ausgewählt, da in vielen Standard-Betriebssystemen HID-Treiber bereits für Eingabegeräte vorinstalliert sind und das Messgerät somit gleich erkannt wird. Nach der Implementierung des Stacks in den Code wird nur noch der oberste Layer (Application) manipuliert, um über USB zu kommunizieren.



Auch für die Gegenseite (Terminal bzw. Rechner) stellt der Hersteller eine entsprechende „Windows-USB-API“ für das Handling mit einem USB-Gerät bereit. Aus dem Sourcecode dieser API wird der Teil, der für die Funktionen der HID-Schnittstelle zuständig ist, in die Terminal-Software integriert und mit dieser kompiliert.

Der MSP430-USB-API-Stack, das Descriptor-Tool und die Windows-USB-API sind im Herstelleroriginal im elektronischen Anhang in der ausführbaren Datei „MSP430\_USB\_Developers\_Package\_3\_0\_Installer.exe“ enthalten. In dieser Datei ist auch der Hersteller-Code für den Bootstraploader zu finden. Der USB-Loader ist im gleichnamigen Ordner gespeichert (siehe Firmwareprogrammierung).



Wie in Abbildung 31 gezeigt wird das USB-Handling vom Stack und von der API übernommen. Auf der Messgeräteseite muss nur die USB-Schnittstelle aktiviert und auf der Terminalseite die HID-Schnittstelle gesteuert werden. Die Ein- und Ausgabe von Befehlen, Anfragen, den folgenden Rückgabewerten oder Antworten erfolgt mit Hilfe von Zeichenketten entsprechend dem im Anhang beigefügten USB-Protokoll.

## 4.6. Modellierung der Software

Die Terminals bzw. die Software\* wurde in C# programmiert, wobei als Entwicklungsumgebung Microsoft Visual Studio 2010 und als User Interface-Plattform Windows Presentation Foundation (.NET 4.0 Framework) verwendet wurde. Entsprechend ist die Software auf dem Model View ViewModel – Prinzip (MVVM) aufgebaut, die Vorteile sind offensichtlich: zum einen sind die unten dargestellten Bereiche klar voneinander getrennt, zum anderen können einzelne Module einfacher getestet und gewartet werden. In der folgenden Abbildung ist zunächst das Systemdesign der Software zu sehen.

\* Die Software wurde von mir spezifiziert und strukturiert und von Herrn Matthias Maurberger programmiert.

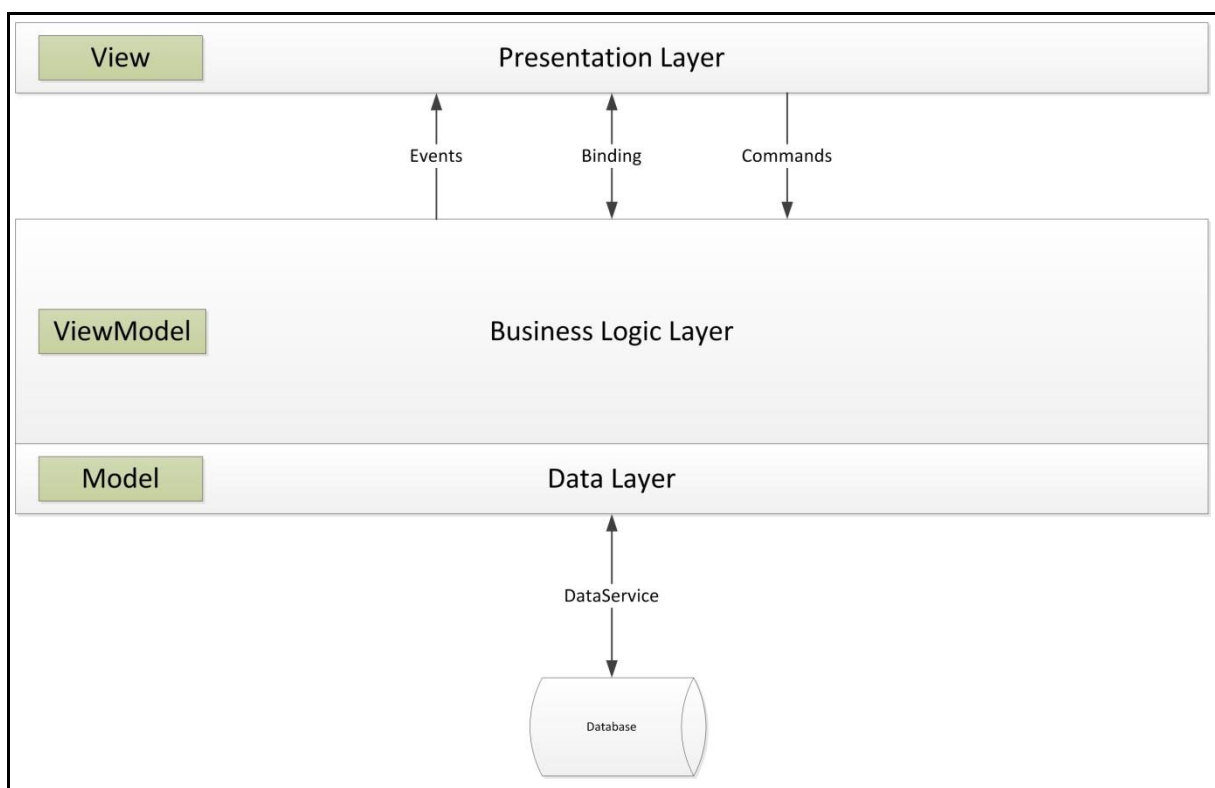


Abbildung 32: Aufbau der Software nach MVVM

Das Model-Layer greift schreibend und lesend auf die Datenbank zu; das View-Layer bildet als oberstes Layer die grafische Benutzerschnittstelle der Software; das ViewModel-Layer dient dazu, Informationen mit dem Model-Layer auszutauschen und über Befehle mit dem View-Layer zu interagieren.

Das Model-Layer beinhaltet als Datenzugriffsschicht die Objekte, deren Inhalt dem Anwender zugänglich gemacht und von diesem manipuliert werden können. Als unterstes Layer greift dieses Layer schreibend und lesend auf die Datenbank zu. Das View-Layer bildet als oberstes Layer die grafische Benutzerschnittstelle der Software, über die Daten mittels Binding dargestellt und verändert werden können. Die Anwendungslogik der Software ist im

ViewModel-Layer enthalten. Als Zwischen-Layer dient dieses dazu, Informationen mit dem Model-Layer auszutauschen und über Befehle mit dem View-Layer zu interagieren.

Die Hierarchie bzw. die oben erwähnte Anwendungslogik ist in der unteren Abbildung zusammengefasst. Die in Orange abgebildeten ViewModels dienen der Navigation (NavigationViewModel), der eigentlichen Darstellung (MainViewModel) und der Gerätekommunikation (HardwareViewModel). Die in Grün gezeichneten ViewModels behandeln die unterschiedlichen Darstellungen entsprechend dem Hauptmenü der Software: Patientenverwaltung, Übersicht, Tagebuch und Durchführen einer Messung. Ergänzende oder erweiternde Untermenüs wurden als ViewModels in blau hinterlegt. Die Software selber ist im elektronischen Anhang auf der beiliegenden CD zu finden.

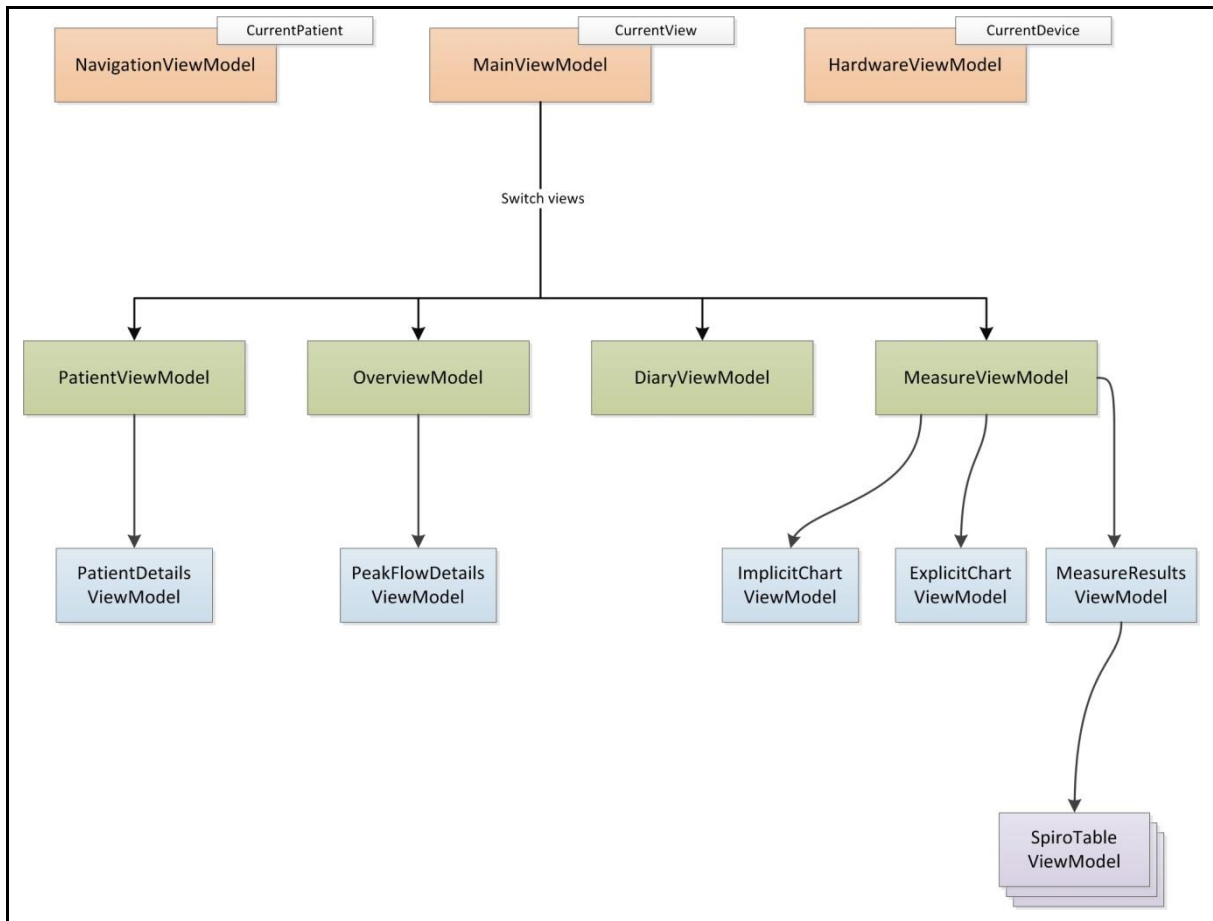


Abbildung 33: Anwendungslogik der Software

Die in Orange abgebildeten ViewModels dienen der Navigation (NavigationViewModel), der eigentlichen Darstellung (MainViewModel) und der Gerätekommunikation (HardwareViewModel). Die in Grün gezeichneten ViewModels behandeln die unterschiedlichen Darstellungen entsprechend dem Hauptmenü der Software: Patientenverwaltung, Übersicht, Tagebuch und Durchführen einer Messung.

#### 4.6.1. Benutzerschnittstelle der Patienten-Software

Die nächsten Abbildungen zeigen wie die vorher besprochene Logik in die Software für den Patienten umgesetzt wurde. Demnach hat der Anwender bzw. Patient die Möglichkeit,

- sich unter Angabe des Alters, Geschlechts, Gewichts und der Größe als „Nutzer“ anzulegen und mit einer Gerätenummer zu verknüpfen,
- in der Übersicht die vom Gerät importierten Messungen als komplette Messkurven (Atemfluss über Zeit) einzusehen und zu kommentieren (Abbildung 34),
- sich den Verlauf der Messungen über längere Zeiträume nach unterschiedlichen Messparametern aufzeigen zu lassen (Abbildung 35),
- Messmanöver mit Hilfe eines Spiels zu üben (Keine Werteanzeige, nur Animation) und auf Wunsch auf dem Gerät abzuspeichern
- Messergebnisse in gedruckter Form festzuhalten.

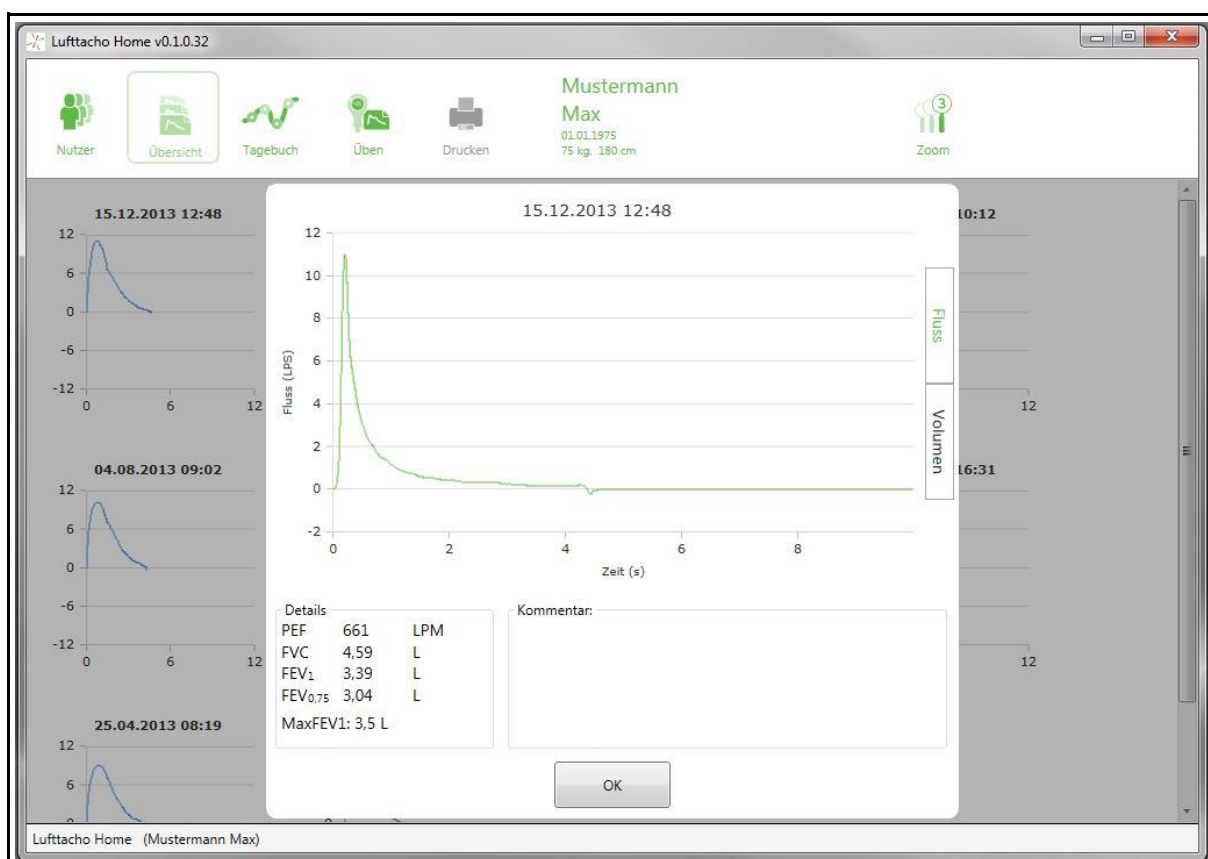


Abbildung 34: In der Übersicht können Messungen selektiert, zur genaueren Betrachtung herangeholt, unterschiedlich dargestellt, kommentiert und als Bericht ausgedruckt werden

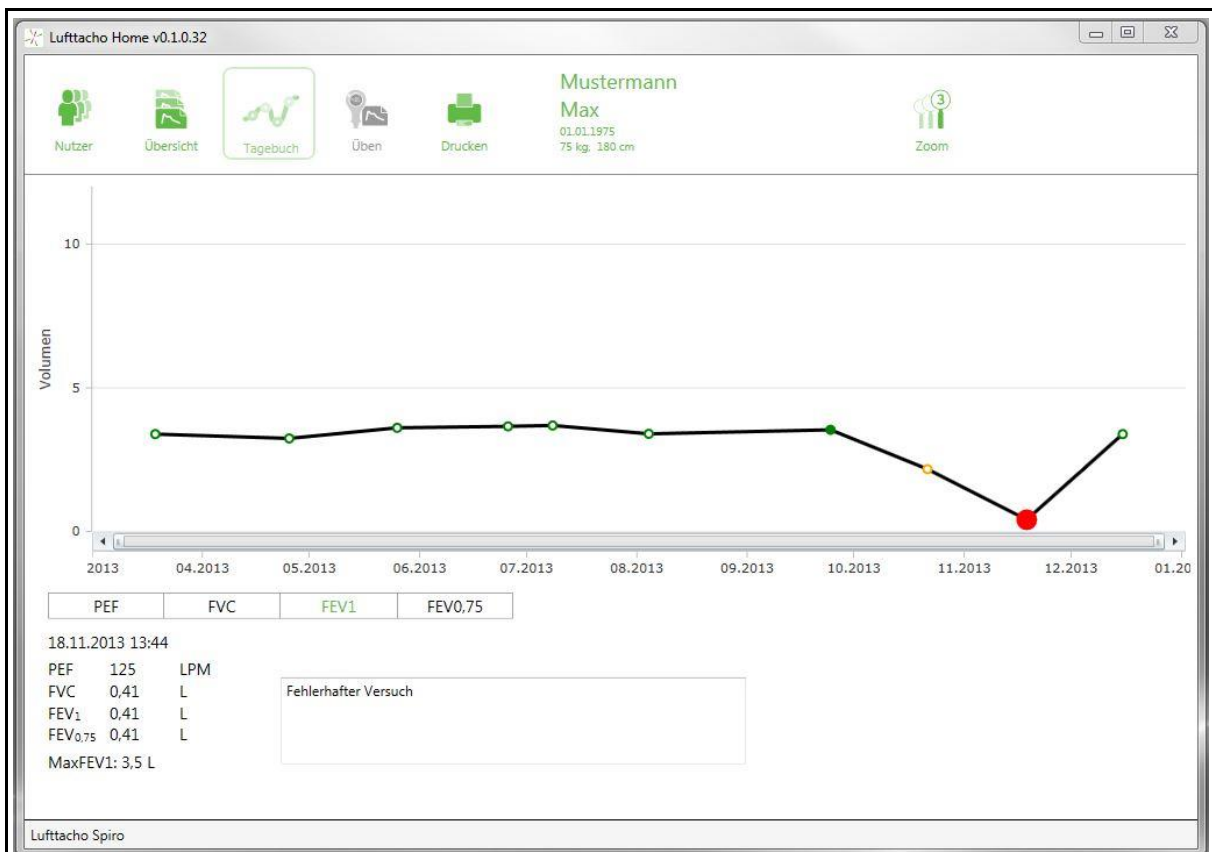


Abbildung 35: Überblick über den Verlauf

Im Tagebuch lässt sich der Verlauf der Messungen über längere Zeiträume nach unterschiedlichen Messparametern aufzeigen.

#### 4.6.2. Benutzerschnittstelle der Diagnose-Software

Die Software für den Arzt (Diagnose-Software) beinhaltet sämtliche Funktionen der Patienten-Software. Außerdem beinhaltet sie noch eine Funktion, um eine Spirometrie (Echtzeitmessung) durchführen zu können, welches zusätzlich durch die bei der Patienten-Software bereits eingesetzte Animation hinterlegt werden kann. Diese spirometrischen Messungen können auch nach der Messung in der Übersicht eingesehen und mit anderen Messungen vergleichend angezeigt werden. In Abbildung 36 wird gezeigt, wie zwei Messungen, die vorher in der Übersicht ausgewählt wurden, miteinander verglichen werden, wobei weitere Details zunächst von der selektierten, grün markierten Messung zu sehen sind. Im unteren Bereich erfolgt die Darstellung der selektierten Messung je nach Wunsch als Fluss oder Volumen über Zeit. In dieser Darstellung wird automatisch oder manuell der Bereich grau markiert, der ein abgeschlossenes Atemmanöver aufweist (Expiration und Inspiration), und im linken oberen Bereich zusammen mit der anderen, rot markierten Messung als Fluss

über Volumen aufgetragen. Im rechten oberen Bereich sind Messparameter und die entsprechenden Werte als gemessene und als Sollwerte aufgelistet.



Abbildung 36: Zusätzliche Spirometrie-Funktion

Die Diagnose-Software beinhaltet Funktionen, um eine Spirometrie (Echtzeitmessung) durchführen zu können.

Diese spirometrischen Messungen können auch nach der Messung in der Übersicht eingesehen und mit anderen Messungen vergleichend angezeigt werden.

Die wichtigsten Messparameter werden im Fluss-Volumen-Diagramm als Punkte hervorgehoben. Außerdem werden automatisch die entsprechenden Referenzwertebereiche (blaue Balken) hinzugefügt. Die Referenzwertebereiche stellen die Akzeptanzwerte zwischen lln („Lower Limit of Normal“) und pred. (Predicted Value) jeweils für die Lungenfunktionsparameter FEF25-75, FEF75 und FVC dar. Die grafische Anzeige von Referenzwerten ermöglicht einen schnellen Vergleich der gemessenen Lungenfunktion mit den Sollwerten von gesunden Normalpersonen mit vergleichbaren anthropometrischen Eigenschaften, wie z.B. Geschlecht, Alter, Größe. Die Interpretation der Ergebnisse der gemessenen Werte basiert auf dem Vergleich mit Referenzwerten nach Quanjer (Quanjer & et al, 2012).

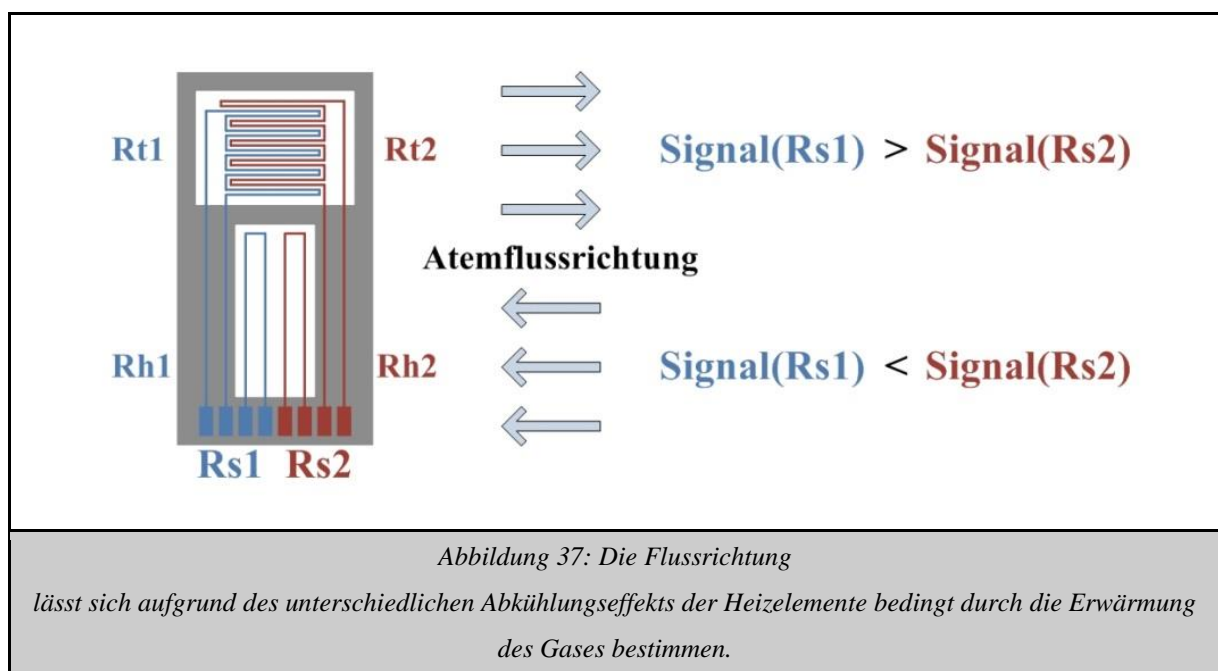


## 4.7. Kalibrierung und Messung

Bevor hier auf die Details der Kalibrier-, Mess- und Korrekturverfahren eingegangen wird, soll an dieser Stelle ein allgemeiner Überblick über den Sensor und dessen Verwendung in einer Messbrücke gegeben werden. Bei eingehenderen Fragen sei hier auf die Arbeit von Herrn Dieter Dill verwiesen (Dill, Gül, & Scholz, 2012) und auf das Patent „Laserstrukturierte Sensoreinheit“ (Gül, Scholz, & Dill, 2011).

### 4.7.1. Beschreibung des Sensors und der Messbrücke

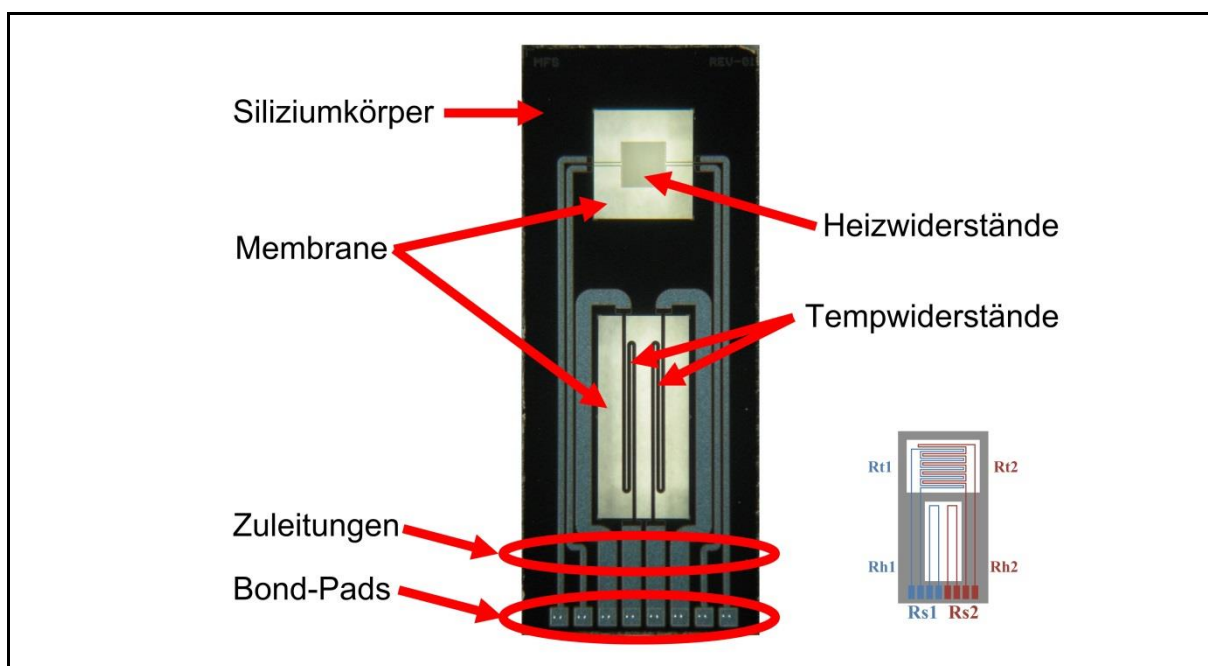
Wie weiter oben beschrieben besteht der Sensor aus einer auf einem Trägermaterial aufbrachten Widerstandstruktur. Diese Struktur wiederum ist zusammengesetzt aus zwei Unterstrukturen, die in Abbildung 37 mit Rs1 (Kanal 1) und Rs2 (Kanal 2) bezeichnet werden. Jede Unterstruktur besteht aus einem Mess- und einem Heizelement (Rt und Rh).



Bei den Messelementen handelt es sich um hochohmige Referenzelemente zur Messung der Gastemperatur. Bei den Heizelementen handelt es sich um niederohmige Widerstandselemente, die aufgeheizt werden und dazu dienen, die Geschwindigkeit des Gasflusses zu erfassen. Dabei ist der Wärmeabtrag bzw. das Signal des in Flussrichtung zuletzt umflossenen Heizelements niedriger, da das Gas bereits vom jeweils anderen Heizelement angewärmt wurde.

Jeweils ein Mess- und Heizelement werden in einer Wheatstone'schen Messbrücke derart verschaltet, dass die Heizelemente stets mit einer definierten Übertemperatur hinsichtlich der Gastemperatur betrieben werden und diese kompensiert wird. Die Leistung, die benötigt wird, um die Übertemperatur zu halten, wird zur Berechnung der Flussgeschwindigkeit herangezogen (Bonfig, 2002). Durch die Verwendung von zwei Heizelementen kann zudem die Flussrichtung bestimmt werden.

In Abbildung 38 ist der im Blasrohr realisierte, eingesetzte Sensor zu sehen. Das Grundgerüst des Sensors besteht aus monokristallinem Silizium, auf dem eine Membran angebracht ist, die aus drei Schichten (Siliziumnitrid, Siliziumoxid, Siliziumnitrid) besteht. An den durchsichtigen Stellen wurde das Trägermaterial bis auf die Membran ausgedünnt. Auf den Membranen sind die Widerstandsstrukturen aufgebracht, die aus Titan bestehen und zur Passivierung in Titannitrid eingebettet wurden. Die oberste Schicht aus Siliziumnitrid finalisiert den Aufbau des Sensors.



*Abbildung 38: Der im Blasrohr implementierte Sensor*

*besteht zunächst aus einem kleinen quaderförmigem Körper (etwa 10mm x 4mm x 1mm), der aus monokristallinem Silizium zusammengesetzt ist und das Trägermaterial für den Sensor bildet. Die Oberseite des Trägers wird von einer dreischichtigen Membran (Silizium-Nitrid-Oxid-Nitrid) gebildet. An den durchsichtigen Bereichen (weiss) wurde der Träger bis auf diese dünne Membran (etwa 200  $\mu\text{m}$ ) ausgedünnt. Auf dieser Membran wiederum wurde eine Widerstandsstruktur aus Titan (Rt1 und Rt2, Rh1 und Rh2) aufgebracht, in Titannitrid passiviert und mit Siliziumnitrid finalisiert.*

#### 4.7.2. Dimensionierung der Messbrücke

Abbildung 39 zeigt die Messbrücke für ein Mess- und Heizelementpaar. Der Operationsverstärker im Diagonalzweig misst die Spannungsdifferenz zwischen den Brückenzeigen und beaufschlagt die Messbrücke mit einer zur gemessenen Differenz proportional höheren Spannungsversorgung. Somit bewirkt der durch das niederohmige Heizelement fließende höhere Strom eine Zunahme des elektrischen Widerstandes, bis die Messbrücke abgeglichen ist. Die aus den Verstärkern stammenden Ausgangssignale (Kanal 1 und Kanal 2) werden gleichzeitig zur Flussbestimmung an die Anzeigeeinheit übermittelt.

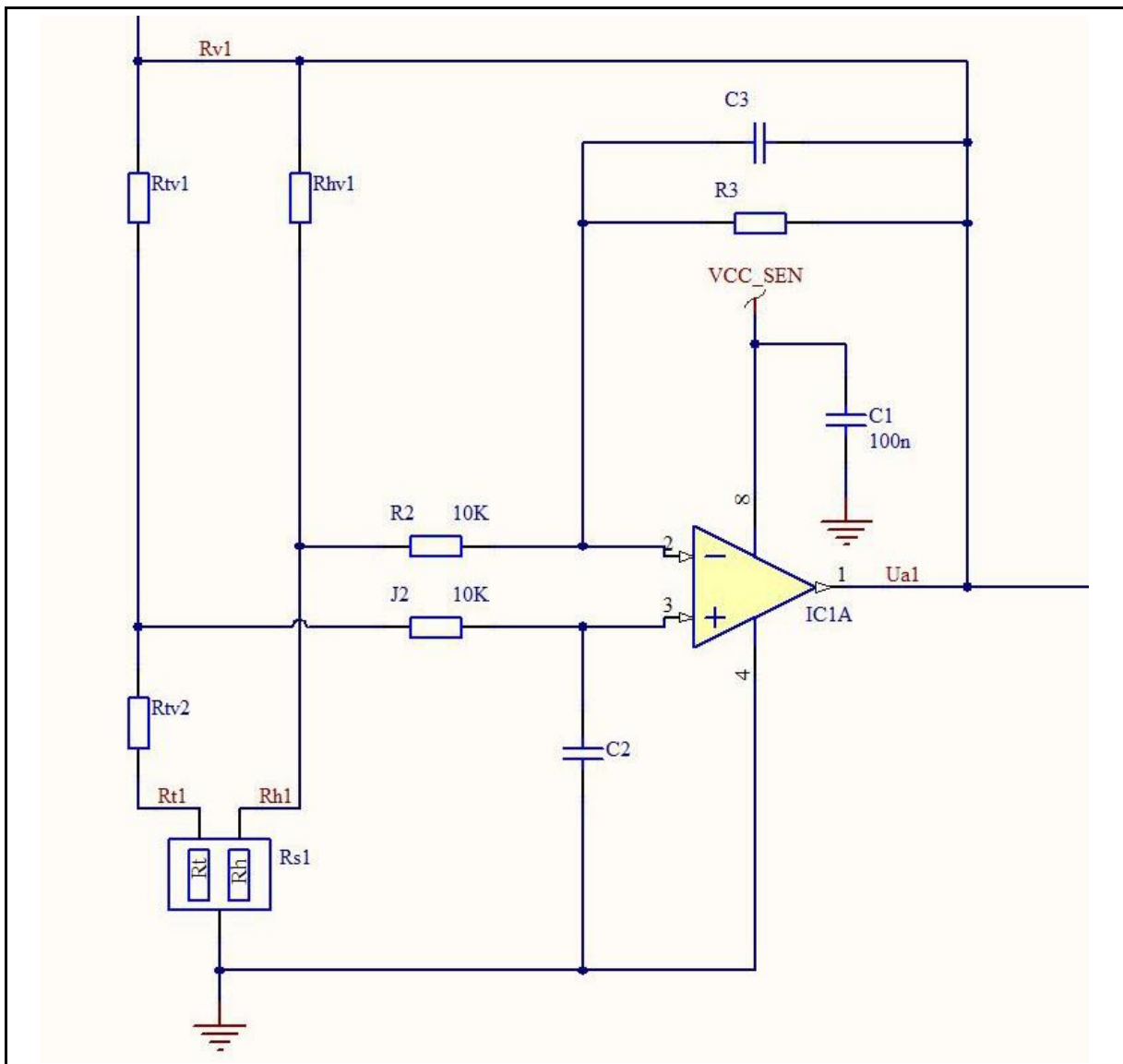


Abbildung 39: Das zum Abgleich verwendete Signal  
aus der Messbrücke mit einem Mess- und Heizelementpaar dient als Messgröße

Im abgeglichenen Zustand der Brücke gilt:

$$\frac{R_t(t) + R_{tv2}}{R_{tv1}} = \frac{R_h(t)}{R_{hv}} \quad (4.1)$$

wobei	$R_t(t) = R_{t0}(1 + \alpha(t - t_0))$	Widerstand des Messelements
	$R_h(t) = R_{h0}(1 + \alpha(t - t_0 + t_{\ddot{u}}))$	Widerstand des Heizelements
	$R_{t0}, R_{h0}$	Widerstände bei Bezugstemperatur
	$t$	Temperatur in °C
	$t_0$	Bezugstemperatur 20°C
	$t_{\ddot{u}}$	Übertemperatur des Heizelements
	$\alpha$	Temperaturkoeffizient

Der Widerstand  $R_{hv}$  wird derart gewählt, dass die am Widerstand abfallende Spannung genauso groß ist wie die des Heizelements im beheizten Zustand:

$$R_{hv} = R_h(t_0) = R_{h0}(1 + \alpha t_{\ddot{u}}) \quad (4.2)$$

Für  $R_{tv1}$  folgt aus (4.1):

$$\begin{aligned} R_{tv1} &= \frac{R_{hv}}{R_h(t)} (R_t(t) + R_{tv2}) = \\ &= R_{hv} \frac{R_{t0}(1 + \alpha(t - t_0 + t_{\ddot{u}})) - R_{t0}\alpha t_{\ddot{u}} + R_{tv2}}{R_{h0}(1 + \alpha(t - t_0 + t_{\ddot{u}}))} = \\ &= R_{hv} \left( \frac{R_{t0}}{R_{h0}} + \frac{R_{tv2} - R_{t0}\alpha t_{\ddot{u}}}{R_{h0}(1 + \alpha(t - t_0 + t_{\ddot{u}}))} \right) \end{aligned} \quad (4.3)$$

Damit  $R_{tv1}$  unabhängig von der Übertemperatur gewählt werden kann, muss aus (4.3) folgen:

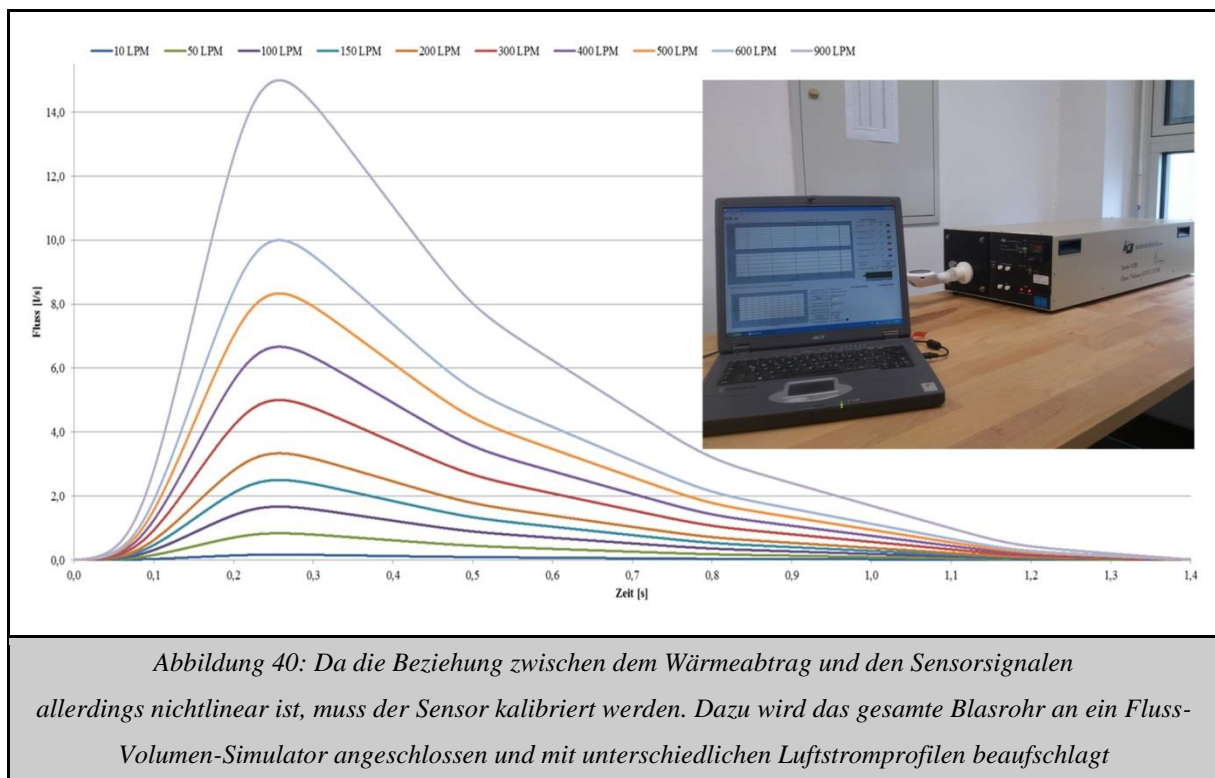
$$R_{tv1} = R_{hv} \frac{R_{t0}}{R_{h0}} \quad (4.4)$$

$$R_{tv2} = R_{t0}\alpha t_{\ddot{u}} \quad (4.5)$$

Somit kann die Übertemperatur über (4.5) eingestellt werden.

### 4.7.3. Kalibrierverfahren

Die Geschwindigkeit des Gasflusses wird über den Wärmeabtrag am Sensor bzw. an den Heizelementen bestimmt. Um mit dem Sensor richtig messen zu können, muss dieser entweder absolut richtig messen können oder vorher kalibriert bzw. justiert werden. Da die Beziehung zwischen dem Wärmeabtrag und den Sensorsignalen allerdings nichtlinear ist, muss der Sensor kalibriert werden. Dazu wird das gesamte Blasrohr an ein Fluss-Volumen-Simulator angeschlossen und mit unterschiedlichen Luftstromprofilen beaufschlagt (siehe Abbildung 40).



*Abbildung 40: Da die Beziehung zwischen dem Wärmeabtrag und den Sensorsignalen allerdings nichtlinear ist, muss der Sensor kalibriert werden. Dazu wird das gesamte Blasrohr an ein Fluss-Volumen-Simulator angeschlossen und mit unterschiedlichen Luftstromprofilen beaufschlagt*

Bei den Luftstromprofilen handelt es sich um Profile, die in der Norm zur Überprüfung von Spirometern vorgeschrieben werden (siehe Kapitel 4.8). Diese Profile werden jeweils fünfmal expiratorisch und inspiratorisch abgefahren. Eine auf dem Blasrohr angesteckte Anzeigeeinheit, die für diesen speziellen Zweck der Kalibrierung programmiert wurde, erfasst die Offsetsignale und kontinuierlich die beiden Analogsignale (Kanal 1 und Kanal 2) des Sensors. Nach Ermittlung der Spitzenflüsse werden die entsprechenden analogen Signale gemittelt und in einer Kalibriertabelle auf dem EEPROM der Blasrohr-Elektronik als digitale Werte gespeichert (Abbildung 41).

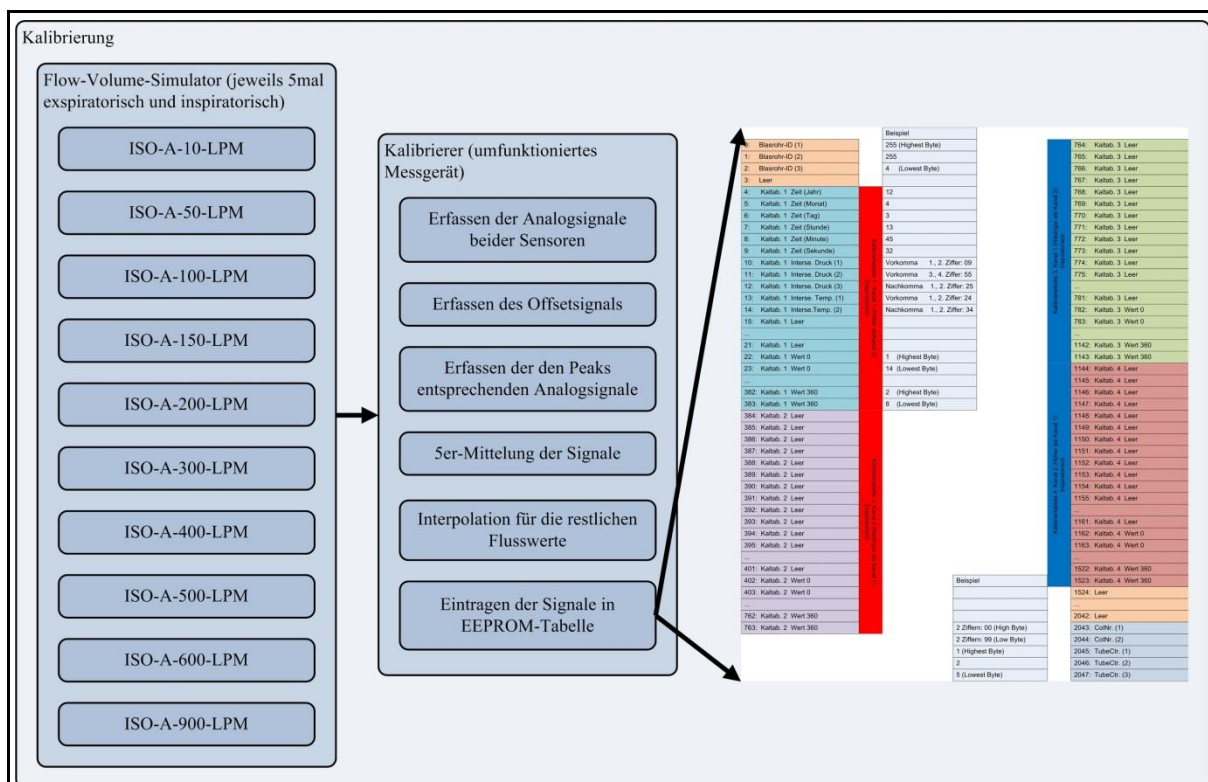


Abbildung 41: Die Kalibriertabelle, durch die die Zuordnung von Fluss und Messsignal festgelegt ist, wird auf einem EEPROM-Speicher in der Blasrohr-Elektronik hinterlegt. Die beiden rot markierten Tabellen beinhalten die expiratorischen, die blau markierten die inspiratorischen Werte jeweils für Kanal 1 und 2. Neben den „Flusswerten“, der Zeit, der Blasrohr-ID usw. beinhalten die Tabellen auch die Parameter Druck und Temperatur, die zum Kalibrierzeitpunkt geherrscht haben.

Zusätzlich werden für Flüsse zwischen den real abgefahrenen Spitzenflüssen (in der Abbildung links zu sehen) die entsprechenden Werte digital interpoliert und abgespeichert, so dass für den Bereich von 0 bis 900 l/min sowohl inspiratorisch als auch expiratorisch die entsprechenden digitalen Werte in 5 l/min-Abständen hinterlegt sind. Somit besteht die Kalibriertabelle eigentlich aus vier Tabellen (im Anhang besser dargestellt) mit jeweils 180 Einträgen. Die beiden rot markierten Tabellen beinhalten die expiratorischen, die blau markierten die inspiratorischen Werte jeweils für Kanal 1 und 2. Neben den „Flusswerten“, der Zeit, der Blasrohr-ID usw. beinhalten die Tabellen auch die Parameter Druck und Temperatur, die zum Kalibrierzeitpunkt geherrscht haben und beim späteren Korrekturverfahren noch eine Rolle spielen werden.

#### 4.7.4. Messverfahren

Die auf dem Blasrohr nach der Messbrücke verstärkten und durch einen Subtrahierer angepassten Signale werden an die Anzeigeeinheit zur weiteren Bearbeitung übergeben.

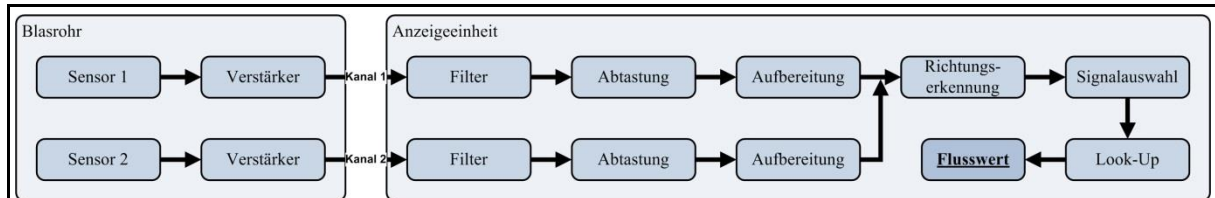


Abbildung 42: Signalpfad

Hier lassen sich die notwendigen Schritte vom Rohsignal bis zum Flusswert nachverfolgen.

Vor der AD-Wandlung werden die Signale gefiltert, abgetastet (1000 Hz) und aufbereitet, dabei wird der zu Beginn vorhandene Offset abgezogen. Unten sieht man, die nach dem Offset-Abzug bearbeiteten Signale.

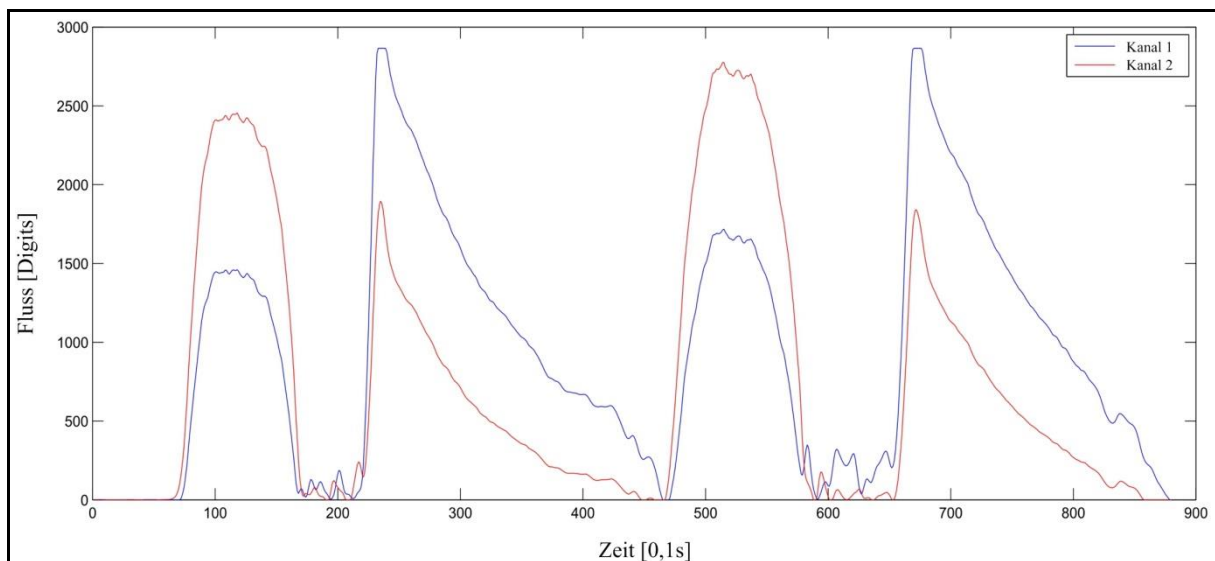


Abbildung 43: Typisch unterschiedliche Signalhöhen

Während bei der Expiration Kanal 1 die höheren Werte einnimmt, trifft dies bei der Inspiration für Kanal 2 zu. Aus diesem Unterschied kann die Flussrichtung ermittelt werden. Zur Berechnung der Höhe des Flusswertes werden beide Kanäle herangezogen (hier Inspiration, Expiration, Inspiration, Expiration).

In der Abbildung ist zu erkennen, welchen Einfluss die Atemrichtung auf die Sensorsignale bzw. Kanäle hat. Während bei der Expiration Kanal 1 die höheren Werte einnimmt, trifft dies bei der Inspiration für Kanal 2 zu. Aus diesem Unterschied kann die Flussrichtung ermittelt werden. Zur Berechnung der Höhe des Flusswertes werden beide Kanäle herangezogen. Unter

einer definierten Schwelle, ist der „empfindlichere“ Kanal bestimmend, während über einer definierten Schwelle dieses in die Sättigung geht und somit der „unempfindlichere“ Kanal bestimmend wird. Zwischen den Schwellen werden die Kanäle entsprechend gewichtet und bewertet. Nach Erhalt der Signalhöhe wird der Flusswert mit Hilfe der Look-Up-Tabelle ermittelt und jede weitere Analyse aufbauend auf Flusswerten durchgeführt.

### **4.7.5. Korrekturverfahren**

Durch das im obigen Kapitel beschriebene Kalibrierverfahren wird auf dem EEPROM in der Blasrohr-Elektronik nicht nur eine einfache Look-Up-Tabelle abgespeichert, sondern vielmehr die Eigenschaften des gesamten Blasrohres hinterlegt. Das heißt mit Hilfe der Kalibrierung ist es möglich

- Fertigungstoleranzen des Sensors
- Bauteiltoleranzen der Blasrohr-Elektronik
- Montageeigenschaften des gesamten Blasrohres
- Strömungsverhalten von Atemluft (Ex- und Inspiration)

zu berücksichtigen und in die Tabelle aufzunehmen, so dass bei den eigentlichen Messungen keine expliziten Berechnungen aufgrund dieser Eigenschaften vorgenommen werden müssen. Es gibt allerdings physikalische Größen, die nicht von vornherein bestimmt werden können, jedoch einen erheblichen Einfluss auf die Messung nehmen können:

- Umgebungsdruck
- Umgebungstemperatur

Um diese beiden Parameter besser einschätzen und eventuelle Korrekturfaktoren bestimmen zu können, wurden Messungen durchgeführt, die im Folgenden beschrieben werden.



#### 4.7.5.1. Druckbedingter Korrekturfaktor

Bei dieser Messung sollte festgestellt werden, wie hoch der Einfluss des Umgebungsdrucks auf den Sensor ist. In Abbildung 44 ist der Messaufbau zu sehen.

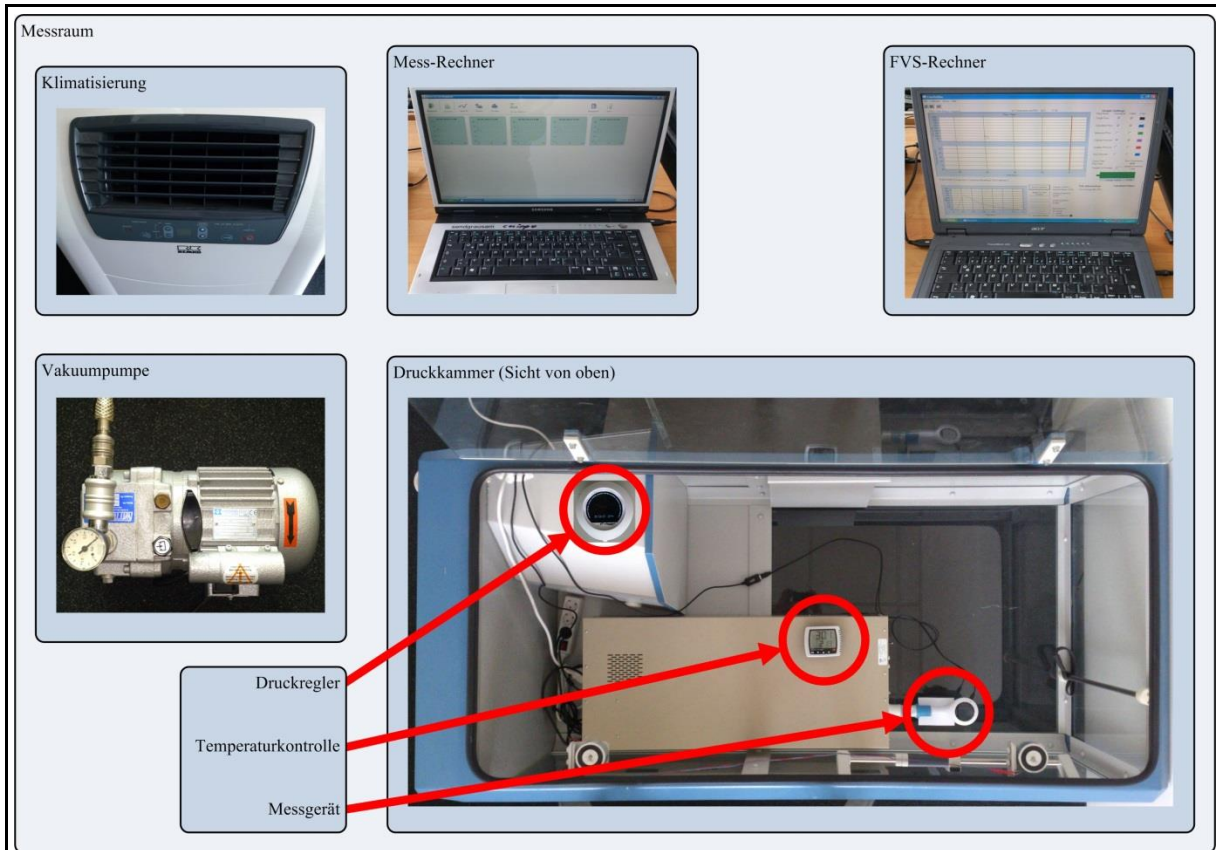


Abbildung 44: Die Untersuchung des Druckeinflusses

wurde in einem als Druckkammer zweckentfremdeten Bodyplethysmographen durchgeführt. Die Kammer wurde zu diesem Zweck mit der Türöffnung nach oben hin auf den Boden gelegt und mit Kabeln für die Versorgung und Kommunikation der innen angeordneten Geräte versehen und abgedichtet. Bei den Messungen wurden mit dem Fluss-Volumen-Simulator die vom FVS-Rechner übermittelten Spitzenflüsse abgefahren und mit dem Messgerät festgehalten. Die Sensorsignale wurden in Echtzeit in Form von digitalen Werten (AD-Werten) via USB an einen Mess-Rechner gesendet und mit Hilfe einer angepassten Software aufgezeichnet. Dabei wurden die Umgebungstemperatur und die Simulator-Temperatur (37 °C) konstant gehalten und der Druck in der Kammer von 860 mbar bis zum Umgebungsdruck in 10mbar-Abständen variiert.

Für die Messung wurde ein Bodyplethysmograph als Druckkammer zweckentfremdet. Die Kammer wurde zu diesem Zweck mit der Türöffnung nach oben hin auf den Boden gelegt und mit Kabeln für die Versorgung und Kommunikation der innen angeordneten Geräte versehen und abgedichtet.

Zur Durchführung der Messung wurde das Messgerät an den Fluss-Volumen-Simulator („Flow/Volume Simulator Series 1120“ der Firma Hans Rudolph, Inc.) angeschlossen, welcher über einen verbundenen Rechner mit Hilfe einer Steuersoftware („Flow Volume Simulator“) benutzerdefinierte Luftströme generieren kann. In der Kammer selber wurden der Fluss-Volumen-Simulator mit angeschlossenem Messgerät (Blasrohr und Anzeigeeinheit) angebracht und ein Druckregler (ein zweckentfremdetes Messgerät), über den der Druck in der Kammer eingestellt werden konnte. Dieser Druckregler aktivierte über ein Relais die Vakuumpumpe, über die so nach außen hin ein Differenzdruck von 100 mbar eingestellt werden konnte. Zur visuellen Kontrolle wurde noch ein Temperaturmessgerät innerhalb der Kammer nagebracht. Mit einem Klimagerät wurden Temperatur und Feuchtigkeit konstant gehalten.

Bei den Messungen wurden mit dem Fluss-Volumen-Simulator die vom FVS-Rechner übermittelten Spitzenflüsse abgefahren und mit dem Messgerät festgehalten. Die Sensorsignale wurden in Echtzeit in Form von digitalen Werten (AD-Werten) via USB an einen Mess-Rechner gesendet und mit Hilfe einer angepassten Software aufgezeichnet. Dabei wurden die Umgebungstemperatur und die Simulator-Temperatur (37 °C) konstant gehalten und der Druck in der Kammer von 860 mbar bis zum Umgebungsdruck in 10mbar-Abständen variiert. Bei der Messung wurden neun Spitzenflussprofile jeweils 5mal expiratorisch als auch inspiratorisch untersucht, so dass etwa 900 Messungen durchgeführt wurden. Die Ergebnisse sind weiter unten zusammengefasst (siehe Kapitel 4.11).

#### 4.7.5.2. Temperaturbedingter Korrekturfaktor

Bei dieser Messung sollte festgestellt werden, wie hoch der Einfluss des Umgebungsdrucks auf den Sensor ist. In der folgenden Abbildung ist der leicht veränderte Messaufbau schematisch dargestellt. Der Fluss-Volumen-Simulator und das damit verbundene Messgerät wurden zwar in der Kammer aufgestellt, ansonsten ist die Kammer aber funktionslos. Über die Klimatisierung konnte die Temperatur verändert werden

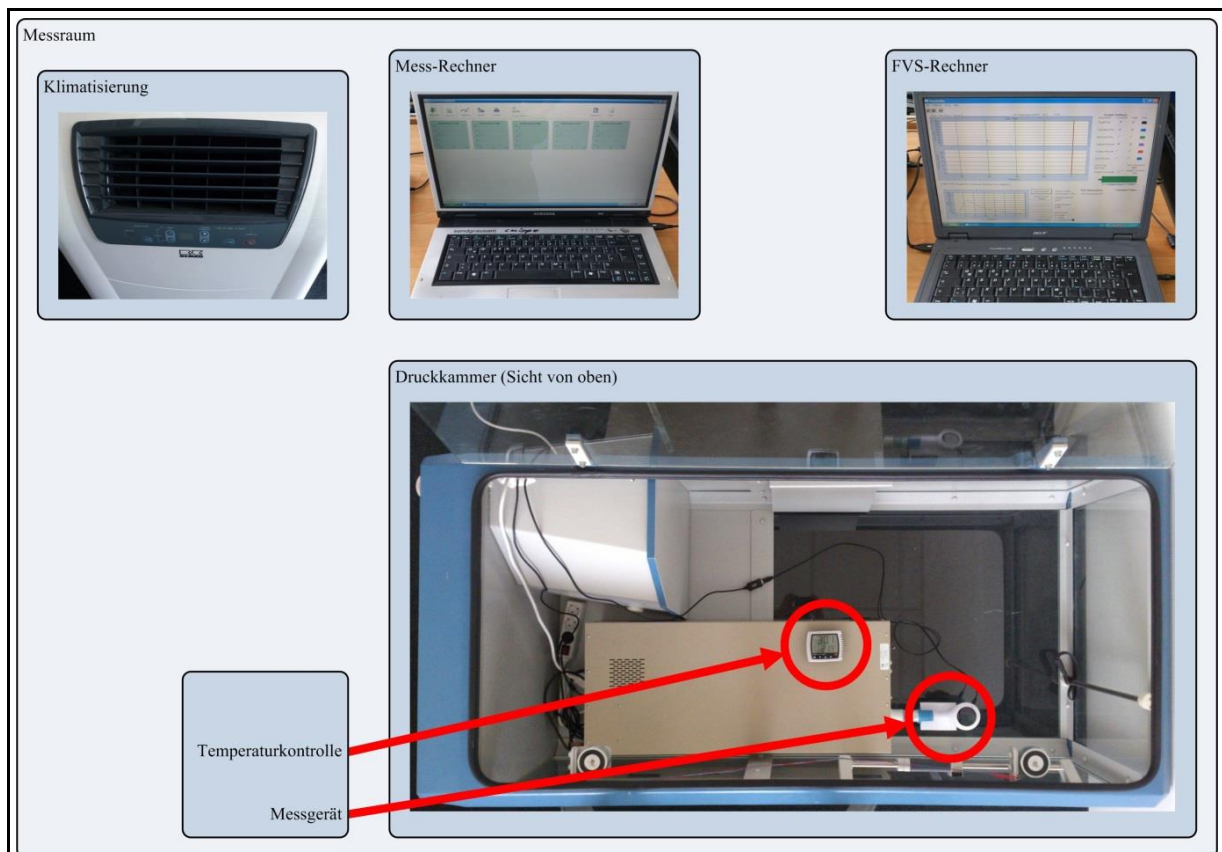


Abbildung 45: Der Temperatureinfluss

wurde ebenfalls in dieser Druckkammer untersucht. Bei dieser Messung wurde der Umgebungsdruck im Messraum konstant gehalten, während die Temperatur variiert wurde.

Bei dieser Messung wurde der Umgebungsdruck im Messraum konstant gehalten, während die Temperatur variiert wurde. Analog zur letzten Messreihe wurden neun Spitzenflussprofile jeweils 5mal expiratorisch und inspiratorisch abgefahren und analysiert. Die Schlussfolgerungen sind weiter unten im Kapitel „Ergebnisse“ graphisch aufbereitet.

## 4.8. Vergleich mit anderen spirometrischen Methoden

Um die Messgenauigkeit zu untersuchen, wurde der Fachbereich unter Prof. Dr.-Ing. Petra Friedrich der Fakultät Elektrotechnik der Hochschule Kempten beauftragt, das in dieser Arbeit vorgestellte Spirometer mit dem Stand der Technik objektiv zu vergleichen. Der folgende Vergleich sollte zeigen, ob das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Spirometer die technischen Grundanforderungen hinsichtlich Messabweichung, Linearität und Frequenzgang, die sich aus der Norm (DIN\_EN\_ISO\_23747, 2009) ergeben, erfüllt und darin anderen Messverfahren überlegen ist. Bei den Prüfungen wurden die in der Norm geforderten Umgebungsbedingungen eingehalten; die Prüfungen wurden bei einer Umgebungstemperatur zwischen 10 °C und 35 °C, bei einer relativen Luftfeuchte zwischen 30 % und 75 % und bei einem Druck zwischen 1060 hPa und 850 hPa durchgeführt. Die für die Messung benötigten Luftstromprofile wurden mit Hilfe des Fluss-Volumen-Simulators, der bereits im vorhergegangenen Versuch verwendet wurde, erzeugt.

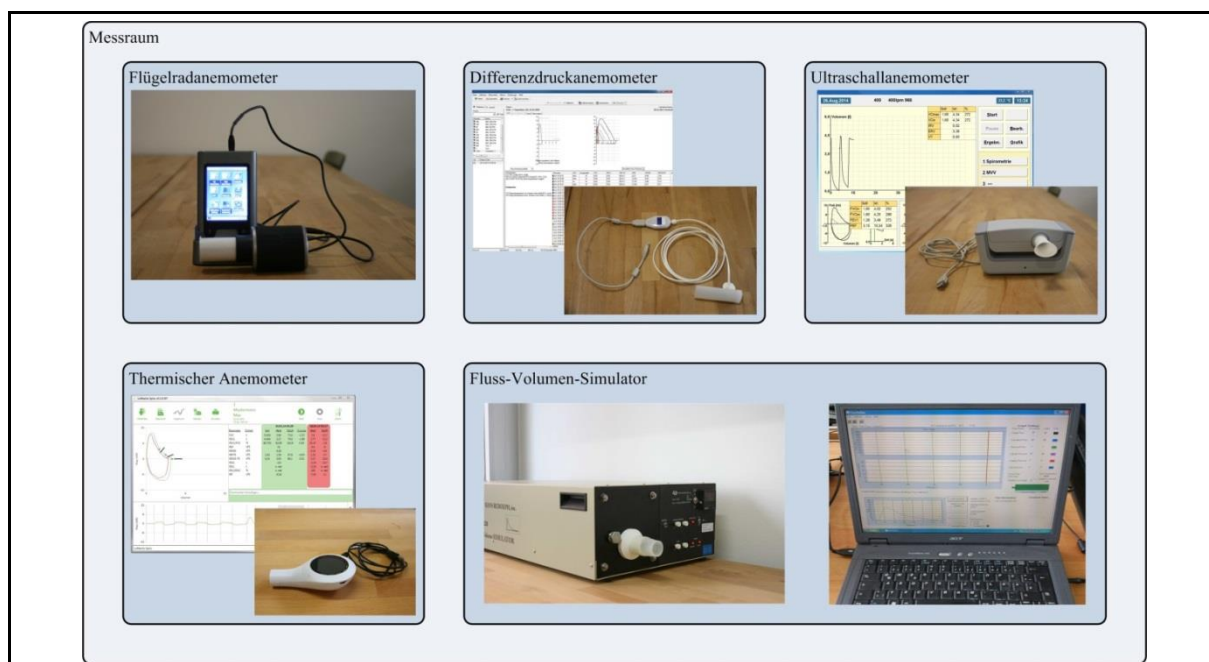


Abbildung 46: Für die Vergleichsmessung

wurden alle Messgeräte an den Simulator angeschlossen und mit gleichen Luftstromprofilen beaufschlagt. Zur Untersuchung der Spirometer wurden zwei verschiedene Typen von Profilen verwendet. Zum einen ein Profil, welches dem natürlich forcierten Atemmanöver nachempfunden ist und laut Norm mit Profil „A“ bezeichnet wird; zum anderen ein Profil, welches einen sehr dynamischen Verlauf aufweist und mit Profil „B“ bezeichnet wird.

Geprüft wurden neben der thermischen Anemometrie andere Messverfahren, die sich zwar unterscheiden, aber dem aktuellen Stand der Technik entsprechen:

- Flügelradanemometrie
- Differenzdruckanemometrie
- Ultraschallanemometrie

Zur Untersuchung der Spirometer wurden zwei verschiedene Typen von Profilen verwendet. Zum einen ein Profil, welches dem natürlich forcierten Atemmanöver nachempfunden ist und laut Norm mit Profil „A“ bezeichnet wird; zum anderen ein Profil, welches einen sehr dynamischen Verlauf aufweist und mit Profil „B“ bezeichnet wird. Die Geräte wurden mit diesen Profilen jeweils fünfmal mit den Spitzenflüssen 10, 30, 50, 100, 200, 300, 400, 600 und 800 L/min beaufschlagt. Diese 900 Messungen wurden am nachfolgenden Tag wiederholt. Von großem Interesse bei dieser Untersuchung war die Messgenauigkeit der Spirometer bei Atemmanövern mit niedriger Fluss- und Volumenrate wie sie bei Kindern im Alter von bis zu 6 Jahren und bei Patienten mit stark eingeschränkter Lungenfunktion zu erwarten sind.

#### **4.9. Testspiel zur Untersuchung der Motivationssteigerung**

Die Diagnostik und Therapie von Lungenerkrankungen im frühen Kindesalter ist mit großen Herausforderungen verbunden, da die für die Spirometrie notwendigen Manöver häufig nicht durchgeführt werden können. Das bisherige Konzept sollte nun dadurch vervollständigt werden, dass die Mitarbeit der Kinder durch eine kindgerechte Software verbessert wird und somit Messungen gezielter durchgeführt werden können.

Durch spielerischen Üben und Anleiten sollte die Fähigkeit zur bewussten Kontrolle der Atmung verbessert werden. Dazu wurde ein eigenständiges, also von der Software unabhängiges, Spiel entwickelt, mit dem diese Fähigkeit untersucht und visualisiert werden sollte (siehe Abbildung 47).

Das Spiel\* beginnt mit einer einfachen Übung, in der nur die Ruheatmung visualisiert wird. Die später im Spiel auftretenden Elemente werden dem Atemfluss entsprechend positioniert. Im Spiel fliegt der Vogel mit einer gleichbleibenden Geschwindigkeit in horizontaler Richtung. Die Bewegung des Vogels in der vertikalen Richtung wird in Höhe und Geschwindigkeit direkt durch den Atemfluss des Kindes bestimmt. Bei dem Spiel geht es darum, einen Vogel durch eine animierte Landschaft zu steuern und im Flug möglichst viele Moskitos zu fangen. Dabei wird der Patient durch eine einfache akustische Anleitung unterstützt.

\* Das Spiel wurde von mir spezifiziert und strukturiert und von Herrn Felix Paul programmiert.

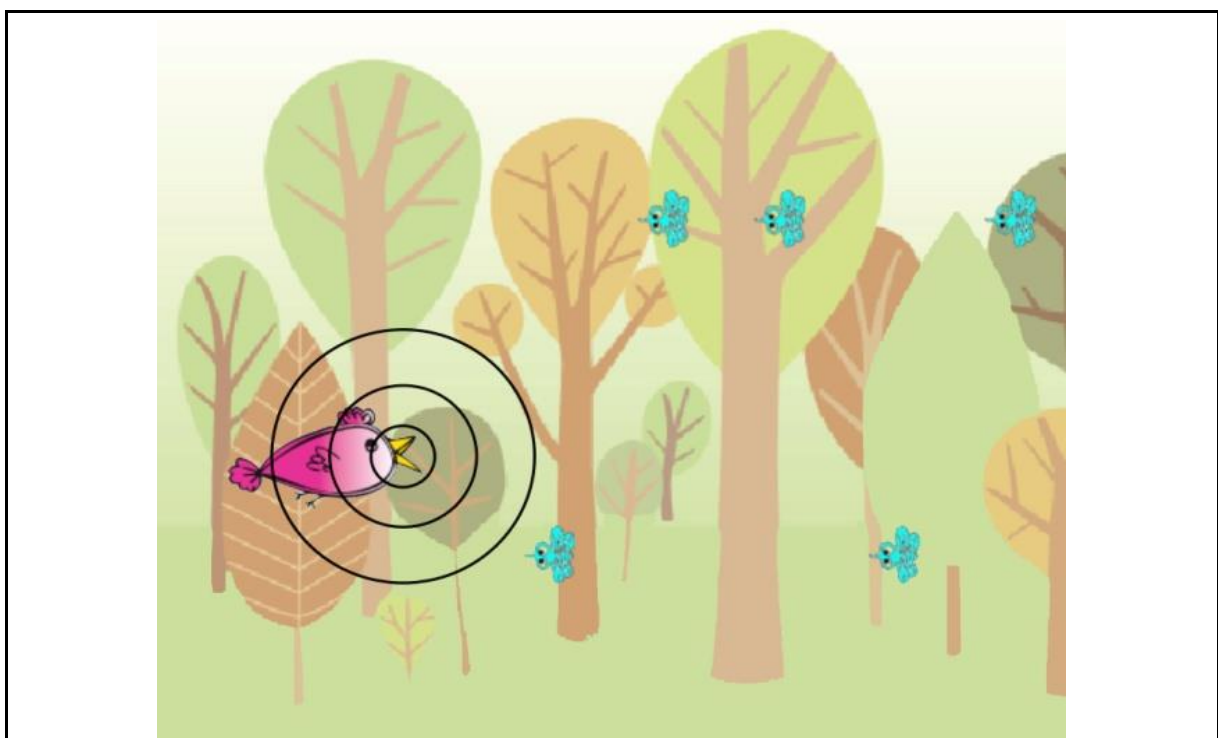


Abbildung 47: Beim „Moskitospiel“

*sollte untersucht werden, inwieweit es möglich ist, das Atmen bei Kindern bewusster zu gestalten, indem die Atemvorgänge visualisiert und trainiert werden. Damit die Patienten nicht gleich demotiviert werden, wurden um den Schnabel des Vogels drei unterschiedlich große, konzentrische Bereiche festgelegt. Sobald ein Moskito in den äußersten Bereich fliegt, verschwindet er.*

Damit die Patienten nicht gleich demotiviert werden, wurden um den Schnabel des Vogels drei unterschiedlich große, konzentrische Bereiche festgelegt. Sobald ein Moskito in den äußersten Bereich fliegt, verschwindet er. Softwaretechnisch wird allerdings genau registriert, in welchem Bereich das Ereignis stattfand.

## 4.10. Erweiterung der Software

Aufbauend auf dem Testspiel und dem Resultat aus der Pilotstudie wurde das Spiel dahingehend verändert (siehe unten), dass nicht nur die Spitzenflussmessung erfolgreich durchgeführt werden sollte. In einem weiteren Schritt sollte die Expiration vollständig und auch die anschließende Inspiration durch die Animation angeleitet werden, so dass sich letztendlich ein voll verwertbares Spirogramm aus den Messungen ableiten lassen sollte.

Zu diesem Zweck wurde diese weiterentwickelte Animation in die Software eingebettet und die korrekte Lungenfunktionsmessung in drei Phasen unterteilt, die jeweils die folgenden Zielvorgaben erfüllen sollen:

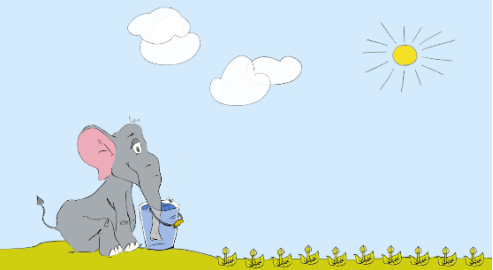
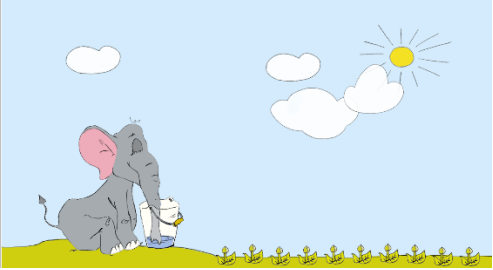
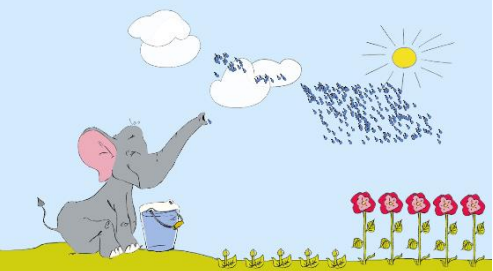
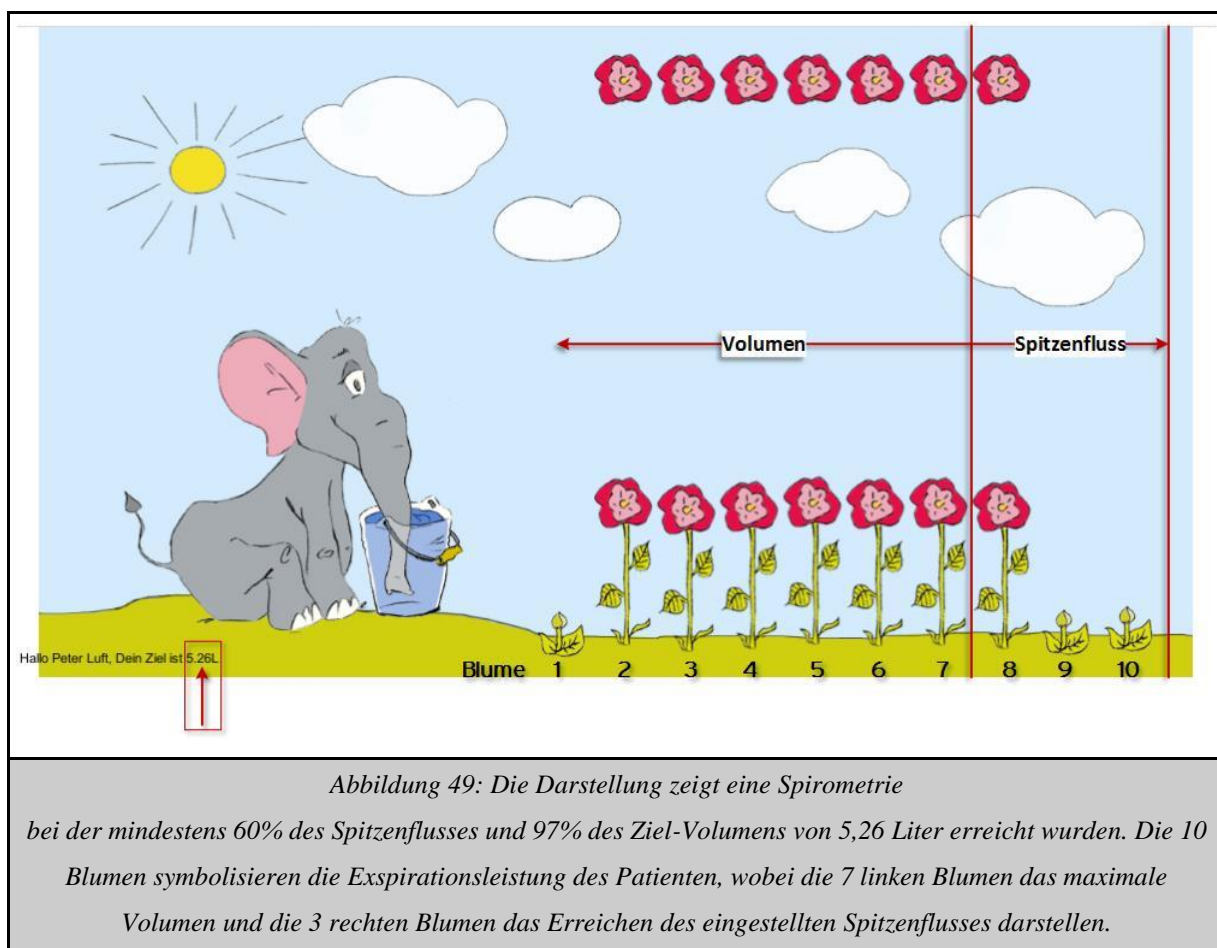
Ruheatmung	Der Wasserpegel im Eimer schwankt synchron zur Atmung	
Tiefe Inspiration	Das Wasser im Eimer soll mit einem Atemzug leer gesaugt werden. (Bei erfolgreicher tiefer Inspiration hebt der Elefant den Rüssel)	
Forcierte Expiration	Die Blumen sollen stark und lang mit Wasser bespritzt werden bis alle Blumen blühen	

Abbildung 48: Die weiterentwickelte Animation

ist in drei Phasen unterteilt: in der ersten Phase wird der Patient auf das Manöver vorbereitet, in der folgenden Phase wird das Einatmen kontrolliert und in der letzten Phase erfolgt die Anleitung zum forcierten Ausatmen

Die 10 Blumen symbolisieren die Expirationsleistung des Patienten, wobei die 7 linken Blumen das maximale Volumen und die 3 rechten Blumen das Erreichen des eingestellten Spitzenflusses darstellen:

- Blume 1 bei 100% des Volumens
- Blume 2 bei 97% des Volumens
- Blume 3 bei 95% des Volumens
- Blume 4 bei 90% des Volumens
- Blume 5 bei 80% des Volumens
- Blume 6 bei 60% des Volumens
- Blume 7 bei 40% des Volumens
- Blume 8 bei 60% des Spitzenflusses
- Blume 9 bei 75% des Spitzenflusses
- Blume 10 bei 100% des Spitzenflusses





## 4.11. Verbesserungen durch Korrekturverfahren

In diesem Kapitel wird zunächst auf den Einfluss der Umgebungsbedingungen hinsichtlich der Messungen eingegangen und die entsprechenden Korrekturverfahren beschrieben. Im anschließenden Kapitel wird ein quantitativer Vergleich mit anderen aktuellen Messverfahren durchgeführt (Gül & et al., Neue Hitzdrahttechnologie - Welche Möglichkeiten gibt es?, 2016).

In Abbildung 50 ist der Einfluss des Umgebungsdrucks deutlich zu erkennen. Hier wurden beispielhaft die Signale ausgewertet, die einer der Sensoren während der Expiration für unterschiedliche Spitzenflüsse geliefert hat (Der Spitzenfluss 806 Liter pro Minute liefert allerdings für den hier gezeigten Sensor Rs1 in dieser Konfiguration gesättigte Werte). Während der Einfluss auf den Null-Fluss (Offset) nicht sichtbar ist, haben wir bei fließendem Medium einen erheblichen Einfluss, der mit steigendem Umgebungsdruck zunimmt.

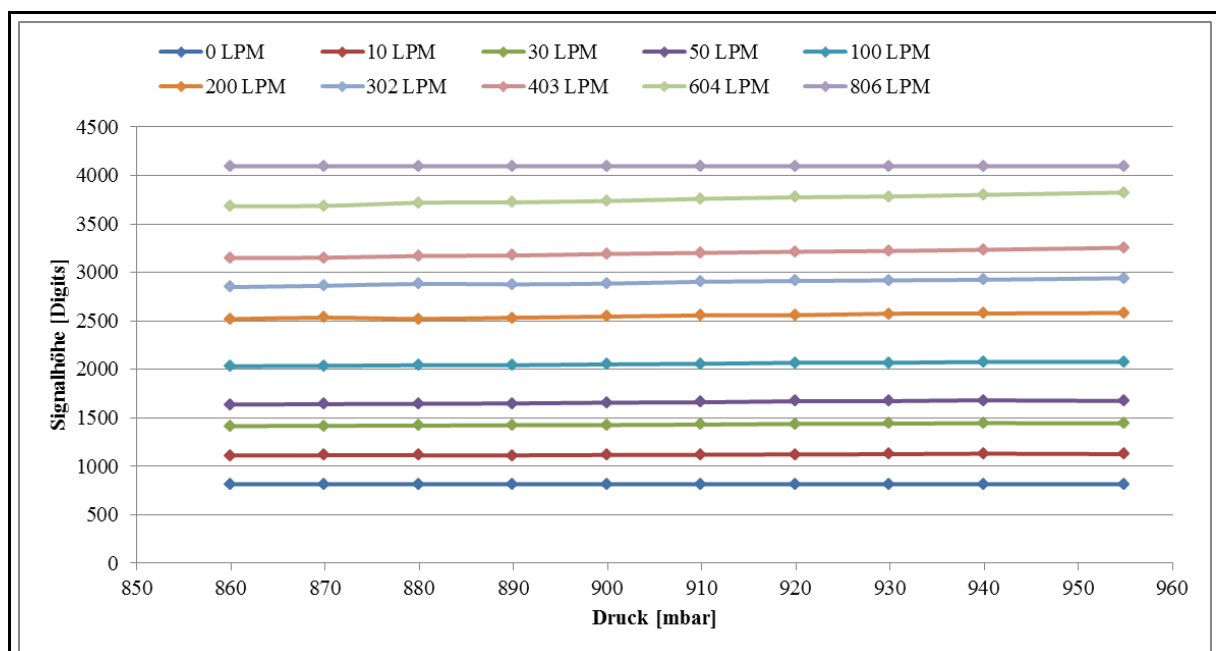


Abbildung 50: Mit steigendem Umgebungsdruck nimmt die Signalthöhe zu. Zu sehen sind die Graphen, die beim „Null-Fluss“ (Offset-Signal) und bei verschiedenen Spitzenflüssen (bis 806 Liter pro Minute) aufgenommen wurden.

Wenn die oben gezeigten Werte um den Offset bereinigt werden und der Druck in Höhe von 955 mbar als Referenzdruck herangezogen wird, also der Quotient aus Signalhöhe bei Umgebungsdruck und Signalhöhe bei Referenzdruck gebildet wird, um den Einfluss der Druckänderung quantitativ erfassen zu können, erhalten wir den Graphen in der nächsten Abbildung. Es ist offensichtlich, dass der Fehler durch den Druckeinfluss unabhängig vom Spitzenfluss ist und sich durch eine Mittelung gut beschreiben lässt. Somit beträgt die maximale Abweichung bei knapp 100 mbar Differenz etwa vier bis fünf Prozent.

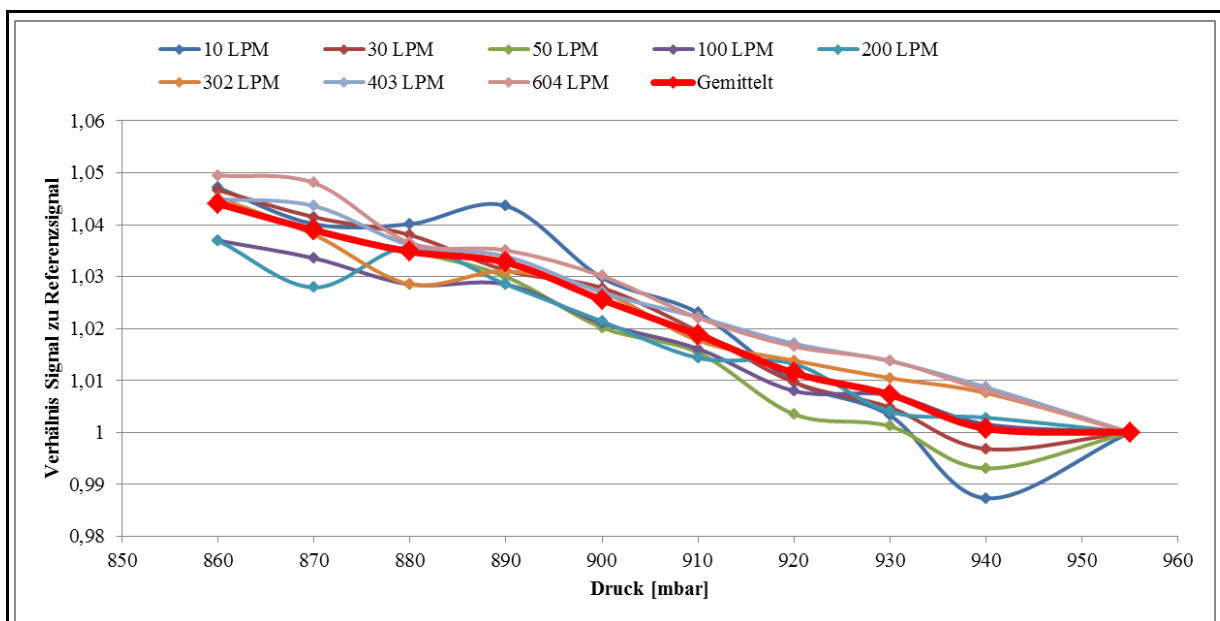


Abbildung 51: Der Einfluss des Umgebungsdrucks

wird durch den Bezug auf einen Referenzdruck (hier 955 mBar) mit einer dimensionlosen Zahl beschrieben. Die dabei entstehenden Graphen lassen sich anschließend durch eine einfache Mittelung (Mittelung der Verhältnisse beim entsprechenden Druckwert) zusammenfassen.

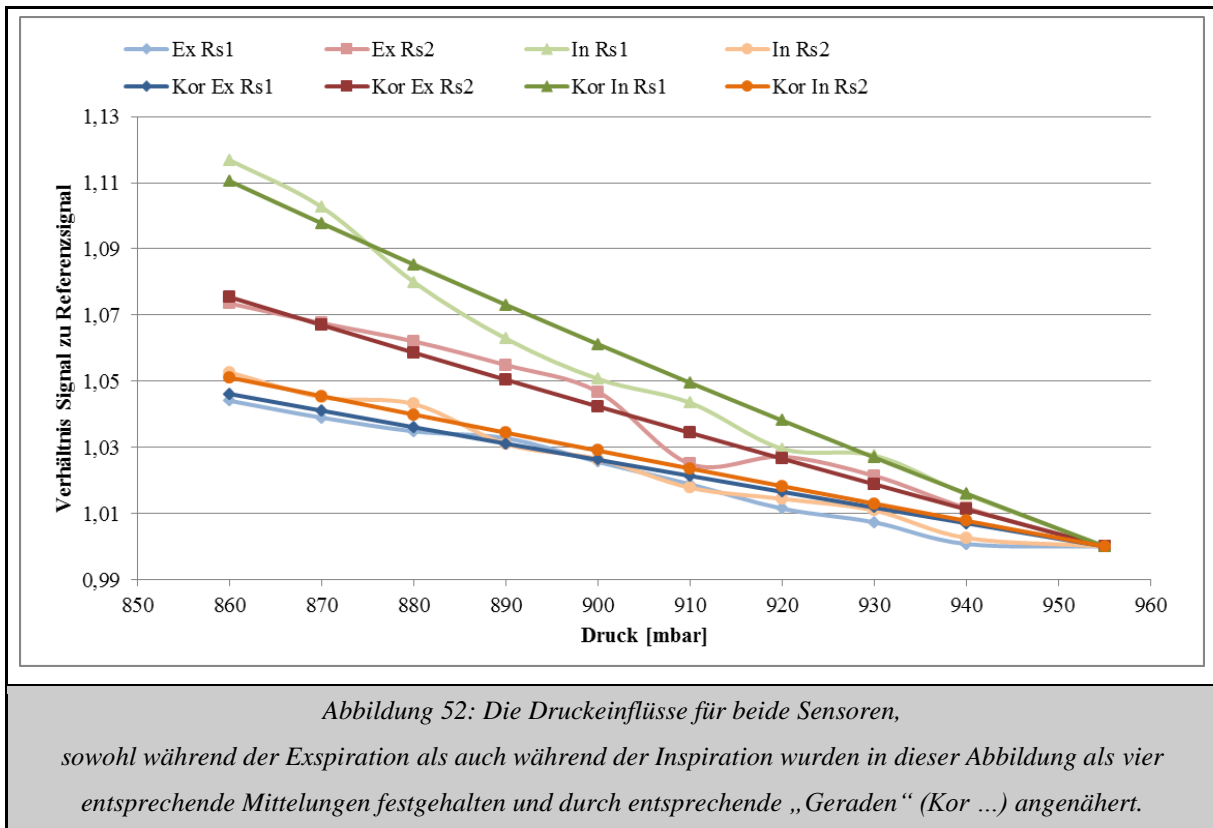


Abbildung 52: Die Druckeinflüsse für beide Sensoren, sowohl während der Expiration als auch während der Inspiration wurden in dieser Abbildung als vier entsprechende Mittelungen festgehalten und durch entsprechende „Geraden“ (Kor ...) angenähert.

In Abbildung 52 sind die Mittelungen sowohl für die Expiration als auch für die Inspiration der beiden Sensoren Rs1 und Rs2 zu sehen. Alle vier Mittelungen können empirisch durch folgende einfache Formel beschrieben werden:

$$k_p = \frac{p_{ref} + c_{kp}}{p + c_{kp}} \tag{4.6}$$

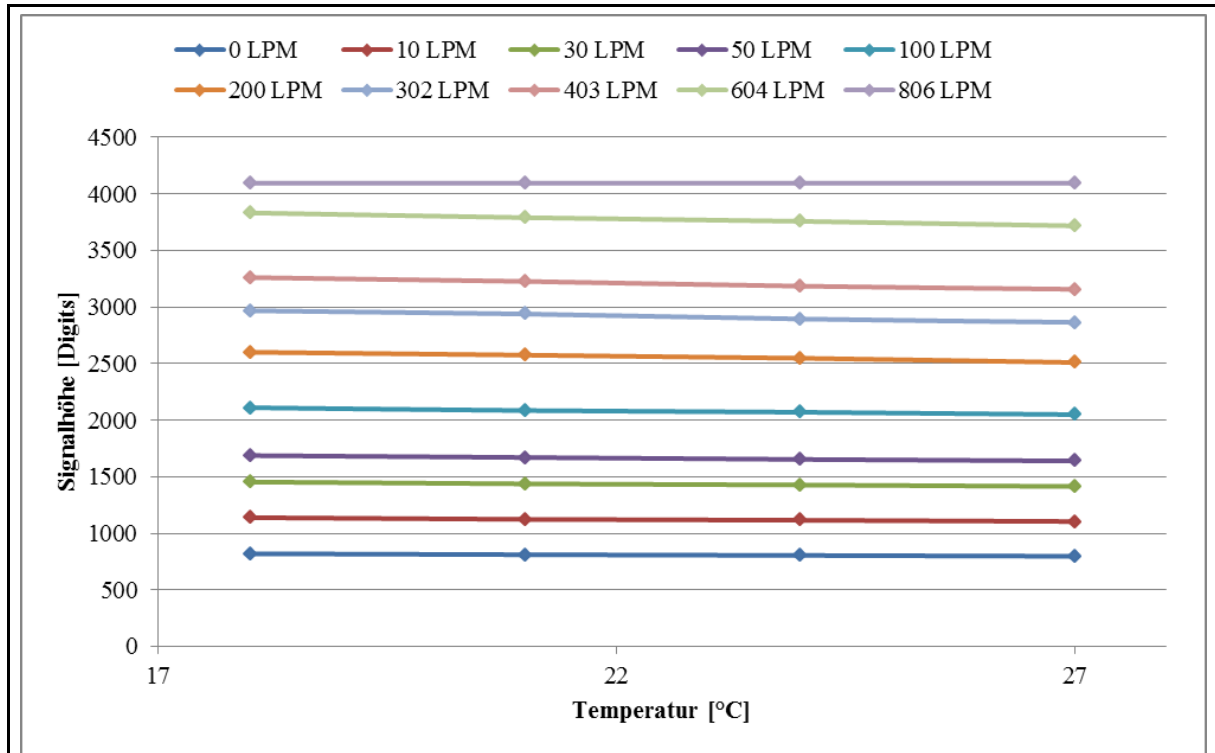
- |       |           |                                |
|-------|-----------|--------------------------------|
| wobei | $p_{ref}$ | Referenzdruck bei 955 mbar     |
|       | $p$       | Gemessener Umgebungsdruck      |
|       | $c_{kp}$  | Spezifische Korrekturkonstante |

Die Korrekturkonstante ist zum einen abhängig von der Strömungsgeometrie, zum anderen von der Sensorwahl, so dass sich folgende Werte ergeben:

- Expiration    Sensor Rs1:  $c_{kp} = 1200$  ,    Sensor Rs2:  $c_{kp} = 400$
- Inspiration    Sensor Rs1:  $c_{kp} = 0$  ,            Sensor Rs2:  $c_{kp} = 1000$

Formel (4.6) kann nun herangezogen werden, um den durch den Umgebungsdruck erzeugten Fehler zu korrigieren. Die Abweichung nach der Druckkorrektur beträgt bei 100 mbar Druckdifferenz nur noch weniger als ein Prozent.

In Abbildung 53 ist der Einfluss der Umgebungstemperatur dargestellt. Die Abnahme der Signalhöhe bei steigenden Umgebungstemperaturen wirkt sich nicht nur auf das fließende Medium aus, sondern auch auf den Offset (806 LPM befindet sich für Rs1 in Sättigung).



*Abbildung 53: Mit steigender Umgebungstemperatur nimmt die Signalhöhe ab. Zu sehen sind die Graphen, die beim „Null-Fluss“ (Offset-Signal) und bei verschiedenen Spitzenflüssen (bis 806 Liter pro Minute) aufgenommen wurden.*

In Abbildung 54 ist der Quotient aus Signalhöhe bei Umgebungstemperatur und Signalhöhe bei Referenztemperatur (18 °C) abgebildet, um auch bei der Temperatur den Einfluss quantitativ zu erfassen. Auch hier ist der Fehler unabhängig vom Spitzenfluss und durch eine Mittelung gut darstellbar. Die maximale Abweichung bei etwa zehn Grad Differenz beträgt zwischen etwa drei und vier Prozent. In der darauffolgenden Abbildung sind alle Mittelungen (Expiration und Inspiration der Sensoren Rs1 und Rs2) zu sehen.

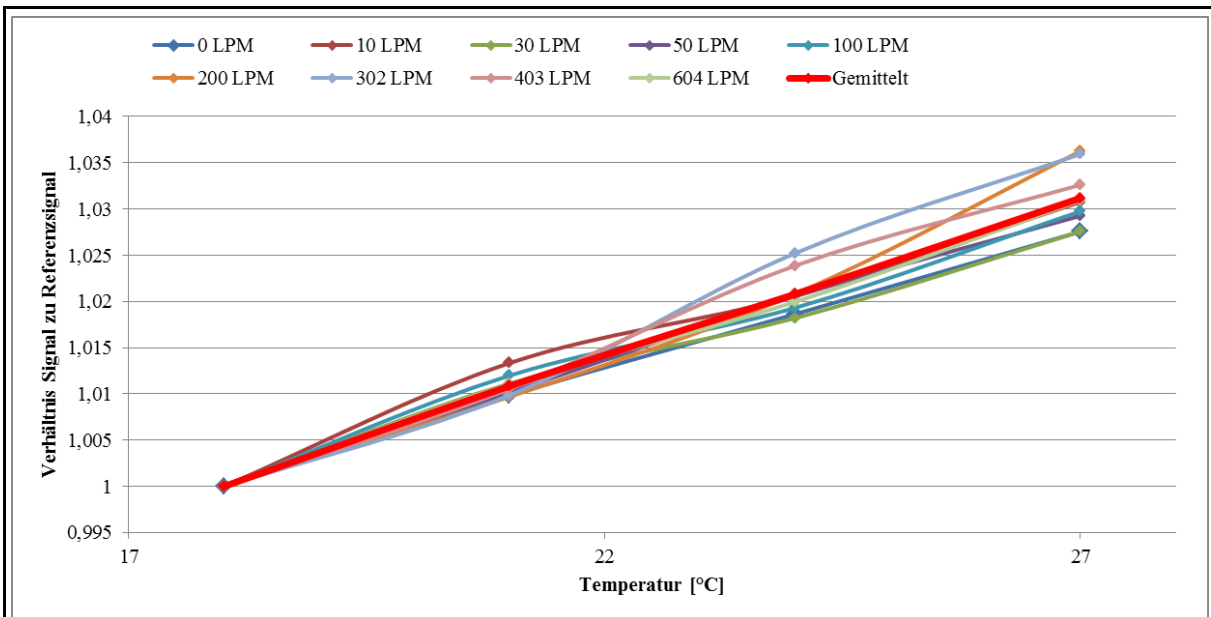


Abbildung 54: Der Einfluss der Umgebungstemperatur wird durch den Bezug auf eine Referenztemperatur (hier 18 °C) mit einer dimensionlosen Zahl beschrieben. Die dabei entstehenden Graphen lassen anschließend durch eine Mittelung (Mittelung der Verhältniswerte beim entsprechenden Temperaturwert) zusammenfassen.

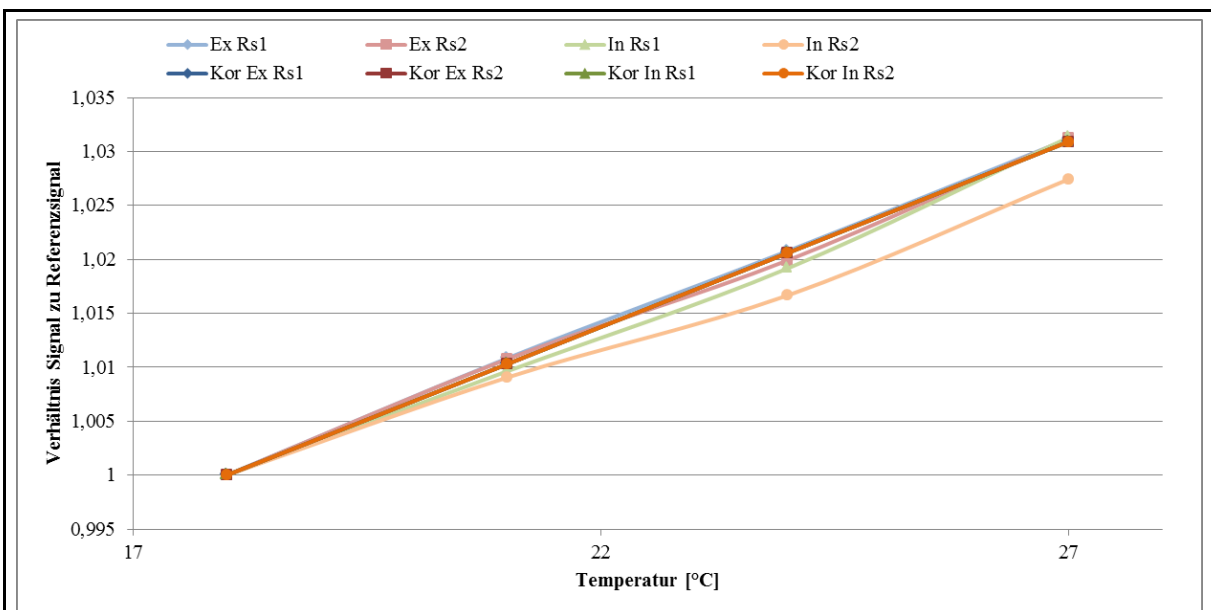


Abbildung 55: Die Temperatureinflüsse für beide Sensoren, sowohl während der Expiration als auch während der Inspiration wurden in dieser Abbildung als entsprechende Mittelungen festgehalten und durch entsprechende Geraden (Kor ...) angenähert.

Alle vier Mittelungen können empirisch durch folgende einfache Formel beschrieben werden:

$$k_t = \frac{t + c_{kt}}{t_{ref} + c_{kt}} \quad (4.7)$$

wobei	$t_{ref}$	Referenztemperatur bei 18 °C
	$t$	Gemessene Umgebungstemperatur
	$c_{kt} = 280$	Korrekturkonstante

Die Korrekturkonstante für die Temperatur ergibt für alle Mittelungen den gleichen Wert:

Die Abweichung nach der Temperaturkorrektur entsprechend Formel (4.7) beträgt bei zehn Grad Temperaturdifferenz nur noch weniger als 0,5 %.

## 4.12. Höhere Messgenauigkeit durch Hitzdrahtanemometrie

Aus den gemessenen spirometrischen Werten, die sich aus der Untersuchung der unterschiedlichen Messverfahren ergaben, wurden die Messabweichungen, Linearitäten und Frequenzgänge ermittelt. Diese Größen wurden der Norm (DIN\_EN\_ISO\_23747, 2009) entsprechend folgender Maßen ermittelt:

### Messabweichung:

$$e_n = \bar{q}_n - q_{ref,n} \quad (4.8)$$

wobei	$e_n$	Messabweichung
	$\bar{q}_n$	Mittelwert aus fünf Spitzenflusswerten beim Referenzfluss n
	$q_{ref,n}$	Referenzspitzenfluss beim Referenzfluss n

**Linearität:**

$$\text{Falls } \bar{q}_{n+1} \geq \bar{q}_n: \quad d = ((e_n - e_{n+1}) * 100) / \bar{q}_{n+1} \quad (4.9)$$

$$\text{Falls } \bar{q}_{n+1} \leq \bar{q}_n: \quad d = ((e_n - e_{n+1}) * 100) / \bar{q}_n$$

wobei	d	Linearität
	$\bar{q}_n$	Mittelwert aus fünf Spitzenflusswerten beim Referenzfluss n
	$\bar{q}_{n+1}$	Mittelwert aus fünf Spitzenflusswerten beim Referenzfluss n+1
	$e_n$	Messabweichung des Spitzenflusses n
	$e_{n+1}$	Messabweichung des Spitzenflusses n+1

**Frequenzgang:**

Als Größe für den Frequenzgang wurde die Messabweichung aus der prozentualen Abweichung der Mittelwerte von Profil A zu den Mittelwerten von Profil B berechnet.

Die von uns entwickelte „Planare thermische Anemometrie“ erreicht bei den natürlich forcierten Atemprofilen (Profil A) mit Spitzenflüssen von 10 L/min bis 300 L/min eine Messabweichung von etwa 1 % vom Messwert (siehe Abbildung 56). Alle anderen Messgeräte zeigen einen größeren Messfehler, der jedoch unter Berücksichtigung des Compliance-Fehlers medizinisch zu vernachlässigen ist. Abbildung 57 zeigt zur Ergänzung die Linearität der Messungen. Linearitäten, die sich im gefärbten Bereich des Diagramms befinden, liegen außerhalb der Toleranzgrenze der ATS und der ERS.

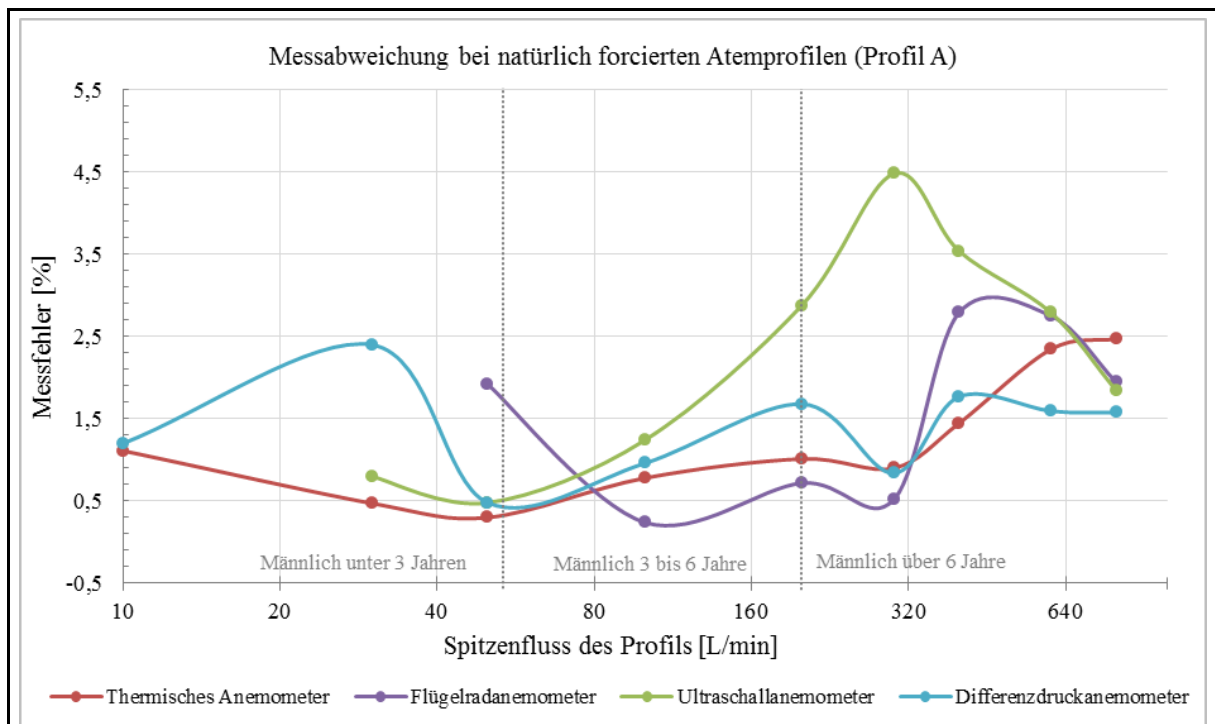


Abbildung 56: Unser planares Verfahren der thermischen Anemometrie weist im unteren Flussbereich die geringste Messabweichung auf. Die vertikalen Linien unterteilen die Bereiche der altersabhängigen Spitzenfluss-Erwartungswerte.

Das Differenzdruckanemometer ist für Kinder unter 6 Jahren nicht anwendbar, da der dynamische Messfehler in einem medizinisch nicht akzeptablen Bereich liegt (siehe Abbildung 58). Das Flügelradanemometer ist für Kinder unter 6 Jahren nicht geeignet, da das Gerät Atemprofile mit Spitzenflüssen unter 200 L/min nicht messen kann. Das Ultraschallanemometer ist für Kinder unter 3 Jahren nicht geeignet, da der dynamische Messfehler in einem medizinisch nicht akzeptablen Bereich liegt. Zudem kann da dieses Gerät dynamische Atemprofile mit Spitzenflüssen unter 50 L/min nicht messen.



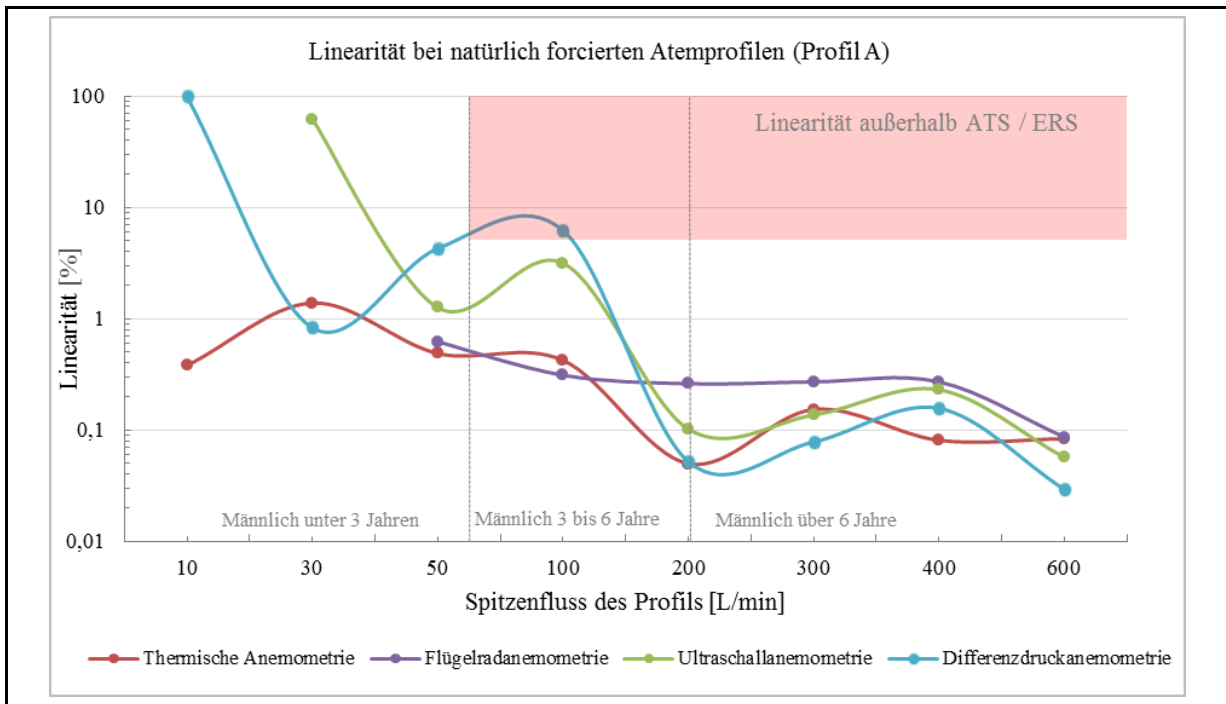


Abbildung 57: Zur Ermittlung der Linearität wurde die Differenz aus den Messabweichungen zwei aufeinander folgender Atemprofile berechnet und mit dem größeren Mittelwert dieser Atemprofile verglichen

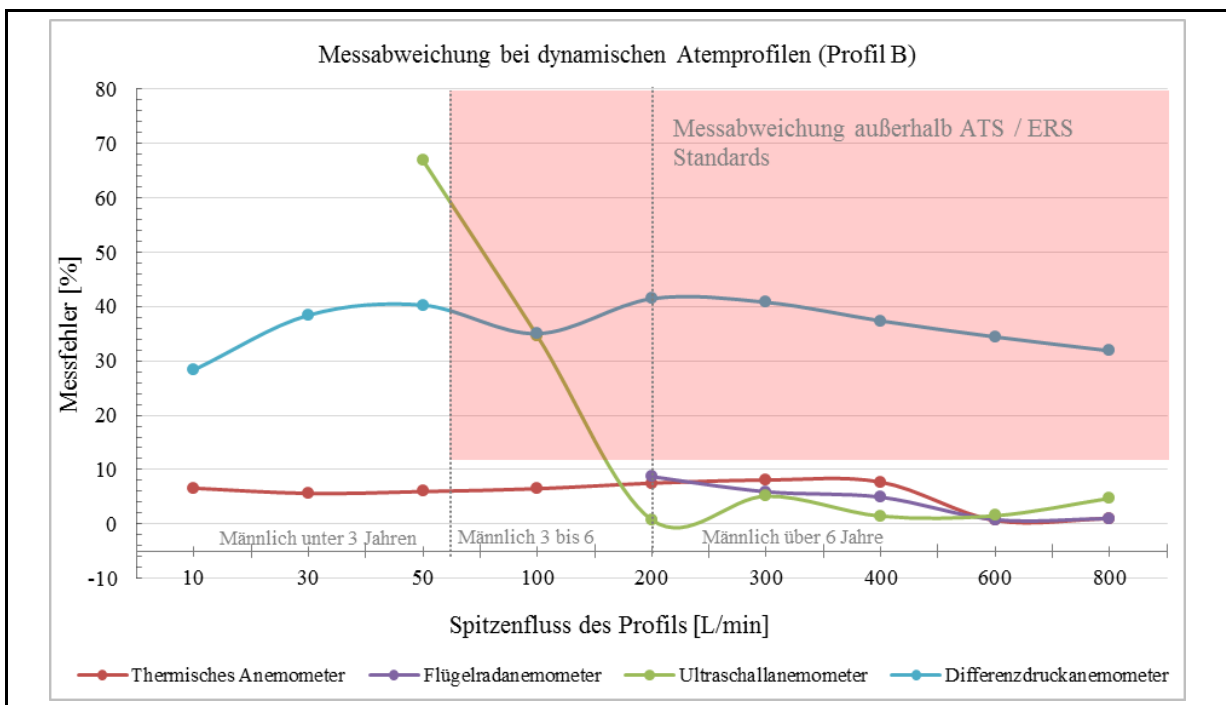


Abbildung 58: Die Messabweichung wurde aus der prozentualen Abweichung der Mittelwerte von Profil A zu den Mittelwerten von Profil B berechnet.

### 4.13. Steigerung der Motivation

Das in Kapitel 4.9 beschriebene und im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Spiel wurde in einer Pilotstudie angewandt. In der von der „Universitätsklinik für Kinder und Jugendliche Leipzig, Pädiatrische Pneumologie“ durchgeführten Studie untersuchten Dormeyer, Scholz und Prenzel (Dormeyer, Scholz, & Prenzel, Lungenfunktionsmessung bei Vorschulkindern - führt ein Spiel zum Erfolg, 2014), ob Kinder unter sechs Jahren ohne Anleitung eines Erwachsenen spirometrische Messungen mit dem hier in der Arbeit entwickelten Messgerät und Testspiel durchführen können und dabei aussagekräftige, maximale Spitzenflusswerte erzeugen können.

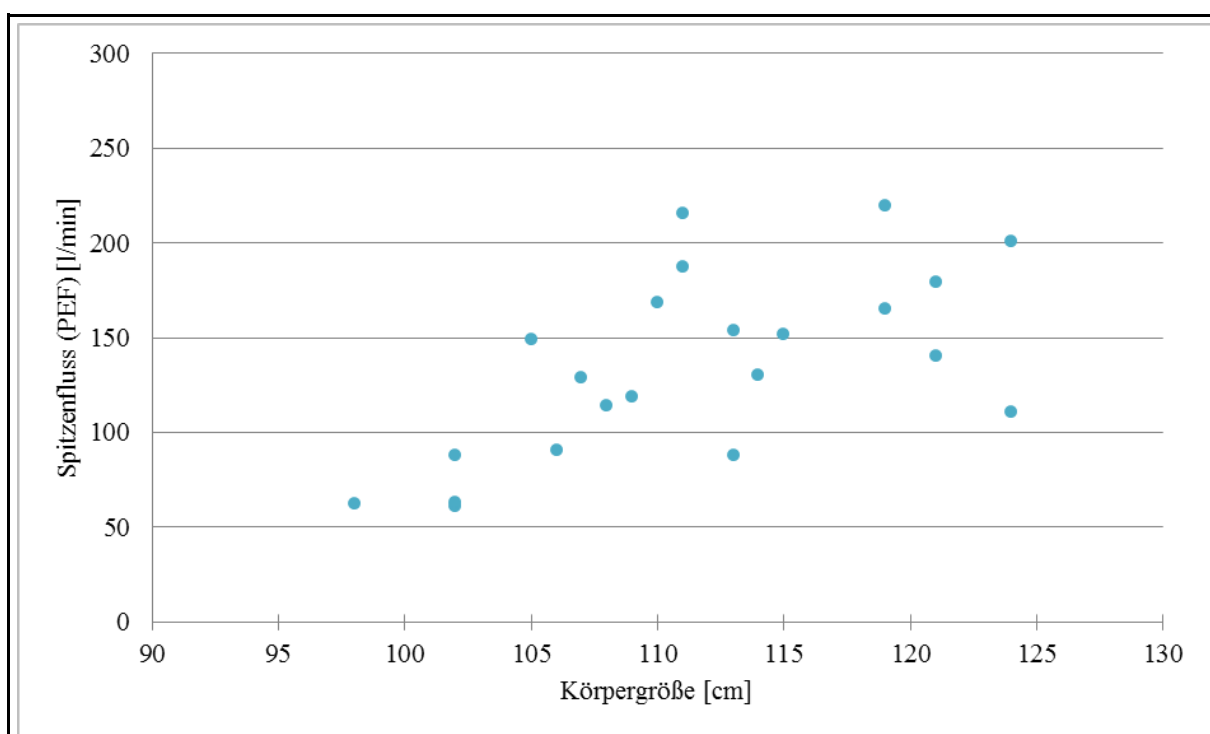


Abbildung 59: Den meisten Kindern

war es möglich, bei dieser Studie Spitzenflüssen zu erzeugen, die auf die Körpergröße bezogen nicht mehr als 20 % von den Werten abgewichen sind, die nach Polgar zu erwarten gewesen wären. Mit der Pilotstudie konnte nachgewiesen werden, dass die Motivation und somit die Mitarbeit von Kindern unter sechs Jahren bereits durch die Animation so gut gesteigert werden konnte, dass die Spitzenflussmessungen medizinisch verwertet werden konnten.

Es wurde untersucht, wie viele Atemmanöver das Kind ausführen kann, wie lange es dafür braucht und in welchem Annäherungsbereich die Moskitos verschwinden. Es wurde auch überprüft, wie lang die Reaktionszeit auf die Moskitos oder akustische Anleitung ist. Außerdem wurden Standardgrößen wie Alter, Geschlecht, Gewicht, Größe festgehalten und

ob das Kind Atmung schon bewusst einsetzen kann (Seifenblasen, Kerzen auspusten, Luftballons aufblasen, Flöte spielen ...).

Letztendlich war es 15 von 22 Kindern möglich, bei dieser Studie Spitzenflüssen zu erzeugen, die auf die Körpergröße bezogen nicht mehr als 20 % von den Werten abgewichen sind, die nach Polgar zu erwarten gewesen wären (Polgar & Weng, 1979). Mit der Pilotstudie konnte nachgewiesen werden, dass die Motivation und somit die Mitarbeit von Kindern unter sechs Jahren bereits durch die Animation so gut gesteigert werden konnte, dass die Spitzenflussmessungen medizinisch verwertet werden konnten.

Die Grundannahme der heutigen Medizin, dass Kinder die in der Spirometrie üblichen Manöver, wie z.B. langes, tiefes und forciertes Ausatmen, bis zu einem Alter von 6 Jahren nicht durchführen können, sollte geprüft werden. Das in dieser Arbeit entwickelte Diagnose- und Therapieinstrument wurde in der oben beschriebenen Studie verwendet und hat zu einem tieferen Verständnis der Atemmechanik bei Kindern geführt. So konnte gezeigt werden, dass Kinder bei ihren Atemmanövern vorzugsweise so schnell wie möglich atmen, aber nicht lange und nicht tief ein- und ausatmen.

Durch die Studie konnte gezeigt werden, wie bei Kindern das Bewusstsein für ihre Atmung erweitert werden konnte. Die Kinder konnten erst durch eine Visualisierung ihrer Lungenfunktion ein Gefühl dafür entwickeln, wie ihre Atmung funktioniert. Dadurch war es ihnen möglich, ihre volle Lungenkapazität zu nutzen. Durch diese Erkenntnis konnten die für den Arzt notwendigen Atemmanöver reproduzierbar ausgeführt werden.

Somit konnten mit der ersten Version der Animation („Vogelspiel“) die spitzenflussrelevanten Parameter aus der Lungenfunktionsdiagnostik für Kinder unter sechs Jahren intuitiv erfasst werden. Die volumenorientierten Parameter konnten mit dieser Version zwar nicht wie erforderlich automatisch erfasst werden. Durch die Studie jedoch konnte das grundlegende Verständnis über die Atemmechanik soweit verbessert werden, dass davon ausgegangen werden kann, in der nächsten Version der Animation (Elefantenspiel) auch diese Parameter automatisch erfassen zu können.

## 5. Diskussion

Das in der Arbeit erstellte Diagnosekonzept hatte im Gegensatz zu anderen Konzepten das Ziel, den Patienten zu schulen, anzuleiten und aktiv einzubinden. In der technischen Umsetzung bedeutete das, dass die jugendlichen Patienten zuhause nicht einfach eine Messung vornehmen, sich die ausgewerteten Daten anzeigen lassen, dem Arzt, auf welche Weise auch immer, übermitteln und sich aus der Verantwortung nehmen. Das Kind sollte nicht einfach überwacht werden und dieses bzw. die Eltern in ihrer Einstellung bestärken, dass der zuständige Arzt den Krankheits- und Therapieverlauf verfolgt und Auffälligkeiten bemerkt. Vielmehr ging es darum, dem Patienten selber die Gelegenheit zu geben, den Gesundheitszustand einzusehen und die Erkrankung in Eigenverantwortung zu kontrollieren, wobei dem Arzt trotzdem die Möglichkeit gegeben wurde, den Patienten einzuschätzen.

Aus einer mit Eltern durchgeführten Umfrage folgte der Schluss, dass bei den täglich durchgeführten Messungen mit bis dahin bekannten Geräten, das Problem darin bestand, dass diese hinsichtlich der Ergonomie Schwachpunkte aufwiesen. Das in der Arbeit entwickelte Gerät führt bereits mit einer Tastenbetätigung eine Messung durch. Die ausgewerteten Daten werden klar und deutlich als Zahlenwerte dargestellt, aber auch in Form einer Tachoanzeige und eines Ampelwerts, was Kindern viel besser vermittelt werden kann. Die Geräteabmessungen sind an Kinderhände angepasst, damit das Gerät sicher bedient und an kleinen Kindermündern appliziert werden kann. Um die Kinder in ihrer Bewegungsfreiheit nicht einzuschränken, wurde das Gerät robust konstruiert. Diese und andere Themen wurden im Rahmen der medizinischen Zulassung (ISO13485) verifiziert und validiert.

Mit der Software ist es gelungen, auf die Anforderung seitens des Patienten einzugehen, die eigenen Messwerte in einer Übersicht klar und deutlich darzustellen und den Verlauf im Tagebuch leicht nachverfolgen zu können. Auch die Bedürfnisse des Arztes wurden berücksichtigt, in dem eine Patientenverwaltung eingeführt wurde, Echtzeitmessungen in der Praxis durchgeführt, kommentiert und zur genaueren Untersuchung mehrere Messungen graphisch übereinander gelegt werden können. Zudem wurde in dieser Software eine Animation („Elefantenspiel“), zum Üben der Atemmanöver implementiert, da die Ergebnisse aus der vorhergehend beschriebenen kleinen Studie („Vogelspiel“) gezeigt haben, dass dadurch die Compliance zumindest bei der Ermittlung der Spitzenflüsse soweit gesteigert werden konnte, dass aussagekräftige Werte gewonnen werden können. Bei der forcierten

---

Vitalkapazität (FVC) konnten zumindest komplette Atemmanöver aufgenommen werden, allerdings war hier die Datenmenge zu klein, um eine Aussage treffen zu können. Ein signifikanter Einfluss des Spiels auf andere Messparameter konnte ebenfalls aufgrund der geringen Datenmenge nicht eindeutig ermittelt werden, ist aber ein interessantes Themenfeld für künftige Studien. Das „Elefantenspiel“ ist intuitiv und interagiert mit den Fähigkeiten des Kindes, so dass bereits nach zwei- oder dreimaligem Spielen gute Vitalkapazitäts-Messmanöver (tiefes und langes Ausatmen) erzielt werden (Dormeyer, Animationen - spielerisch früher zur erfolgreichen Messung?, 2015).

Als Referenz wurden die aus der Quanjer-Studie ermittelten Daten herangezogen und in einer Datenbank festgehalten, auf die die Software zugreift. Somit haben sowohl Patient als auch Arzt die Möglichkeit, valide Aussagen hinsichtlich der Messwerte zu bekommen.

Um die Lufttacho-Software an die Patientenverwaltungssoftware (PVS) der Praxen und Kliniken anzubinden, wird aktuell daran gearbeitet eine GDT-Schnittstelle zu integrieren. Die GDT-Schnittstelle ist dazu gedacht, Daten von medizinischen Geräten oder wie unserem Fall von einer anderen Software an die PVS zu übertragen. Somit würde das Ausdrucken und Ablegen der Messergebnisse in einer physischen Akte entfallen, was die heutigen Methoden in den Praxen besser abbildet.

Vorgesehen ist auch die Entwicklung einer App für gängige Smartphones (Android, iOS), um dem Nutzer die Daten zusätzlich mobil oder eben als eigenständige Lösung präsentieren zu können, wobei noch eine Herausforderung darin liegt, die Daten auf allen eingesetzten Systemen kohärent zu halten.

Mit dem hier bewusst gewählten Messprinzip gelingt es, eine hohe Messgenauigkeit zu erzielen, um die bei Kindern vorkommenden niedrigen Atemflüsse zu messen. Dabei wurde die Sensorik auf dem Messrohr selber angebracht, welches nur einmal bei der Herstellung kalibriert wird (danach ist im Gegensatz zu vielen anderen Geräten keine Kalibrierung mehr notwendig). Mit den oben beschriebenen Kalibrier-, Mess- und Korrekturverfahren wird im Vergleich zu anderen Messprinzipien eine höhere Genauigkeit erzielt. Betrachtet man z.B. die Spitzenfluss-Erwartungswerte der vorgesehenen Patientenpopulation, so resultiert daraus die Anforderung an die Messfähigkeit von Spirometern, Spitzenflüsse im Bereich von 35 L/min bis 622 L/min messen zu können (Polgar & Weng, 1979). Die im Vergleich getesteten Geräte mit dem Funktionsprinzip Ultraschallanemometrie und Flügelradanemometrie können diese Anforderung nicht erfüllen, da sie erst ab einem Spitzenfluss von 50 L/min (Ultraschall), bzw. ab 200 L/min (Flügelrad) einsetzbar sind. Für die Anwendung der Spirometrie bei jungen

Patienten bedeutet dies, dass das Ultraschallgerät für männliche Patienten erst ab einer Körpergröße von 95 cm einsetzbar ist. Das Flügelradgerät ist für männliche Patienten erst ab einer Körpergröße von 120 cm einsetzbar. Das thermische Anemometer zeigt über den gemessenen Spitzenflussbereich die höchste Messgenauigkeit aller Testgeräte, sowohl bei natürlich forcierten Atemprofilen, als auch bei Atemprofilen, die durch eine kurze Anstiegs- und Verweildauer einen sehr dynamischen Verlauf zeigen. Im direkten Vergleich des thermischen Anemometers mit dem Differenzdruckanemometer, zeigt ersteres für die Anwendung an jungen Patienten eine höhere Messgenauigkeit. Gerade bei dynamischen Atemprofilen ist der Messfehler der Differenzdruckanemometrie von über 30 % vom Messwert nicht akzeptabel. Das thermische Anemometer erfüllt als einziges Gerät für Kinder unter 6 Jahren die Anforderungen an die Messgenauigkeit bei der Messung von dynamischen Atemprofilen. Durch die hohe Messgenauigkeit im unteren Flussbereich bietet sich die „Thermische Spirometrie“ für den Einsatz in der pädiatrischen Spirometrie an.

Im Laufe der Arbeit wurden mehrere Patente angemeldet:

- Spirometer mit auswechselbarem Flussrohr (DE102008030536)
- Laserstrukturierte Sensoreinheit (DE102010020190)
- Vorrichtung und Verfahren zur Früherkennung von Exazerbationen (EP2198779)

Die beiden ersten Patente wurden bereits in der Arbeit erwähnt. Das letzte Patent wurde im Zuge eines vielversprechenden Nebenprojektes angemeldet, in welchem ein System entwickelt wurde, mit dem es möglich sein sollte Exazerbationen bei COPD-Patienten so früh wie möglich zu erkennen.

Bei der COPD-Erkrankung (Chronic Obstructive Pulmonary Disease) handelt es sich um eine chronische Lungenerkrankung, bei der die Atemwegsverengung aufgrund einer dauerhaft entzündeten Bronchialschleimhaut irreversibel und progressiv verläuft. Besonders krisenartige Lungeninfektionen, die als "Exazerbationen" bezeichnet werden, beschleunigen das Fortschreiten des Krankheitsprozesses stark. Ein frühzeitiges Erkennen des Auftretens einer Exazerbation kann die Lebensqualität von COPD-Patienten erheblich steigern: es bietet damit die Möglichkeit, möglichst zeitnah eine Therapie zur Vermeidung einer Exazerbation bzw. deren Symptome einzuleiten (Gül, Dill, Abele, Scholz, Kenn, & Wolf, 2011).

In dem Projekt wurde ein automatisiertes und objektives Diagnose-Messsystem und ein damit durchgeführter Test vorgestellt. Das Messsystem bestand aus zwei Geräten, aus dem hier in

der Arbeit vorgestellten Spirometer zur Messung der Lungenfunktionsparameter und einem Beschleunigungssensor zur Aktivitätsmessung.

Im Rahmen dieses kleinen „Test“ konnten wir zumindest feststellen, dass auf Veränderungen der Lungenfunktionsparameter mit einer zeitlichen Verzögerung von 2 Tagen eine Aktivitätsänderung folgt. Daher ist es sinnvoll, als Indikatoren zur Früherkennung einer COPD-Exazerbation diese beiden Parameter zu verwenden. Es wäre interessant, die Daten mit einer größeren Studiengruppe zu wiederholen, um die Daten nochmals zu validieren und diese mit auftretenden Exazerbationen zu verknüpfen.

Bei der Anwendergruppe der COPD-Patienten ergaben sich ähnliche Anforderungen an das Spirometer, wie wir sie bereits bei den Kindern abgeleitet haben, die vielleicht wichtigste, ein präzises Messgerät einzusetzen, welches die in den unteren Messbereichen auftretenden Atemflüsse aufzeichnen kann.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Der Respirationstrakt .....	9
Abbildung 2: Die Ein- und Ausatmung.....	11
Abbildung 3: Chronische Bronchitis, Asthma und Emphysem .....	15
Abbildung 4: Der PEF.....	22
Abbildung 5: Der PIF.....	23
Abbildung 6: FEF <sub>x</sub> -Werte.....	24
Abbildung 7: Der FEF <sub>2575</sub> -Wert .....	25
Abbildung 8: Der FVC.....	26
Abbildung 9: Der FIVC.....	26
Abbildung 10: Der FEV <sub>X</sub> .....	27
Abbildung 11: Der FIV <sub>X</sub> .....	28
Abbildung 12: Die statischen Lungenvolumina.....	29
Abbildung 13: Typische Fehler in Spirogrammen.....	30
Abbildung 14: Das in der Klinik Donaustauf verwendete System, .....	32
Abbildung 15: Telemedizinische Systemlösung von Bosch, .....	33
Abbildung 16: Im Projekt InPriMo .....	34
Abbildung 17: Das neue System .....	36
Abbildung 18: Konzept zur Diagnose.....	39
Abbildung 19: Bestandteile der Konstruktion.....	42
Abbildung 20: Zur Beschreibung des Messgeräts.....	43
Abbildung 21: Beim Gehäuse-Design.....	44
Abbildung 22: Gehäuse der Anzeigeeinheit.....	45
Abbildung 23: Gehäuse des Blasrohres .....	46
Abbildung 24: Schematische Darstellung der Elektronik .....	47
Abbildung 25: Platine der Anzeigeeinheit .....	48
Abbildung 26: Platine des Blasrohres .....	49
Abbildung 27: Schematische Struktur der Firmware.....	51
Abbildung 28: Bedienungsschema für das Messgerät .....	52
Abbildung 29: Exemplarische Darstellung eines Messparameters .....	53
Abbildung 30: MSP430-USB-API-Stack.....	54
Abbildung 31: Die Kommunikation über USB.....	55



---

Abbildung 32: Aufbau der Software nach MVVM.....	56
Abbildung 33: Anwendungslogik der Software.....	57
Abbildung 34: In der Übersicht.....	58
Abbildung 35: Überblick über den Verlauf.....	59
Abbildung 36: Zusätzliche Spirometrie-Funktion.....	60
Abbildung 37: Die Flussrichtung .....	61
Abbildung 38: Der im Blasrohr implementierte Sensor.....	62
Abbildung 39: Das zum Abgleich verwendete Signal .....	63
Abbildung 40: Da die Beziehung zwischen dem Wärmeabtrag und den Sensorsignalen .....	65
Abbildung 41: Die Kalibriertabelle,.....	66
Abbildung 42: Signalpfad .....	67
Abbildung 43: Typisch unterschiedliche Signalhöhen.....	67
Abbildung 44: Die Untersuchung des Druckeinflusses .....	69
Abbildung 45: Der Temperatureinfluss.....	71
Abbildung 46: Für die Vergleichsmessung .....	72
Abbildung 47: Beim „Moskitospiel“ .....	74
Abbildung 48: Die weiterentwickelte Animation .....	75
Abbildung 49: Die Darstellung zeigt eine Spirometrie.....	76
Abbildung 50: Mit steigendem Umgebungsdruck .....	77
Abbildung 51: Der Einfluss des Umgebungsdrucks .....	78
Abbildung 52: Die Druckeinflüsse für beide Sensoren,.....	79
Abbildung 53: Mit steigender Umgebungstemperatur.....	80
Abbildung 54: Der Einfluss der Umgebungstemperatur .....	81
Abbildung 55: Die Temperatureinflüsse für beide Sensoren, .....	81
Abbildung 56: Unser planares Verfahren.....	84
Abbildung 57: Zur Ermittlung der Linearität .....	85
Abbildung 58: Die Messabweichung .....	85
Abbildung 59: Den meisten Kindern .....	86

## Quellenverzeichnis

- Bein, T., & Pfeifer, M. (2010). *Intensivbuch Lunge*. Berlin: Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG.
- Berdel, D., Forster, J., & Gappa, M. e. (2006). Asthma bronchiale im Kindes- und Jugendalter. *Leitlinie der Gesellschaft für Pädiatrische Pneumologie (GPP), der Gesellschaft für Pädiatrische Allergologie und Umweltmedizin (GPA), der Arbeitsgemeinschaft Asthmaschulung im Kindes- und Jugendalter (AGAS)*.
- Bisgaard, H., & Szefer, S. (2007). Prevalence of asthma-like symptoms in young children. *Pediatric pulmonology*, S. 42: 723-728.
- Bonfig, K. (2002). *Technische Durchflussmessung*. Essen: Vulkan Verlag.
- Bösch, D., & Criece, C.-P. (2009). *Lungenfunktionsprüfung*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Buhl, R., Berdel, D., & Criece, C. e. (2006). Leitlinie zur Diagnostik und Therapie von Patienten mit Asthma. *Pneumologie*, S. 60: 1-45.
- Dill, D., Gül, M., & Scholz, A. (2012). Laserstrukturierte Planarsensoren zur Messung von Gasmasseflüssen. In B. Wolf, *Bioelektronische Diagnose- und Therapiesysteme, Berichte aus der medizinischen Elektronik* (S. 227-236). Aachen: Shaker Verlag.
- DIN\_EN\_ISO\_23747. (2009). *Anästhesie und Beatmungsgeräte - Spirometer für den expiratorischen Spitzenfluss zur Bewertung der Lungenfunktion bei spontan atmenden Menschen*. Berlin: Beuth Verlag.
- Dormeyer, C. (2015). Animationen - spielerisch früher zur erfolgreichen Messung? *KongressReport*, (S. 4-7). GPP-Kongress Basel.
- Dormeyer, C., Scholz, A., & Prenzel, F. (2014). Lungenfunktionsmessung bei Vorschulkindern - führt ein Spiel zum Erfolg. *Allergologie*, 37(4), S. 154-168.
- Geisler, L. (2001). *Leben mit Asthma, Bronchitis, Emphysem: Ursachen, Symptome und Behandlungsmöglichkeiten - wichtigste Medikamente*. Zürich: Jopp bei Oesch.
- Gibson, P., Powell, H., & Coughlan, J. e. (2003). Self-management education and regular practitioner review for adults with asthma. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, S. CD001117.
- Gibson, P., Wong, B., & Hepperle, M. e. (1992). A research method to induce and examine a mild exacerbation of asthma by withdrawal of inhaled corticosteroid. *Clinical and experimental allergy*, S. 5: 525-532.

- 
- Gille, U. (19. November 2008). *Wikimedia Commons*. Abgerufen am 26. August 2010 von [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Respiratory\\_system\\_complete\\_de.svg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Respiratory_system_complete_de.svg)
- Goethe, J. W. (1819). *West-östlicher Divan*. Stuttgart: Cotta.
- Gordanshekan, S. (2007). *Lungenfunktionsuntersuchung bei Kindern - eine Evaluation für die Praxis*. Hannover.
- Guevara, J., Wolf, F., & Grum, C. e. (2003). Effects of educational interventions for self management of asthma in children and adolescents: systematic review and meta-analysis. *BMJ (Clinical research ed.)*, S. 326: 1308-1309.
- Gül, M., & et al. (2016). Neue Hitzdrahttechnologie - Welche Möglichkeiten gibt es? (P. Gerner, Hrsg.) *pädiatrische praxis*, 85(4).
- Gül, M., & Scholz, A. (2010). *Patentnr. DE102008030536: Spirometer mit auswechselbarem Flussrohr*. Deutschland.
- Gül, M., Dill, D., Abele, L., Scholz, A., Kenn, K., & Wolf, B. (2011). System zur Früherkennung von Lungeninfekten bei COPD-Patienten. *e-health 2011, Informationstechnologien und Telematik im Gesundheitswesen*, S. 232-237.
- Gül, M., Scholz, A., & Dill, D. (2011). *Patentnr. DE102010020190: Laserstrukturierte Sensoreinheit*. Deutschland.
- Gül, M., Scholz, A., Kenn, K., & Dill, D. (2010). *Patentnr. EP2198779: Vorrichtung und Verfahren zur Früherkennung von Exazerbationen*. Deutschland.
- Huber, T., Diemer, R., & Kreuzer, J. (2008). Telemedizin in der Sekundärprävention: ein Feldversuch mit asthmakranken Jugendlichen. *GMS Med Inform Biom Epidemiol*, S. 4(3): Doc15.
- Kamps, A., Roorda, R., & Brand, P. (2001). Peak flow diaries in childhood asthma are unreliable. *Thorax*, S. 56: 180-182.
- Killian, K., Watson, R., & Otis, J. e. (2000). Symptom perception during acute bronchoconstriction. *merican journal of respiratory and critical care medicine*, S. 162: 490-496.
- Klinik Donaustauf. (01. 08 2007). *Klinik Donaustauf*. Abgerufen am 23. 07 2014 von [http://www.klinikum-donaustauf.de/files/Technische\\_Ausstattung.doc](http://www.klinikum-donaustauf.de/files/Technische_Ausstattung.doc)
- Klinke, R., Pape, H.-C., Kurtz, A., & Silbernagl, S. (2010). *Physiologie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag KG.
- Konietzko, N. (1995). *Bronchitis*. München: Urban & Schwarzenberg.

- Konrad, F. (September 1996). Die mukoziliäre Klärfunktion und ihre medikamentöse Beeinflussung. *Anästhesiologie Intensivmedizin Notfallmedizin Schmerztherapie*(7), S. 404-408.
- Lungenliga Schweiz. (14. 10 2014). *Lungenliga*. Abgerufen am 14. 10 2014 von <http://www.lungenliga.ch/de/themenschwerpunkte/lunge-und-atemwege/zahlen-zur-lungenfunktion.html>
- Martinez, F., Wright, A., & Taussig, L. e. (Januar 1995). Asthma and Wheezing in the First Six Years of Life. *New England Journal of Medicine*, S. 332: 133-138.
- Meyer, T., & Scheuch, G. (Juli 2006). Mukoziliäre Clearance. *Pneumologie*(7), S. A8.
- Niggemann, B., Pfannenstiel, C., & Friedrichs, F. (2012). Lungenfunktionsuntersuchungen bei Kleinkindern. *Pädiatrische Allergologie*, 15(3), S. 11-14.
- Oczenski, W. (2006). *Atmen - Atemhilfen, Atemphysiologie und Beatmungstechnik*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag KG.
- Pfeifer, M. (November 2011). *Telemedizin und leitliniengerechte Patientenversorgung in Deutschland*. 2. Nationaler Fachkongress Telemedizin.
- Polgar, G., & Weng, T. (1979). The functional development of the respiratory system from the period of gestation to adulthood. *The american review of respiratory disease*, 120(3), S. 625-695.
- Putz, R., & Pabst, R. (2007). *Sobotta - Anatomie des Menschen: Allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, Innere Organe, Neuroanatomie*. München: Urban und Fischer Verlag.
- Quanjer, P. H., & et al. (2012, December). Multi-ethnic reference values for spirometry for the 3-95-yr age range: the global lung function 2012 equations. *European Respiratory Journal*, pp. 40: 1324–1343.
- Robert-Bosch-Krankenhaus. (27. 08 2014). *RBK*. Abgerufen am 22. 10 2014 von <http://www.rbk.de/atem>
- Ryan, G., Latimer, K., & Dolovich, J. e. (1982). Bronchial responsiveness to histamine: relationship to diurnal variation of peak flow rate, improvement after bronchodilator, and airway calibre. *Thorax*, S. 37: 423-429.
- Sandholzer, H., Sandhöfer, A., & Meier, C. e. (2008). Respiratory symptoms in the general practice. An analysis of the Leipzig SESAM Study. *MMW Fortschritte der Medizin*, S. 149: 125-127.
- Schäfer, T., Burmann-Urbaneck, M., & Glaser, S. e. (kein Datum). Multicenter-Studie "Kapnographie in der Schlafmedizin". *Somnologie*, 3(1999a), S. 3-13.

- Scholz, A. (2010). *Konzepte für eine personalisierte telematische Medizin*. München.
- Scholz, A., Gül, M., Chakirov, A., & Abele, L. (28. 04 2009). Produktdesign eines elektronischen Peak-Flow-Meters. München.
- Silbernagl, S., & Lang, F. (2009). *Taschenatlas Pathophysiologie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag KG.
- Stevens, C., Turner, D., & Kuehni, C. e. (2003). The economic impact of preschool asthma and wheeze. *European Respiratory Journal*, S. 21: 1000-1006.
- Tattersfield, A., Postma, D., & Barnes, P. e. (1999). Exacerbations of asthma: a descriptive study of 425 severe exacerbations. The FACET International Study Group. *American journal of respiratory and critical care medicine*, S. 160: 594-599.
- Ulmer, W. T., Nolte, D., Lecheler, J., & Schäfer, T. (2003). *Die Lungenfunktion*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Vogel, J., & Smidt, U. (1994). *Impulse Oscillometry*. Frankfurt: pmi Verlagsgruppe GmbH.
- Wensley, D., & Silverman, M. (2001). The quality of home spirometry in school children with asthma. *Thorax*, S. 56: 183-185.
- Wright, A. (2002). Epidemiology of asthma and recurrent wheeze in childhood. *Clinical reviews in allergy & immunology*, S. 22: 33-44.
- Zapletal, A., Samanek, M., & Paul, T. (1987). *Progress in Respiration Research: Lung Function in Children an Adolescents* (Bd. 22). (H. Herzog, Hrsg.) Basel: Karger.

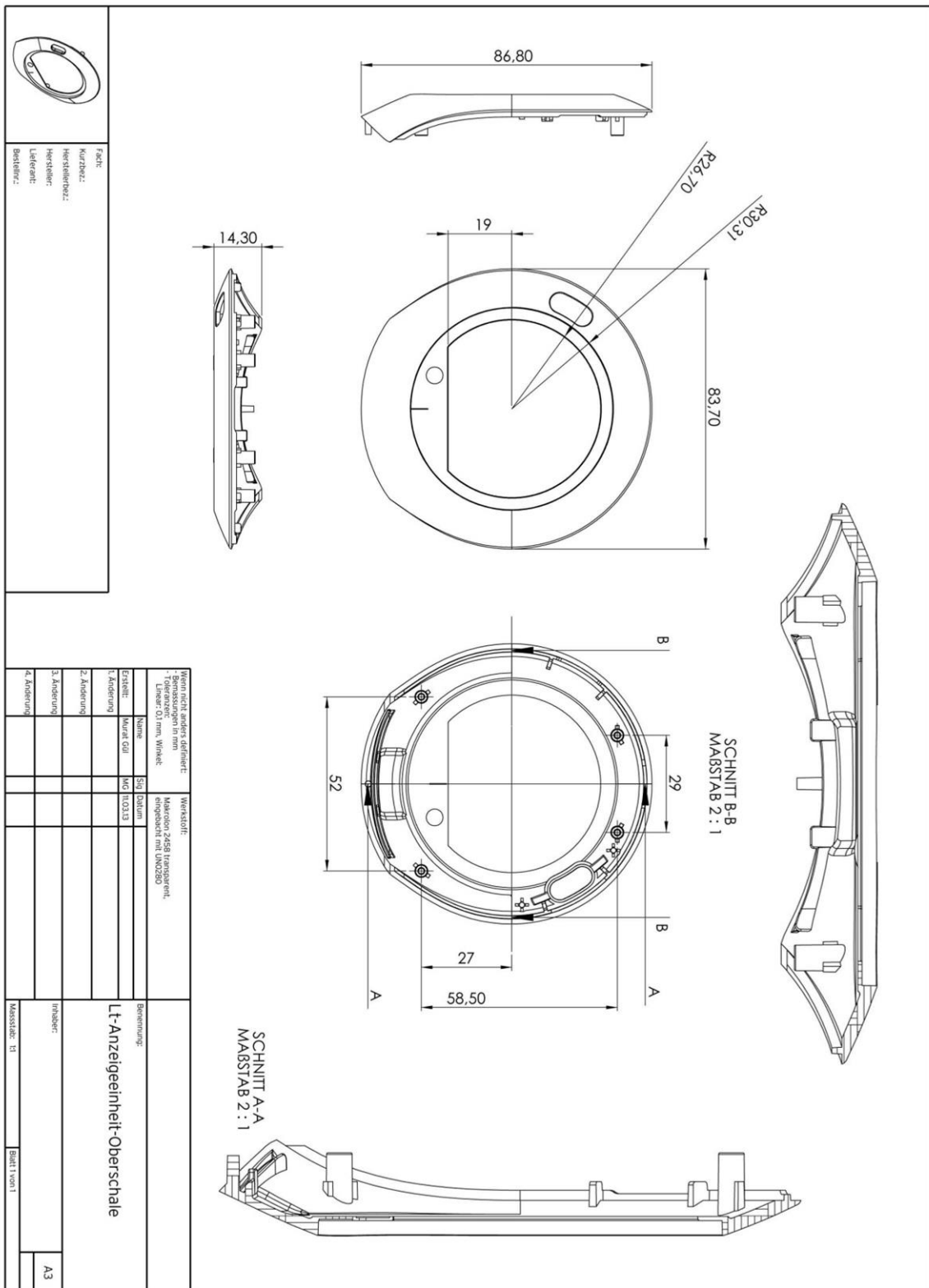
## Anhang

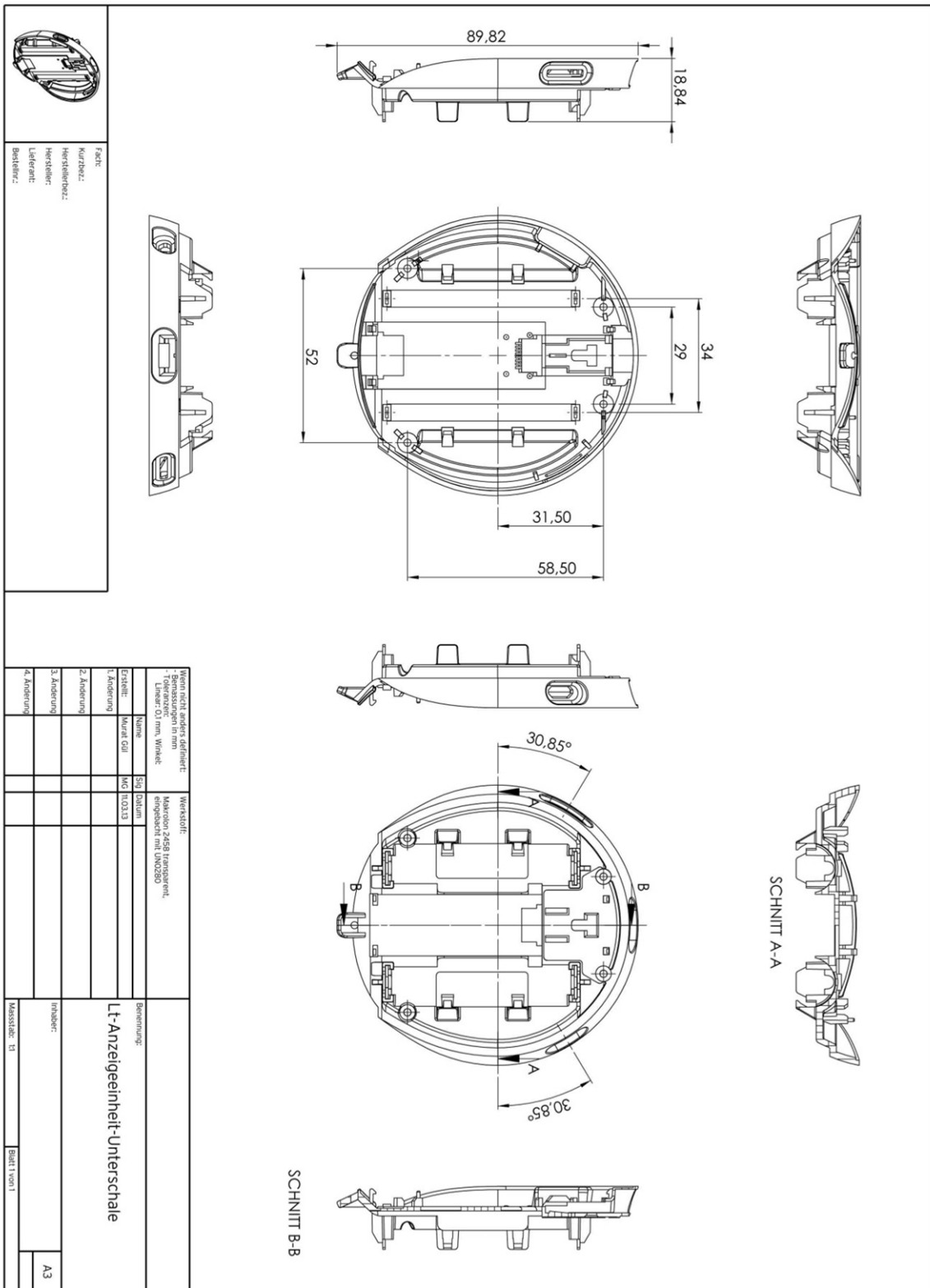
### A. Messgerät

#### A.1. Gehäuse – Photographien



## A.2. Gehäuse – Technische Zeichnungen

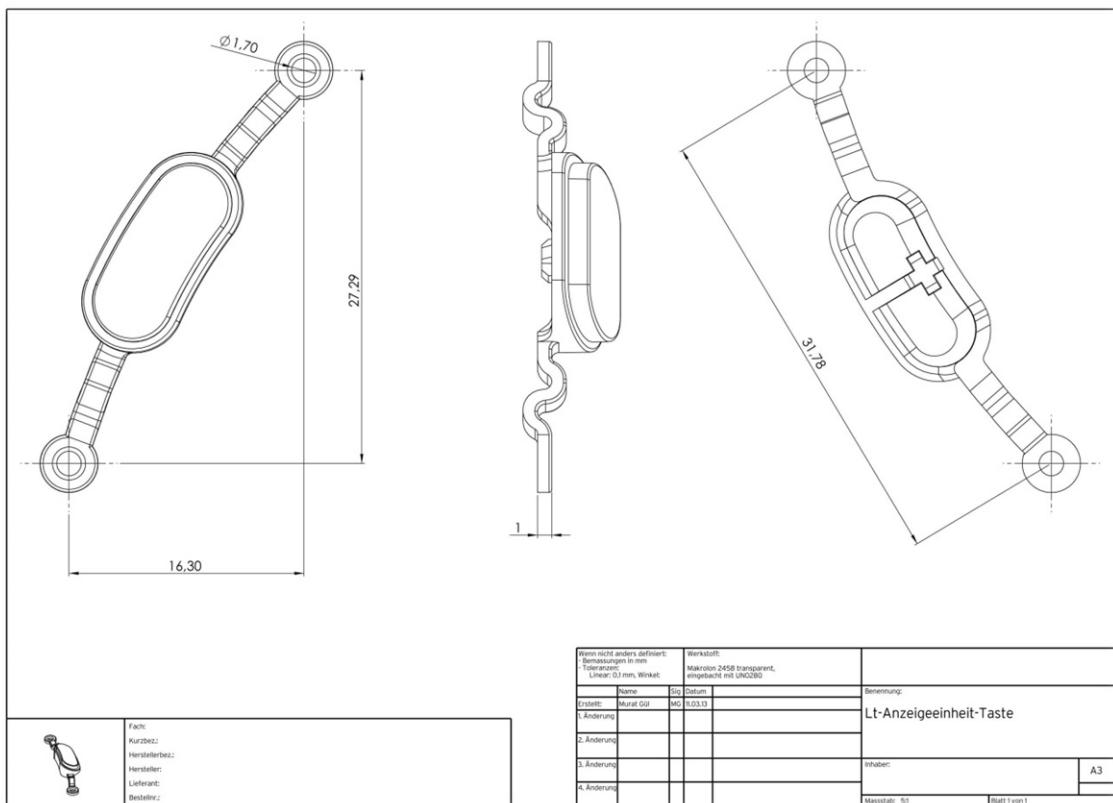
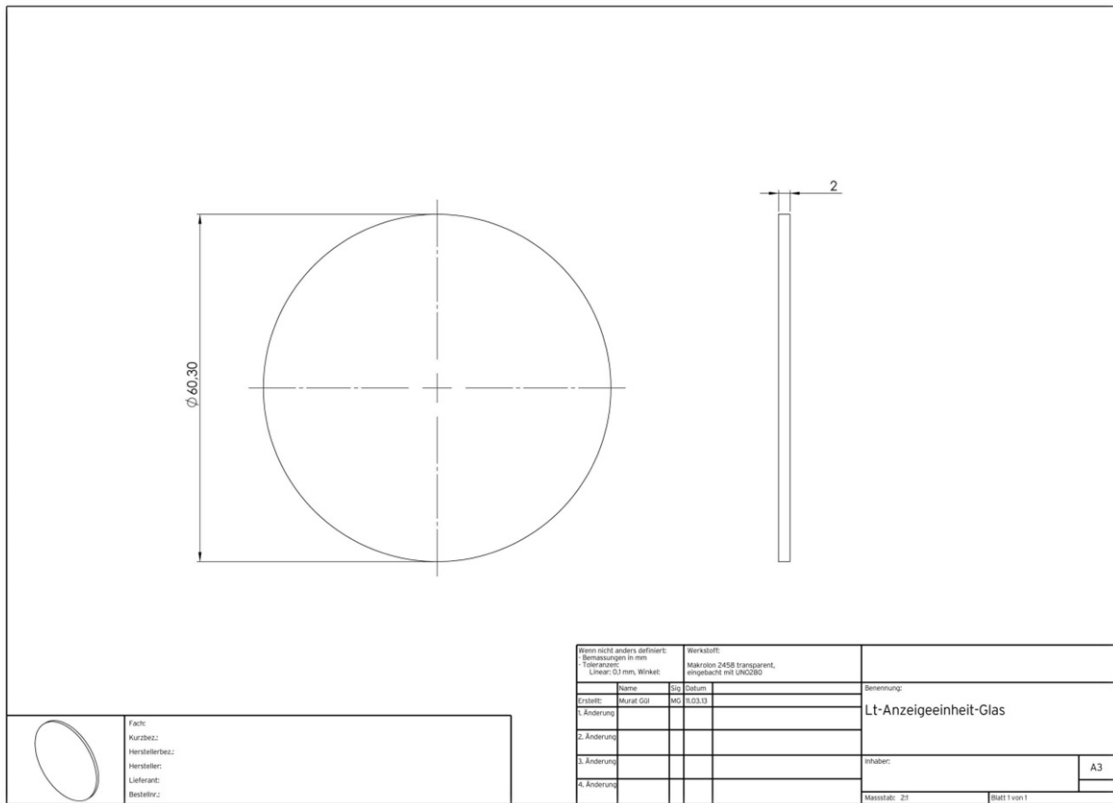


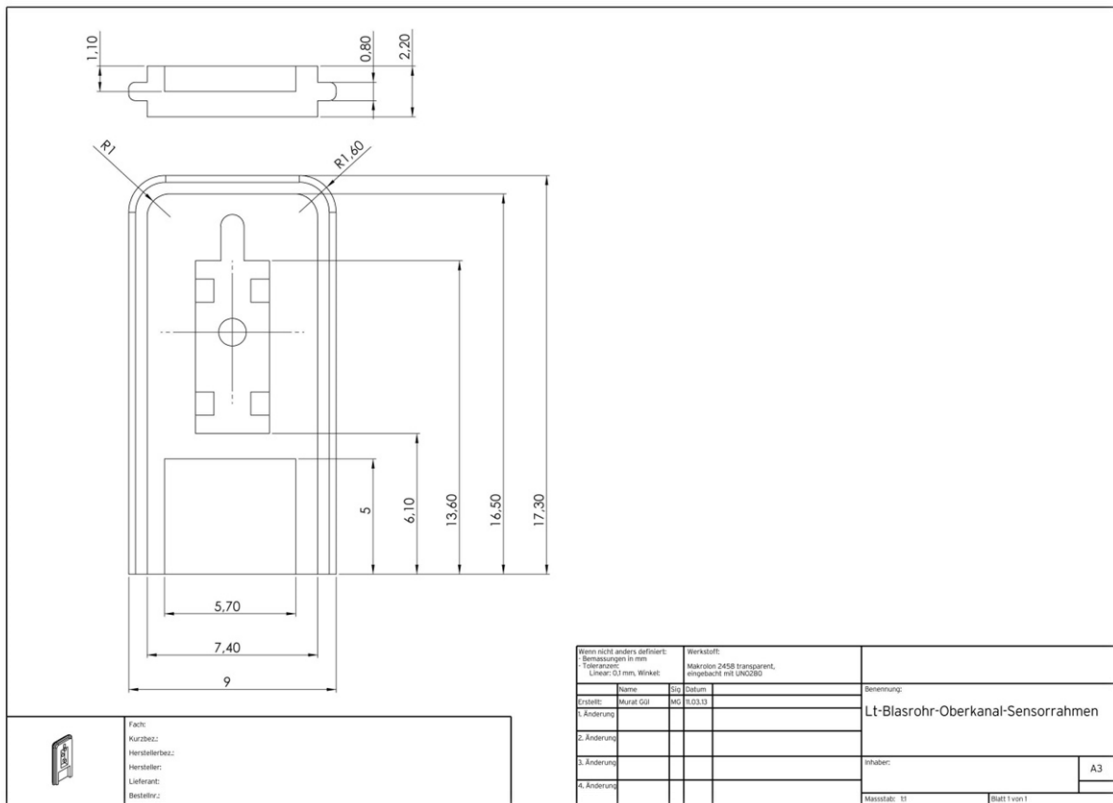
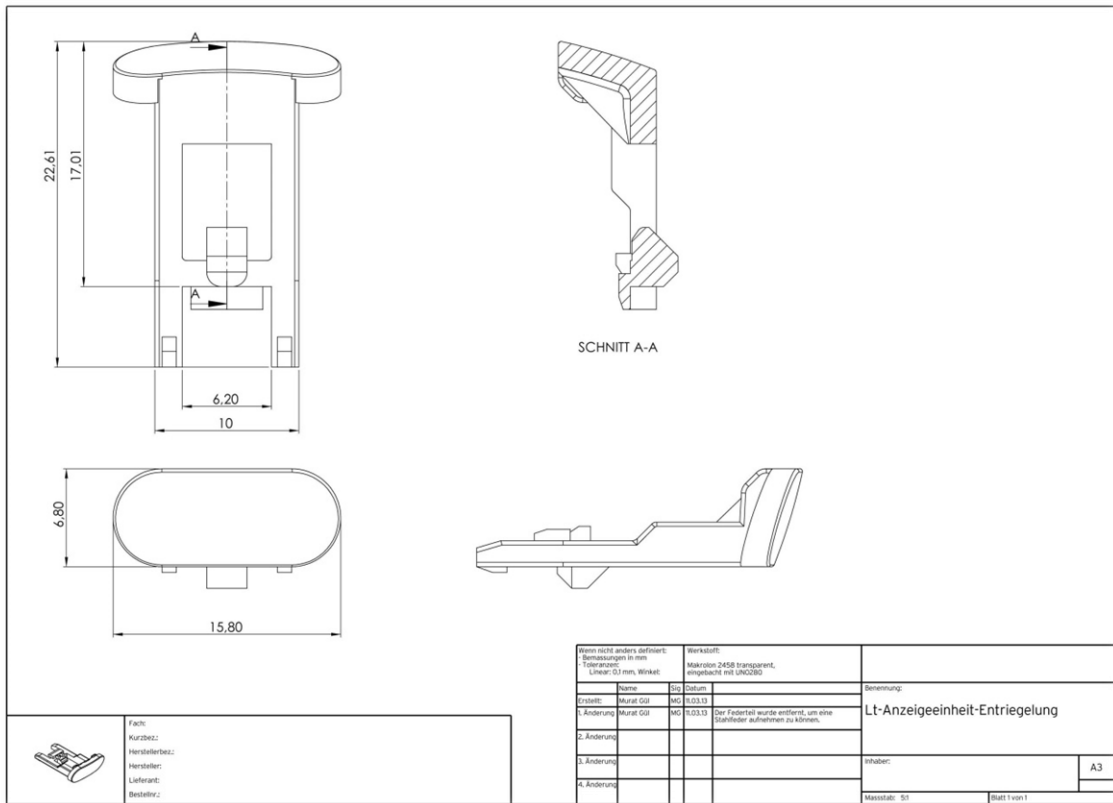


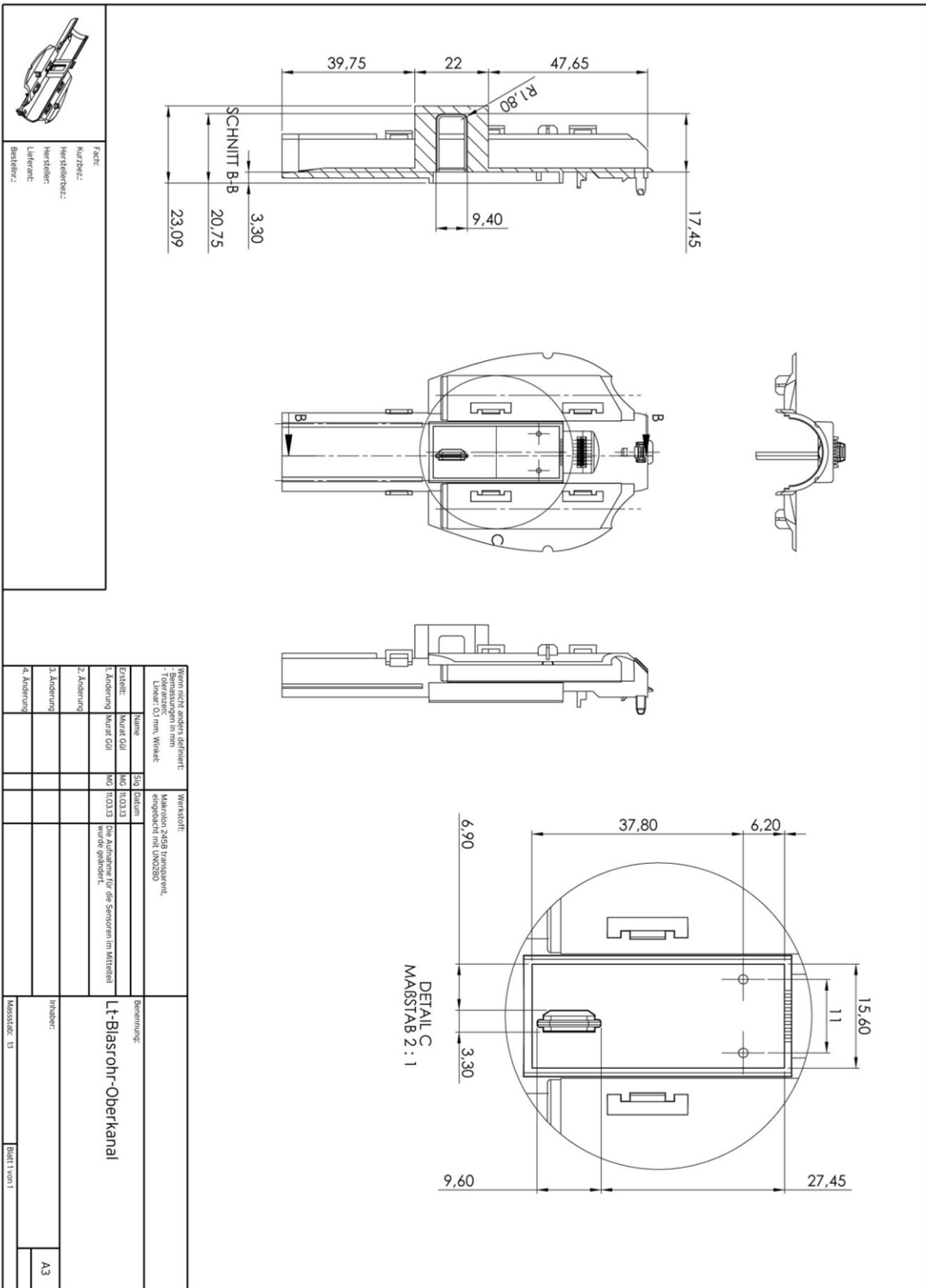
	Fachz: Hersteller: Lieferant: Besteller:
---	---

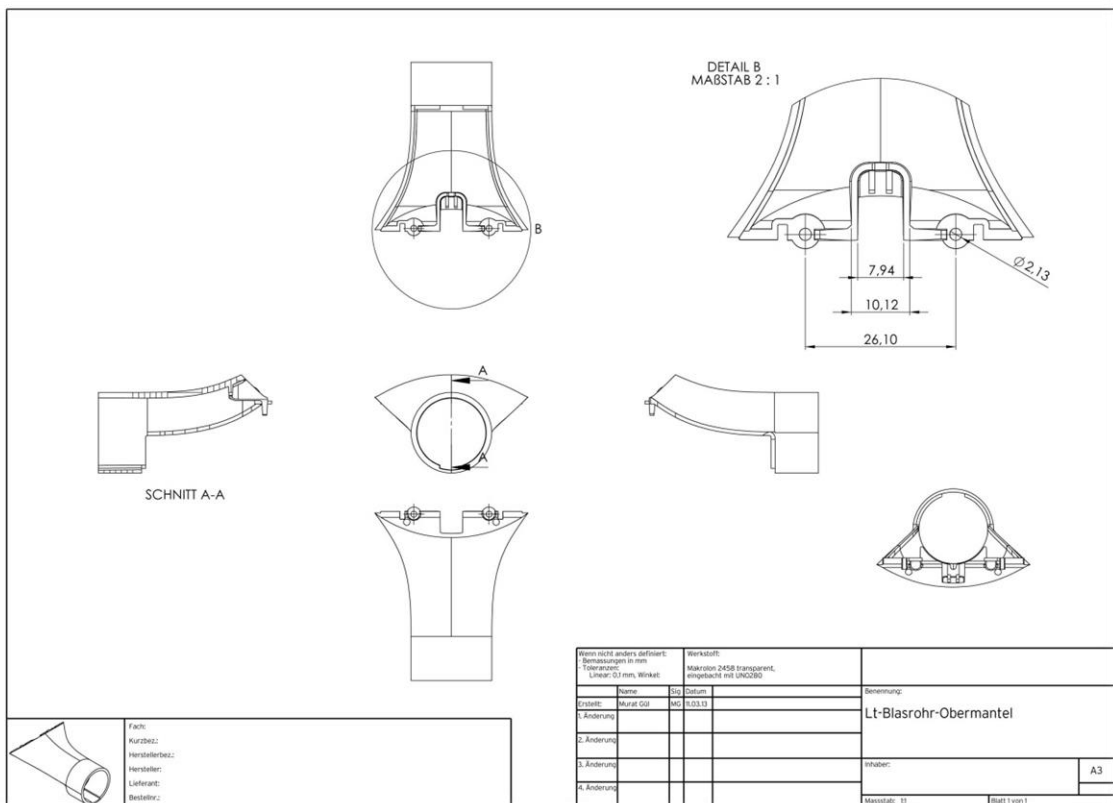
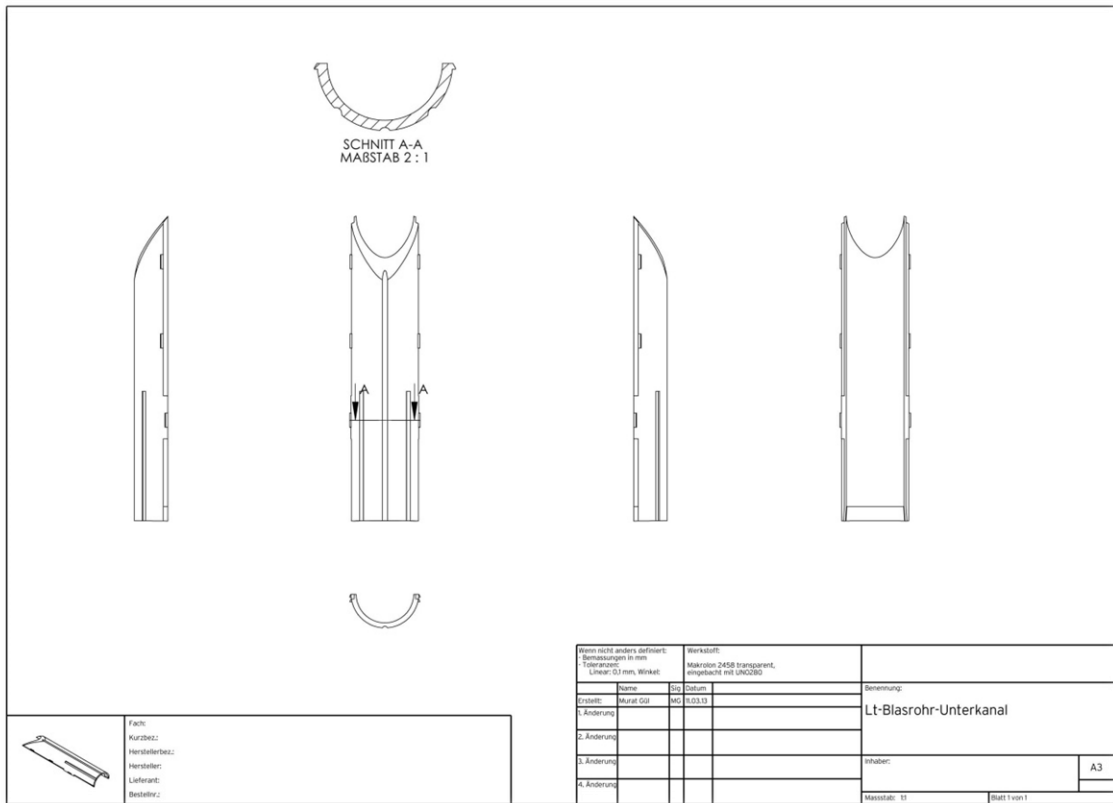
Wenn nicht anders verifiziert: - Bemessungen in mm - Toleranzen in mm - Winkel in Grad		Werkstoffe: Material: ZG270 (Festigkeitsklasse)	
Name:	MG 100313	Material:	MG 100313
Erstelle:		1. Änderung:	
2. Änderung:		3. Änderung:	
4. Änderung:			
Benennung: <b>LT-Anzeigeneinheit-Unterschale</b>		Maßstab: 1:1	
Inhaber:		Blatt 1 von 1	
A3			

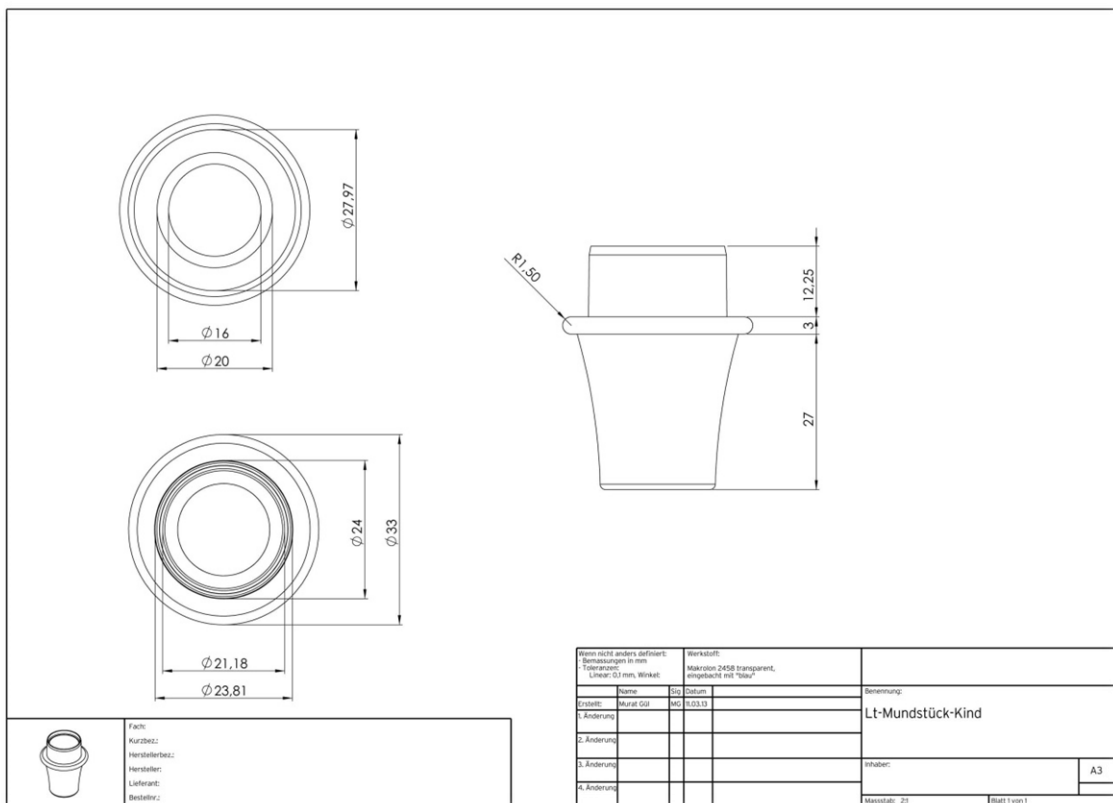
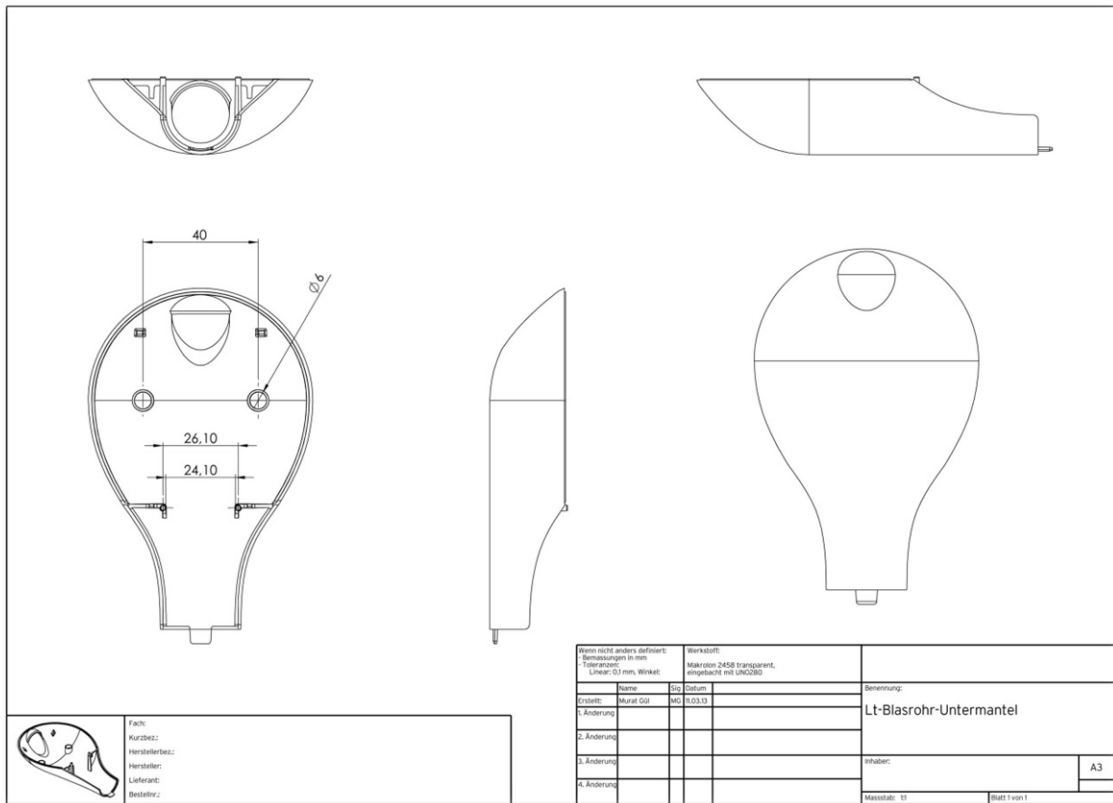










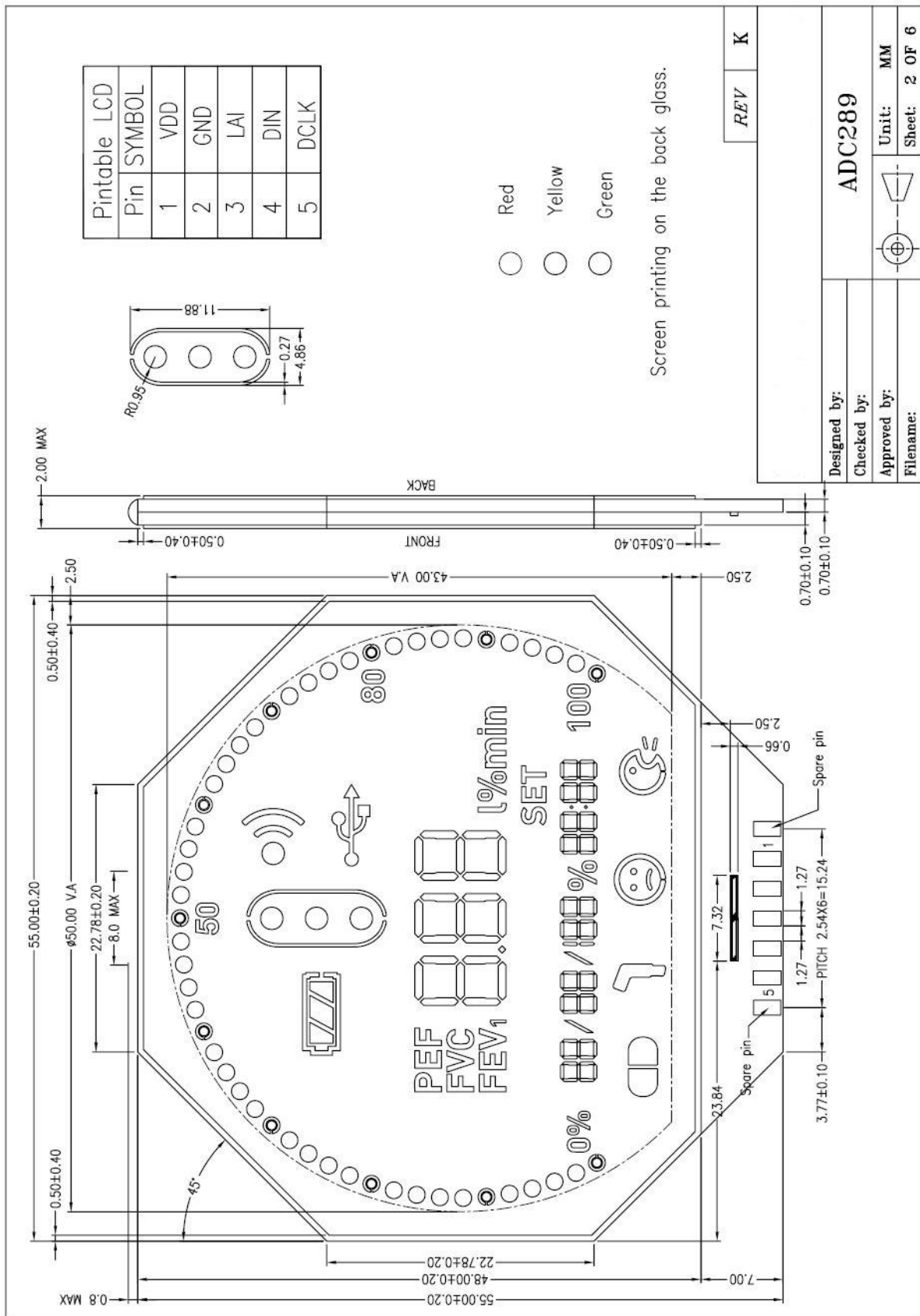


### A.3. Tastenbedienung

Die Bedienung des Messgeräts erfordert die Verwendung zusammen mit dem Blasrohr, es sei denn, es ist in der untenstehenden Tabelle anders vermerkt.

Ausgangsmode	Ziel	Aktion
Standby	PEF-Mode	Drücken der oberen Taste
PEF-Mode (Parameterdarstellung)	Durchsehen der Parameter	Drehen der Drehtaste
Standby, PEF-Mode	Tagebuchmode	Drücken des Drehtasters oder Drehen des Drehtasters
Tagebuchmode	Durchsehen der Parameter	Drücken des Drehtasters
Tagebuchmode	Durchsehen der Messungen	Drehen des Drehtasters
Tagebuchmode	Löschen aller Messungen	Langes Drücken (3s) des Drehtasters
Standby, PEF-Mode	Konfigurationsmode	Langes Drücken (3s) des Drehtasters
Konfigurationsmode	Wechseln der Einstellfelder	Drücken des Drehtasters
Konfigurationsmode	Ändern der Einstellungen	Drehen des Drehtasters (rechts für inkrementieren, links für dekrementieren)
Standby	USB-Mode	Stecken des USB oder Drücken des oberen Tasters, wobei USB gesteckt
USB-Mode	...	Bedienung laut USB-Protokoll
Beliebiger Mode	Standby	Drücken des oberen Tasters
Beliebiger Mode	Reset	Drücken des Drehtasters Innerhalb 1s zusätzlich Drücken des oberen Tasters Langes Drücken (5 s) beider Tasten
Standby (ohne Blasrohr)	Test-Mode	Drücken oder Drehen des Tasters bzw. des Drehtasters Bei Erscheinen der „Pipe“-Meldung Drücken des Drehtasters
Test-Mode	Durchsehen der Tests	Drehen des Drehtasters
Standby (ohne Blasrohr)	Update-Mode	Drücken oder Drehen des Tasters bzw. des Drehtasters Bei Erscheinen der „Pipe“-Meldung langes Drücken (5 s) des Drehtasters Bei Aufleuchten aller LCD-Segmente langes Drehen (5 s) des Drehtasters

### A.4. Displaydesign



## A.5. Displaydarstellung

### Batterieversorgung



- Versorgung beträgt mehr als 2,9 V



- Versorgung beträgt mehr als 2,7 V



- Versorgung beträgt mehr als 2,6 V



- Versorgung beträgt mehr als 2,5 V, keine Messfunktion

### Fehlermeldungen

PI PE

- Blasrohr ist nicht gesteckt, abgenutzt oder kann aufgrund der Kollisionsnummer nicht verwendet werden

35

PI PE

- Blasrohr-EEPROM-Fehler (keine Kommunikation)  
- Blasrohr-Sensorfehler (fehlerhafter Offset)

R1 r

- Druck- und Temperaturbedingungen werden nicht eingehalten

m E m FULL

- Flash-Speicher voll

USB

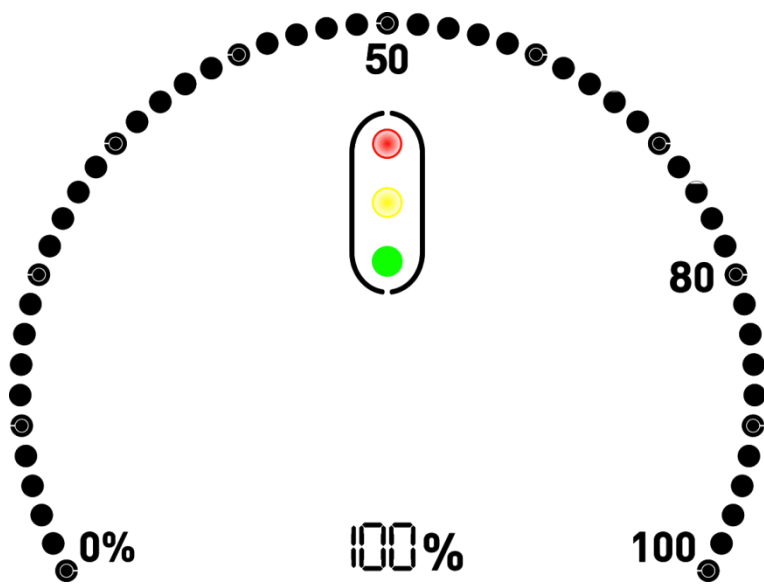
- USB-Übertragung fehlerhaft

OF Fr AnGE

- Messwert außerhalb des Messwertbereichs



## Ampel und Tacho



Beurteilung der Messwerte hinsichtlich des voreingestellten Werts durch Ampel (rot=Gefahr(unter 50%), orange=Achtung(unter 80%), grün=freie Fahrt). Ampel wird zusätzlich unterstützt durch eine Tachoanzeige und der genauen Prozentangabe

## USB



- Gerät mit PC via USB verbunden

## Einstellungen

**SET**

- Gerät befindet sich im Konfigurationsmode

## Zeit

01/02/12 07:50 - Datum- und Uhrzeitanzeige

## Messwerte

PEF 630 l/min

- Anzeige des Spitzenflusses

FVC 430 l

- Anzeige der Volumenkapazität

FEV<sub>1</sub> 403 l

- Anzeige der Volumenkapazität in der ersten Sekunde

## A.6. Speichermanagement

### Speicherunterteilung

0 - 2049: 0. Messblock  In einem Messblock werden die auf der nächsten Seite erläuterten Daten einer Messung gespeichert	0
2050 - 4095: Leer	
4096 - 6145: 1. Messblock  In einem Messblock werden die auf der nächsten Seite erläuterten Daten einer Messung gespeichert	1
6146 - 8191: Leer	
.	
.	
.	
.	
.	
4087808 - 4089857: 998. Messblock  In einem Messblock werden die auf der nächsten Seite erläuterten Daten einer Messung gespeichert	998
4089858 - 4091903: Leer	
4091904 - 4091907: Anzeigeeinheit-ID	999
4091908 - 4095999: Leer	
4096000 - 4096001: Gerätekonfiguration	1000
4096002 - 4100095: Leer	
4100096 - 4100097: Maximaler PEF	1001
4100098 - 4104191: Leer	
4104192 - 4186111: Leer	1002-1021
4186112 - 4186115: Aktuelle Speicheradresse	1022
4186116 - 4190207: Leer	
4190208 - 4190211: Indikator für Vollbeschrieben	1023
4190212 - 4194303 Leer	

### Messblock

0: Datum (Jahr)
1: Datum (Monat)
2: Datum (Tag)
3: Uhrzeit (Stunde)
4: Uhrzeit (Minute)
5: Uhrzeit (Sekunde)
6: Firmware-ID (1)
7: Firmware-ID (2)
8: Mode
9: Blasrohr-ID (1)
10: Blasrohr-ID (2)
11: Blasrohr-ID (3)
12: FEV075 (1)
13: FEV075 (2)
14 - 32: Zusatzzellen
19 Speicherzellen für zusätzliche Zwecke
33: Relativer Val als Zahl
34: Ampel (relativer Val)
35: Tacho (relativer Val)
36: Max. Val (1)
37: Max. Val (2)
38: Nutzer-Status
39: Druck (1)
40: Druck (2)
41: Druck (3)
42: Temperatur (1)
43: Temperatur (2)
44: PEF (1)
45: PEF (2)
46: FVC (1)
47: FVC (2)
48: FEV1 (1)
49: FEV1 (2)
50 - 2049: Rohdaten
Frequenz 100 Hz und Dauer 5 s
1000 Werte je 16 Bit
2000 Werte je 8 Bit

Beispiel
11
5
6
8
23
54
Vorkomma 1., 2. Ziffer: 02
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 04
0
255 (Highest Byte)
255
4 (Lowest Byte)
Vorkomma 1. Ziffer: 3
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 12
21 mal 0
89
3
45
1. Ziffer: 6
2. und 3. Ziffer: 89
0
Vorkomma 1., 2. Ziffer: 09
Vorkomma 3., 4. Ziffer: 55
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 25
Vorkomma 1., 2. Ziffer: 24
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 34
1. Ziffer: 6
2. und 3. Ziffer: 57
Vorkomma 1. Ziffer: 3
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 53
Vorkomma 1. Ziffer: 3
Nachkomma 1., 2. Ziffer: 12
1000 mal 247 (bei negativen, also inspiratorischen Werten steht eine „1“ vor der Zahl, also 1247)

## A.7. USB-Protokoll

Die Zahl in Klammern gibt an wie viele Stellen der entsprechende Parameter besitzt. Jede Rückgabe wird mit einer neuen Zeile eingeleitet.

Abkürzungen im Protokoll und Beispiele:

Y:	Jahr	12 = 2012	M:	Monat	05 = 5
D:	Tag	04 = 4	H:	06 = 6	
Min:	Minute	02 = 2	Sec:	01 = 1	

MaxVal: Maximalwert zur Beurteilung der Messungen nach dem Ampelschema, Bedeutung wird durch den Mode (Anzeigenpriorisierung bei Messungen) festgelegt

Mode=0	MaxVal =MaxPEF	723 = 723 L/min
Mode=1	MaxVal =MaxFVC	345 = 3,45 l
Mode=2	MaxVal =MaxFEV1	325 = 3,25 l
Mode=3	MaxVal =MaxFEV075	295 = 2,95 l

TubeCtr: Festlegung der Nutzungsart und –dauer (wird von der Software gesteuert)

0-950 Normale Nutzung des Geräts

951-990 Anzeige „Pipe“ für 1 s beim Einschalten des Geräts, anschließend normale Nutzung möglich

991-999 Anzeige der Fehlermeldung „Pipe“ (blinkend), anschließend keine Nutzung möglich

Cfg: Festlegung der Gerätekonfiguration

0	Home-PEFM
1	Home-PEFM mit Bluetooth
2	COPD-PEFM
3	COPD-PEFM mit Bluetooth
4	Spirometer für Arzt

TubeID:	Blasrohrseriennummer	00000054 = 54
DeviceID:	Anzeigeeinheitseriennummer	00000094 = 94
FWID:	Firmwareversion	0212 = 2.12
Signal:	Ampelfarbe	1=Rot, 2=Gelb, 3=Grün
Tacho:	Tachowert (Tachoanzeige)	09 = 9 (von 52)
UsStat:	Benutzerstatus	05 = 5
Pres:	Druck	101325 = 1013,25 hPa
Temp:	Temperatur	2425 = 24,25 °C

### Standardbefehle:

#### Getstatus

Eingabe: Getstatus(VersionSoftware(4))

Rückgabe: Status(2),VersionFirmware(4)

Erklärung: Status      00    Keine Messung  
                          99    Ungültige Softwareversion

Beispiel: Getstatus(0040) ->  
          00,0031

#### Getbatstat

Eingabe: Getbatstat

Rückgabe: Bat(2)

Erklärung: Versorgungszustand      0 (Leer)    ...    99 (Voll)

Beispiel: Getbatstat ->  
          76

#### Getsettings

Eingabe: Getsettings

Rückgabe: Y(2),M(2),D(2),H(2),Min(2),Sec(2),MaxVal(3),MinVal(3),Mode(1),TubeCtr(3),  
Cfg(1),TubeID(8),DeviceID(8)

Erklärung: Einstellungen am Gerät

Beispiel: Getsettings ->  
          12,02,04,01,36,47,600,001,3,000,4,00000081,00000100

---

**Setsettings**

Eingabe: Setsettings(Y(2)M(2)D(2)H(2)Min(2)Sec(2)MaxVal(3)MinVal(3)Mode(1)

TubeCtr(3)Cfg(1)TubeID(8)DeviceID(8))

Rückgabe: Quittierung mit einem akustischen Ton

Erklärung: Einstellungen für das Gerät

**Tagebuchbefehle:****Getcontent**

Eingabe: Getcontent => Gibt Zeitstempel aller gespeicherten Messblöcke aus:

Rückgabe: Zeitstempel

Erklärung: Aufruf der Zeitstempel aller gespeicherten Messungen

Tagebuchnummer(3),Y(2),M(2),D(2),H(2),Min(2),Sec(2) [1. Zeitstempel]

...

Tagebuchnummer(3),Y(2),M(2),D(2),H(2),Min(2),Sec(2) [n. Zeitstempel]

Tagebuchnummer: 0-998 (Es können somit 999 Messungen gespeichert werden)

Wenn kein Messwert im Gerät vorhanden ist wird folgender Datensatz geschickt:

000,00,00,00,00,00,00

Beispiel: Getcontent ->

000,12,02,01,07,50,00

**Getpointer**

Eingabe: Getpointer

Rückgabe: Tagebuchnummer(3)

Erklärung: Aufruf der Speichernummer mit aktuellem Tagebucheintrag

Beispiel: Getpointer ->

003

### **Getvalue**

Eingabe: Getvalue(Tagebuchnummer(3))

Rückgabe: Messblock

Erklärung: Gibt den zu dieser Nummer gespeicherten Messblock aus

Y(2),M(2),D(2),H(2),Min(2),Sec(2),FWID(4),Mode(1),TubeID(8),Signal(1),Tacho(2),MaxV  
al(3),UsStat(2),Pres(6),Temp(4),

PEF(3),FVC(3),FEV1(3), FEV075

RAW1(4),RAW2(4),...,RAW12(4),

...

RAW985(4),RAW986(4),...,RAW996(4),

RAW997(4),...,RAW1000(4),

Die erste Ziffer jedes Rohwertes steht für das Vorzeichen, wobei „0“ für „Minus“ (negativer Wert) und „1“ für „Plus“ (positiver Wert). Die restlichen bilden den Zahlenwert.

### **Delvalue**

Eingabe: Delvalue(Tagebuchnummer(3))

Rückgabe: Quittierung mit einem akustischen Ton

Erklärung: Löscht Messblock mit eingegebener Tagebuchnummer

### **Setvalue**

Eingabe: Setvalue(Tagebuchnummer(3))

Rückgabe: Quittierung mit einem akustischen Ton

Erklärung: Liest Messblock mit eingegebener Tagebuchnummer ein (muss mit der letzten inkrementierten Tagebuchnummer übereinstimmen)

Y(2)M(2)D(2)H(2)Min(2)Sec(2)Pres(6)Temp(4)PEF(3)FVC(3)FEV1(3)FEV075(3)Nullwerte  
(14)

RAW1(4)RAW2(4)...RAW12(4)

...

RAW985(4)RAW986(4)...RAW996(4)

RAW997(4)...RAW1000(4)Nullwerte(32)

---

**Delall**

Eingabe: Delall

Rückgabe: Quittierung mit einem akustischen Ton

Erklärung: Löschung aller Tagebucheinträge (des kompletten Speichers)

**Streambefehle (für Echtzeitmessung):****Startstream**

Eingabe: Startstream

Rückgabe: Flow(5),Aux(5),Ad1(5),Ad2(5),Check(2) ...

Erklärung: Start der Messung in Echtzeit

Flow: Aktueller Flusswert in Litern pro Minute (Erste Ziffer ist ein Vorzeichen, wobei 0=negativ und 1=positiv; restlichen Ziffer bilden eine Zahl mit einer Nachkommastelle)

Aux: Zu Beginn des Streamings (19 Zeilen) werden folgende Werte ausgegeben:

Blasrohr-ID (2 Zeilen, jeweils 4 Ziffern),

Anzeigeeinheit-ID (2 Zeilen, jeweils 4 Ziffern),

Kalibrierzeit: Jahr und Monat (jeweils 2 Ziffern),

Kalibrierzeit: Tag und Stunde (jeweils 2 Ziffern),

Kalibrierzeit: Minute und Sekunde (jeweils 2 Ziffern),

Kalibrierdruck (1. Zeile: 4 Vorkomma-Ziffern, 2. Zeile: 2 Nachkomma-Ziffern),

Kalibriertemperatur (2 Vorkomma- und 2 Nachkomma-Ziffern),

Kalibrieroffset-Tabelle-1 (4 Ziffern),

Kalibrieroffset-Tabelle-2 (4 Ziffern),

Aktueller Druck (1. Zeile: 4 Vorkomma-Ziffern, 2. Zeile: 2 Nachkomma-Ziffern),

Aktuelle Temperatur (2 Vorkomma- und 2 Nachkomma-Ziffern)

Aktueller Offset-Kanal-1 (4 Ziffern),

Aktueller Offset-Kanal-2 (4 Ziffern),

Korrekturfaktor-Expiration (1 Vorkomma- und 3 Nachkommaziffern),

Korrekturfaktor-Inspiration (1 Vorkomma- und 3 Nachkommaziffern)

Ad1: Rohwerte (5 Ziffern, wobei die erste Ziffer immer eine 1 als positives Vorzeichen ist)

Ad2: Rohwerte (5 Ziffern, wobei die erste Ziffer immer eine 1 als positives Vorzeichen ist)

Check: Überprüfungsmöglichkeit für Software

Beispiele: Startstream ->

19999,10000,11243,10100,54 (Flow=+999,9 l/min, Aux=+0, Ad1-Digits=+1243, Ad2-Digits=+100, Check=54)

01234,10000,11243,10100,55 (Flow=-123,4l /min, Aux=+0, Ad1-Digits=+1243, Ad2-Digits=+100, Check=55)

### **Stopstream**

Eingabe: Stopstream

Rückgabe: Keine Ausgabe

Erklärung: Stop der Messung in Echtzeit



## A.8. Kalibriertabelle

0: Blasrohr-ID (1)	Kalibriertabelle 1: Kanal 1 (Höher als Kanal 2) Expiratorisch	Beispiel	Kalibriertabelle 3: Kanal 1 (Niedriger als Kanal 2) Inspiratorisch	764: Kaltab. 3 Leer
1: Blasrohr-ID (2)		255 (Highest Byte)		765: Kaltab. 3 Leer
2: Blasrohr-ID (3)		255		766: Kaltab. 3 Leer
3: Leer		4 (Lowest Byte)		767: Kaltab. 3 Leer
4: Kaltab. 1 Zeit (Jahr)		12		768: Kaltab. 3 Leer
5: Kaltab. 1 Zeit (Monat)		4		769: Kaltab. 3 Leer
6: Kaltab. 1 Zeit (Tag)		3		770: Kaltab. 3 Leer
7: Kaltab. 1 Zeit (Stunde)		13		771: Kaltab. 3 Leer
8: Kaltab. 1 Zeit (Minute)		45		772: Kaltab. 3 Leer
9: Kaltab. 1 Zeit (Sekunde)		32		773: Kaltab. 3 Leer
10: Kaltab. 1 Interse. Druck (1)		Vorkomma 1., 2. Ziffer: 09		774: Kaltab. 3 Leer
11: Kaltab. 1 Interse. Druck (2)		Vorkomma 3., 4. Ziffer: 55		775: Kaltab. 3 Leer
12: Kaltab. 1 Interse. Druck (3)		Nachkomma 1., 2. Ziffer: 25		...
13: Kaltab. 1 Interse. Temp. (1)		Vorkomma 1., 2. Ziffer: 24		781: Kaltab. 3 Leer
14: Kaltab. 1 Interse.Temp. (2)		Nachkomma 1., 2. Ziffer: 34		782: Kaltab. 3 Wert 0
15: Kaltab. 1 Leer		783: Kaltab. 3 Wert 0		
...		...		
21: Kaltab. 1 Leer		1142: Kaltab. 3 Wert 360		
22: Kaltab. 1 Wert 0	1 (Highest Byte)	1143: Kaltab. 3 Wert 360		
23: Kaltab. 1 Wert 0	14 (Lowest Byte)	1144: Kaltab. 4 Leer		
...		1145: Kaltab. 4 Leer		
382: Kaltab. 1 Wert 360	2 (Highest Byte)	1146: Kaltab. 4 Leer		
383: Kaltab. 1 Wert 360	8 (Lowest Byte)	1147: Kaltab. 4 Leer		
384: Kaltab. 2 Leer		1148: Kaltab. 4 Leer		
385: Kaltab. 2 Leer		1149: Kaltab. 4 Leer		
386: Kaltab. 2 Leer		1150: Kaltab. 4 Leer		
387: Kaltab. 2 Leer		1151: Kaltab. 4 Leer		
388: Kaltab. 2 Leer		1152: Kaltab. 4 Leer		
389: Kaltab. 2 Leer		1153: Kaltab. 4 Leer		
390: Kaltab. 2 Leer		1154: Kaltab. 4 Leer		
391: Kaltab. 2 Leer		1155: Kaltab. 4 Leer		
392: Kaltab. 2 Leer		...		
393: Kaltab. 2 Leer		1161: Kaltab. 4 Leer		
394: Kaltab. 2 Leer		1162: Kaltab. 4 Wert 0		
395: Kaltab. 2 Leer		1163: Kaltab. 4 Wert 0		
...		...		
401: Kaltab. 2 Leer		1522: Kaltab. 4 Wert 360		
402: Kaltab. 2 Wert 0		1523: Kaltab. 4 Wert 360		
403: Kaltab. 2 Wert 0		1524: Leer		
...		...		
762: Kaltab. 2 Wert 360		2042: Leer		
763: Kaltab. 2 Wert 360		2043: ColNr. (1)		
		2044: ColNr. (2)		
		2045: TubeCtr. (1)		
		2046: TubeCtr. (2)		
		2047: TubeCtr. (3)		

Beispiel
2 Ziffern: 00 (High Byte)
2 Ziffern: 99 (Low Byte)
1 (Highest Byte)
2
5 (Lowest Byte)

## **B. Software**

### **B.1. Windows-USB-API: Verwendete Funktionen**

HID_Init():	Initialisieren der HID-Schnittstelle
HID_Open():	Öffnen der HID-Schnittstelle
HID_Close():	Schließen der HID-Schnittstelle
HID_GetNumOfInterfaces():	Rückgabe der Anzahl der verwendeten HID-Schnittstellen
HID_GetSerNums():	Auslesen der Seriennummer des verwendeten HID-Geräts
HID_GetVersionNumber():	Auslesen der Version des verwendeten HID-Geräts
HID_IsDeviceAffected():	Anfrage, ob HID-Gerät noch verbunden ist
HID_WriteFile():	Senden eines Strings über die HID-Schnittstelle
HID_ReadFile():	Lesen eines Strings über die HID-Schnittstelle

## B.2. Ergänzende Erklärung

### Übersicht über die Fensterbereiche der Software

**Auswahlbereich**

**Funktionsbereiche**

Patienten Übersicht Tagebuch Messen Drucken

12121  
Peter  
Luft  
01.01.2010  
10 kg, 100 cm

**Auswahlbereich Zusatzfunktionen**

Neuer Patient

Kartei-Nr	Vorname	Nachname	Geburtsdag	Alter	Lufttacho ID	Bemerkung
12121	Peter	Luft	01.01.2010	3	62	

Programmfenster

Lufttacho Spiro Animation

Statusleiste

### Funktionsbereiche



- Überblick, Auswahl und Detailanzeige bereits angelegter Patienten
- Ändern von Patientendaten



- Graphische Übersicht von bereits aufgezeichneten Spirogrammen des ausgewählten Patienten
- Auswahl von bis zu drei Spirogrammen eines Patienten
- Grafische Verlaufsdarstellung bisheriger Messwerte, die der Patient mit einem Gerät zu Hause gemessen hat



- Darstellung von PEF, FVC, FEV1 und FEV0,75
- Anzeige numerischer Messwerte
- Kommentarfunktion



Messen

- Durchführung von Echtzeitmessungen (auf Wunsch durch Animation spielerisch unterstützt)
- Grafische Verlaufskontrolle von Lungenfunktionsmessungen
- Automatische Auswahl von Messintervallen
- Darstellung F/V, F/t und V/t Kurven ausgewählter Intervalle
- Darstellung von numerischen Messwerten ausgewählter Intervalle
- Grafische Darstellung von Referenzwerten (Iln. / pred.)
- Numerische Darstellung absoluter und relativer Sollwerte
- Kommentarfunktion

Anmerkung: In der Patienten-Software wird diese Schaltfläche mit „Üben“ bezeichnet. Hier können Messmanöver mit einer Animation geübt und gespeichert werden.



Drucken

- Zusammenstellung relevanter Daten der Funktionsbereiche zu einem Bericht
- Einbindung grafischer Elemente zur Illustration

### Zusatzfunktionen



Neuer Patient

- Anlegen eines neuen Patienten
- Löschen eines Patienten
- Zuweisung und Trennung eines bestimmten Gerätes zu einem Patienten in der Datenbank



Zoom

- Vergrößern bzw. Verkleinern von grafischen Darstellungen (3 Vergrößerungsstufen) (3)
- Detaildarstellung von bis zu drei FVC Messung, die unter dem Funktionsbereich „Übersicht“ ausgewählt wurden



Spirogramm

- Vergleich von bis zu drei FVC Messungen
- Darstellung F/V-Kurve ausgewählter Intervalle
- Darstellung F/t-Kurve
- Darstellung V/t-Kurve

## Funktionsbereich: Patienten

Durch „Einfachklick“ auswählen und untersuchen des Patienten:

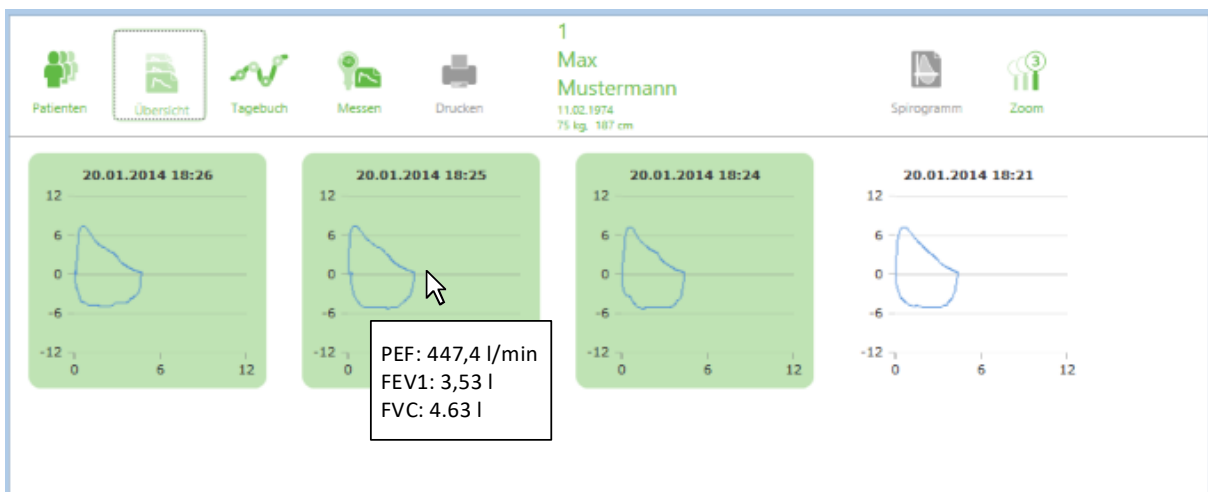


Kartei-Nr.	Vorname	Nachname	Geburtsdatum	Alter	Lufttacho ID	Bemerkung
1	Max	Mustermann	11.02.1974	40	102	
2	Peter	Luft	01.01.2000	14	0	

Durch „Doppelklick“ einstellen folgender Eigenschaften:

Kartei-Nr.	Die eindeutige Karteinummer des Patienten
Vorname	Der Vorname des Patienten
Nachname	Der Nachname des Patienten
Geburtstag	Der Geburtstag des Patienten
Alter	Das aktuelle Alter des Patienten
Lufttacho ID	Die Geräte- bzw. Identifikationsnummer des Lufttacho, der dem Patienten zugewiesen wurde
Bemerkung	Eine Bemerkung, die dem Patienten zugewiesen wurde

## Funktionsbereich: Übersicht



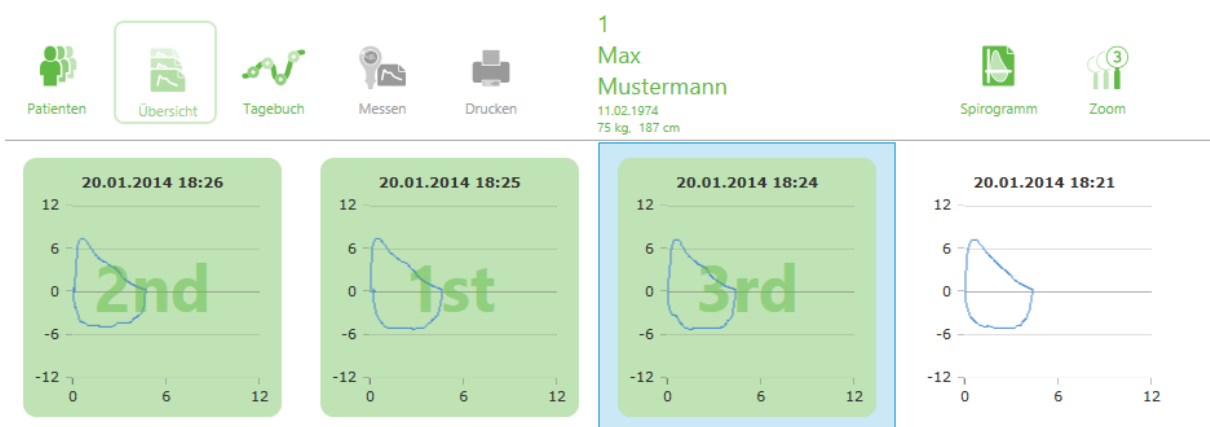
- Messungen, die mit einem Gerät in der Arztpraxis aufgezeichnet wurden, sind in grüner Farbe hinterlegt (grün = Spirogramme).
- Messungen, die mit einem Gerät zu Hause aufgezeichnet wurden, sind in weißer Farbe hinterlegt (weiß = Lungenfunktions-Messungen).

- Sind bereits mehrere Messungen aufgezeichnet worden, so sind die Thumbnails chronologisch absteigend sortiert. Darüber hinaus wird zu jeder Messung Datum und Tageszeit der Messung angezeigt.
- Alle Rohdaten sind mit der „Eigenschaftstaste“ exportierbar

Auswahl und Analyse einer Lungenfunktionsmessung (Umschaltbar zwischen F/t und V/t):



Auswahl und Analyse von mehreren Spirogrammen (Nummerierung basierend auf der Qualität des FVC):



### **Funktionsbereich: Tagebuch**

- Die Tagebuchfunktion stellt die Lungenfunktionsparameter, die der Patient mit seinem Patientengerät zu Hause selbst gemessen hat, in einem grafischen Diagramm dar.
- Die automatische Analysefunktion der Software bewertet alle Messungen, die vom Patienten zu Hause mit einem Gerät innerhalb von 10 Minuten aufgezeichnet wurden nach der besten FVC und stellt nur diese Messung im Tagebuch Diagramm dar.
- Das Tagebuchdiagramm kann zwischen den Lungenfunktionsparametern PEF, FVC, FEV1 und FEV0,75 umgeschaltet werden. Die einzelnen Messpunkte sind optisch hervorgehoben und sind entsprechend dem durch das Gerät ermittelte Ampelsignal eingefärbt. Jedem Messpunkt können Kommentare zugewiesen werden.

### **Funktionsbereich: Drucken**

<b>Funktionsbereich</b>	<b>Inhalt des Berichts</b>
Patienten	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Patientendaten (als Liste): Karteinummer, Vorname, Nachname, Geburtsdatum, Kontaktdaten (Adresse, Telefon)</li> </ul>
Tagebuch	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kurvendarstellung aller Messungen des Patienten zu Hause</li> <li>• Datum, Uhrzeit der dargestellten Messungen</li> <li>• PEF, FVC, FEV1 und FEV0,75 der dargestellten Messungen</li> </ul>
Messen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Patientendaten</li> <li>• F/V Kurve des ausgewählten Intervall, inklusive der Referenzwerte</li> <li>• F/t Kurve des ausgewählten Intervall</li> <li>• V/t Kurve des ausgewählten Intervall</li> <li>• Messwerte des ausgewählten Intervall</li> <li>• Relative Sollwerte des ausgewählten Intervall</li> <li>• Sollwerte</li> <li>• Patientendaten</li> </ul>

**Funktion: Üben (Patienten-Software), Animation (Diagnose-Software)**

Manuelle Justierung der Motivationsschwelle:

- Start der Animation
- Justieren des Schiebereglers für die Motivationsschwelle (unterer rechter Bildrand des Fensters „Messen“)

„Spielanleitung“ für Kinder zum Vorlesen:

- Nimm das Mundstück des Lufttachs in den Mund. Durch Einatmen saugt der Elefant Wasser in seinen Rüssel. Beim Ausatmen lässt er das Wasser wieder in den Eimer fließen. Versuche so viel Wasser wie möglich aufzunehmen, indem Du ganz tief einatmest. Wenn Du jetzt ganz lang und fest ausatmest, spritzt der Elefant das Wasser heraus und alle Blumen blühen auf. Probier es aus.
- Wenn der Elefant die Blumen, die weiter entfernt wachsen, nicht mit dem Wasser erreicht, versuche noch fester auszuatmen.
- Wenn das Wasser für die nahe wachsenden Blumen nicht reicht, gib noch einmal Alles und versuche noch länger auszuatmen.