



Cornelius Weber

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Studiengang Medizintechnik

Im Jahr 2016 absolvierte Cornelius Weber sein Abitur und nahm mit dem Thema seiner Besonderen Lernleistung bei Jugend Forscht teil. Im August 2019 beendete er erfolgreich die Ausbildung zum Gesundheits- und Krankenpfleger am Diakonissenkrankenhaus Dresden. Anschließend arbeitete er auf der pulmonologischen Intensivstation des Fachkrankenhauses Coswig, bis er im Oktober 2020 das Studium der Medizintechnik am Standort Bautzen der Berufsakademie Sachsen begann und dieses 2023 erfolgreich abschloss. Nun arbeitet er im Else Kröner-Fresenius-Zentrum für Digitale Gesundheit (EKFZ) an der medizinischen Fakultät der TU Dresden. Des Weiteren entwickelt er zusammen mit seiner Schwester in einem vom BMBF geförderten Projekt ein Hand- und Fingerdynamometer.

Kontakt: cornelius-weber13@web.de



Dr. rer. medic. Dipl.-Ing. Robert Huhle

Pulmonary Engineering Group, Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden

Seit seiner Promotion zur Technik der variablen Maschinellen Beatmung (Hanse-Promotions-Preis für Experimentelle Forschung in der Intensiv- und Notfallmedizin, 2021) beschäftigt sich Dr. Huhle mit der nicht linearen Modellierung der Mechanik des Respiratorischen Systems und deren klinischen Nutzen.

Kontakt: robert.huhle@ukdd.de

Nutzbarmachung eines Sensors zur Flussmessung am Tubus während der invasiven Beatmung

Cornelius Weber/Robert Huhle

Abstract

In der vorliegenden Arbeit wurde für die tubusnahe Volumenstrommessung mittels eines Massenflussmessers ein Programm in der Programmiersprache LabVIEW konzipiert, entwickelt, implementiert, dokumentiert und die Messgenauigkeit während der Volumenstrommessung evaluiert. Zu Beginn der Arbeit wurde in die Grundlagen der Durchflussmessung in der Medizintechnik [1]–[3], die Anatomie und Physiologie des respiratorischen Systems, die maschinelle Beatmung und die Modellierungsmöglichkeiten des respiratorischen Systems eingeführt. [4] Dies diente zur Begründung der Notwendigkeit der tubusnahen Volumenstrommessung für die Bestimmung von Parametern der nichtlinearen Atemmechanik des Respiratorischen Systems. Anschließend wurde in die für die Programmentwicklung relevanten informationstechnischen Hintergründe und die im Projekt einzusetzende Hardware, also den Massenflussmesser und das USB-

in this thesis, a program for near-tubal volume flow measurement was designed, developed, implemented and documented in the LabVIEW programming language and the measurement accuracy during volume flow measurement was evaluated. At the beginning of the thesis, the basics of flow measurement in medical technology [1]–[3], the anatomy and physiology of the respiratory system [6], mechanical ventilation and the modeling possibilities of the respiratory system were introduced. [4] This served to justify the necessity of near-tubal volume flow measurement for the non-linear respiratory mechanics of the human lung. This was followed by an introduction to the information technology background relevant to program development and the hardware to be used in the project, i.e. the mass flow meter and the USB module. Once the requirements analysis had been completed, the software was designed using a state diagram

Modul für die PC-Schnittstelle eingeführt. Nach erfolgter Anforderungsanalyse wurde die Software anhand eines Zustandsdiagrammes und Programmablaufplanes konzipiert und in der grafischen Programmiersprache LabVIEW implementiert. Abschließend wurde die Messgenauigkeit der Volumenstrommessung evaluiert und die Software auf ihre Funktionalität geprüft.

In der klinischen Praxis der maschinellen Beatmung werden aus wirtschaftlichen sowie pragmatischen Gründen zur Volumenstrommessung oft patientenferne, d.h. im Beatmungsgerät integrierte Flussensoren verwendet. Die dort gemessenen Volumenströme sind nicht nur abhängig von den mechanischen Eigenschaften der Lunge, sondern stehen zusätzlich unter Einfluss des Schlauchsystems, etwaiger Filter sowie des Tubus. Die resistiven, kapazitiven sowie induktiven Eigenschaften dieser Verbindungselemente zwischen Beatmungsgerät und Patient haben Auswirkungen auf den Amplituden- und den Phasenfrequenzgang der messbaren Signale. Für eine nichtlineare Modellierung der Atemmechanik ist daher eine tubusnahe Volumenstrommessung notwendig. [4]

Zielstellung ist es, für einen geeigneten Massenflussmesser ein Programm bzw. Virtuelles Instrument (VI) in der grafischen Programmiersprache LabVIEW (National Instruments) [7] zu entwickeln. Dieses soll eine grafische Benutzeroberfläche enthalten. Das VI soll es ermöglichen, dass die Messsignale (Volumenstrom und Temperatur) des Sensors angezeigt, ausgewertet und für eine offline Analyse abgespeichert werden können.

Die **Hauptschwerpunkte der Entwicklung** umfassten die Anforderungsanalyse, die Programmplanung, die Programmimplementierung und die Evaluierung der Messgenauigkeit des Sensors inklusive Test des VI.

Aus der **Anforderungsanalyse** in Form eines Interviews mit dem Hauptanwender ergaben sich Anforderungen zur Benutzeroberflächengestaltung und zur Funktionalität des VI. Die Benutzeroberfläche soll übersichtlich und in englischer Sprache gestaltet werden, damit die internationale Arbeitsgruppe, *Pulmonary Engineering Group* der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie, das VI möglichst intuitiv bedienen kann. Die Anforderungen zu den Grundfunktionen des VI waren: (1) Verbindungstest zur I2C-Kommunikation zwischen Hardware und der Programmierumgebung LabVIEW, (2) Signalaufnahme mit Signal- und Parameterdarstellung sowie (3) Auswertung (Signal: Volumenstrom, Temperatur; Parameter: Beatmungsfrequenz, Atemzugvolumen), (4) Signalspeicherung im TDMS-Format

and program flow chart and implemented in the LabVIEW programming language. Finally, the measurement accuracy of the volume flow measurement was evaluated and the functionality of the software was tested.

Die **Programmplanung** wurde durch die Erstellung eines Zustandsdiagramms und eines Programmablaufplanes umgesetzt. Jedes Programm, so auch das VI, hat drei Hauptzustände (*Initialisierung, Ausführung, Abschluss*), welche ausgeführt werden müssen. Alle drei Hauptzustände und die vier Unterzustände zum Hauptzustand *Ausführung* des VI wurden im Zustandsdiagramm, siehe Abb. 1, erfasst. Die Unterzustände sind *Bereitschaft/ Standby, Verbunden/ Connected, Empfang-Anzeige-Analyse/ Receive-Show-Analyse* und *Empfang-Anzeige-Analyse-Aufzeichnung/Receive-Show-Analyse-Recording*.

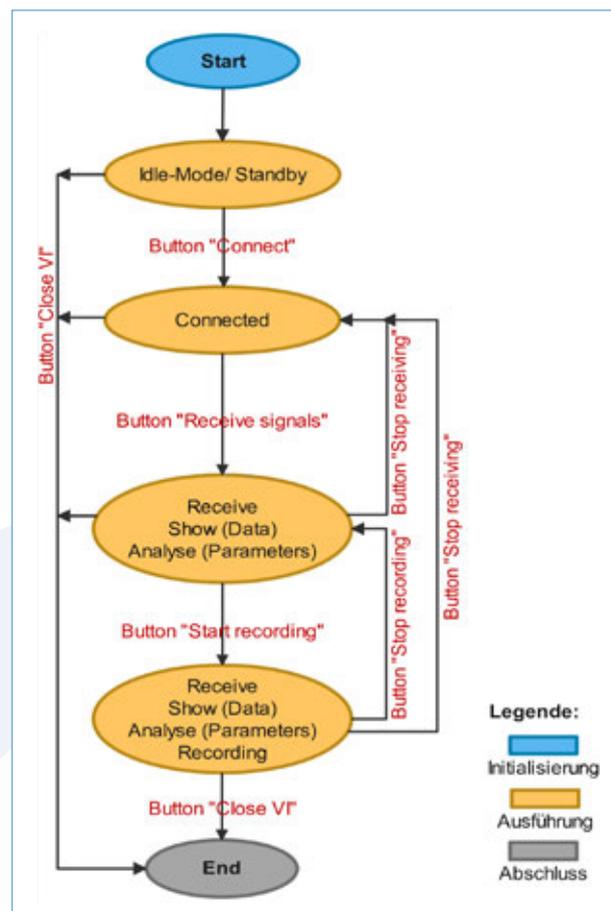


Abbildung 1: Zustandsdiagramm

Aus diesem Zustandsdiagramm und den Anforderungen an das Programm wurde ein detaillierter Programmablaufplan abgeleitet, welcher als Grundlage für die Programmimplementierung diente.

Die **Programmimplementierung** erfolgte in der grafischen Programmiersprache LabVIEW, indem zuallererst die grafische Benutzeroberfläche gestaltet wurde. Anschließend erfolgte die Programmierung des grafischen Quelltextes in zwei Stufen. Zuerst wurden zentrale bzw. wiederkehrende Quelltextelemente als SubVIs erstellt. Dies ist zu vergleichen mit dem Erstellen von Funktionen in textbasierten Programmiersprachen. Als zweites erfolgte die Implementierung des Hauptprogrammes bzw. Haupt-VI. [7], [8]

Die **Evaluierung der Messgenauigkeit** erfolgte mittels eines Versuchsaufbaus im Tieroperationssaal, siehe Abb. 2. Die Testreihen wurden im statischen, eingeschwungenen Zustand, d.h. am Ende

der Einatemphase eines Atemzyklus erhoben. Zur Einschätzung der Messgenauigkeit des Sensors über den möglichen FiO_2 -Bereich wurden die FiO_2 -Stufen 21%, 60% und 100% gewählt. An dem Beatmungsgerät *Dräger Infinity C500* sind folgende Einstellungen vorgenommen worden: Atemfrequenz von zehn Atemzügen pro Minute, positiver endexpiratorischer Druck von null, Inspirations-Expirations-Verhältnis von drei und den Beatmungsmodus VC-AC als volumenkontrollierter Beatmungsmodus. Diese Einstellungen wurden für alle Messreihen beibehalten. Zu jeder der drei FiO_2 -Stufen wurden die folgenden Flow- bzw. Volumenstromstufen in $\frac{\text{l}}{\text{min}}$ als Messreihe gewählt: 3, 5, 7, 9, 10, 20, 40, 60, 80, 100. Da es sich bei dem am Beatmungsgerät eingestellten Volumenstrom um einen Volumenstromsollwert handelt, wurden mindestens vier Beatmungszyklen mit dem programmierten VI als TDMS-Datei aufgezeichnet.



Abbildung 2: Versuchsaufbau im Tieroperationssaal – (1) Beatmungsgerät Dräger Infinity C500 mit Beatmungsschlauch, (2) Sensor Sensirion SFM3019 & USB-Modul National Instruments USB-8452, (3) Modellung von IngMar Medical, (4) PC mit VI für Sensor

Während der Evaluation konnten darüber hinaus auch die Funktionen des Programms erfolgreich getestet und bestätigt werden. Die zusätzlichen Funktionen sind Fehlerausgaben als *Pop-Up*, Hinweisanzeigen zur Bedienung als *Mouseover*-Funktion, die Auswahlmöglichkeit der Anzeige des Volumen-Zeit-Diagramms und des Volumenstrom-Zeit-Diagramms.

Als **Ergebnis** der Arbeit entstand das **Programm** bzw. VI mit grafischer Benutzeroberfläche (vgl. Abb. 3) sowie eine **Bedienungsanleitung** zum VI. Die ermittelte **Messungenauigkeit** bei der Volumenstrommessung von zwei Prozent liegen im Bereich der vom Hersteller angegebenen typischen Messungenauigkeit.

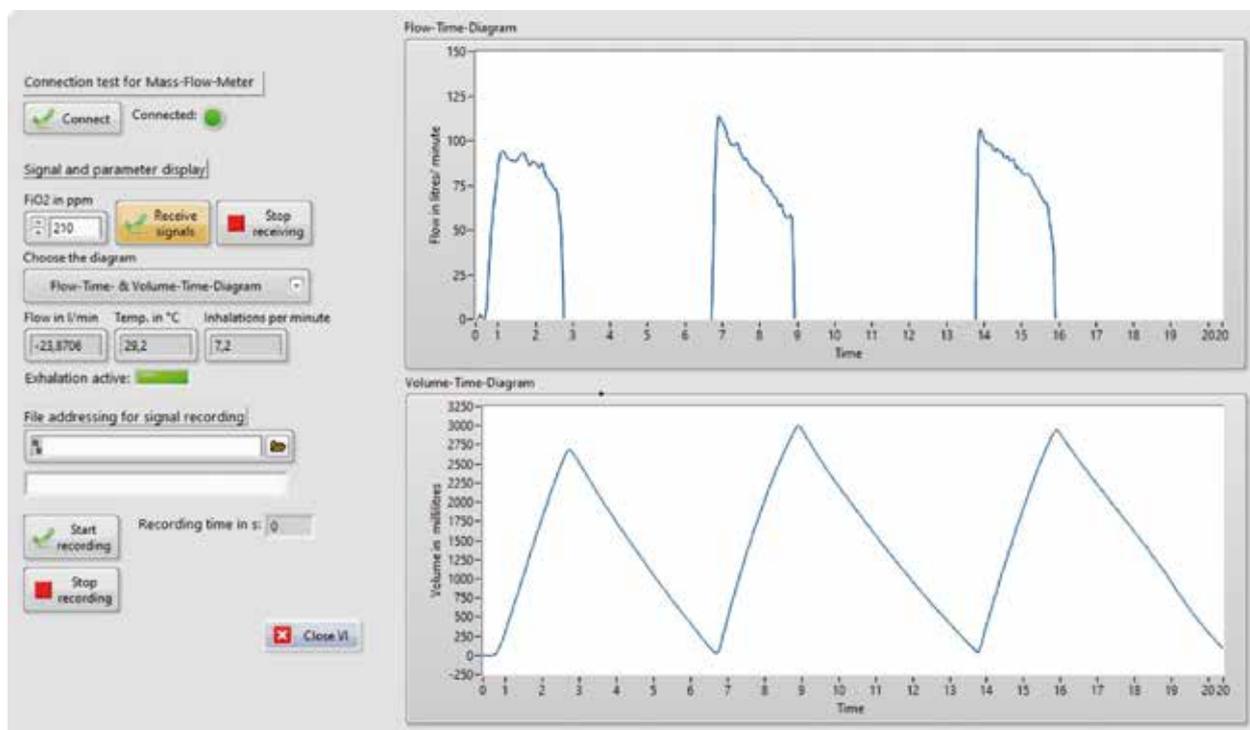


Abbildung 3: Grafische Benutzeroberfläche des aktivierten VI (rote Markierungen zur Veranschaulichung) – (1) Verbindungstest, (2) Signal- und Parameteranzeige, (3) Signalaufzeichnung – Speicherung im TDMS-Format [9]

Anwendung findet das VI bei der invasiven maschinellen Beatmung von Tieren während tierexperimenteller Versuche der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und Intensivtherapie am Universitätsklinikum Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden.

Der **Nutzen** dieser Arbeit ist die Möglichkeit zur tubusnahen Messung des Volumenstroms. So lässt sich ein Volumenstrom im Respiratorischen System ermitteln, welcher näher am tatsächlichen Volumenstrom der oberen Atemwege liegt und damit die Grundlage für die nicht lineare Modellierung der Lungenmechanik bildet.

Literatur (Auswahl)

- [1] NIVUS GmbH, „Durchflussmessung Ultraschall-Laufzeitdifferenz | Nivus“, Nivus. Zugegriffen: 19. Juni 2023. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.nivus.de/de/services/wissen/know-how/durchflussmessung/durchflussmessung-ultraschall-laufzeitdifferenz>
- [2] Schmidt Mess- und Regeltechnik, „Schwebekörper Durchflussmesser / Durchflusswächter | Schmidt Mess- und Regeltechnik“. Zugegriffen: 19. Juni 2023. [Online]. Verfügbar unter: <https://schmidt-messtechnik.de/de/schwebekoerper-durchflussmesser-durchflusswaechter-0>
- [3] D. Träutlein, „Gasfluss-Sensorik: Patienten exakt beatmet - Teil 2“, MedicalDesign. Zugegriffen: 21. Juni 2023. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.medical-design.news/messtechnik-sensorik/patienten-exakt-beatmet.113082/seite-2.html>
- [4] C. Weber, „Konzept, Modellierung und Herstellung der Einhausung eines tubusnahen Atemvolumenstromsensors für den tierexperimentellen Einsatz“, Feb. 2023.
- [5] National Instruments, „NI-845x Hardware and Driver Software Manual -NI“. August 2013. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.ni.com/docs/de-DE/bundle/ni-845x-hw-dsw-getting-started/resource/371746e.pdf>
- [6] W. Platzer, H. Leonhardt, und W. Kahle, Taschenatlas der Anatomie 2. Innere Organe. Stuttgart: Thieme, 2003.
- [7] C. Meiwald und M. von der Crone, LabVIEW für dummies, 1. Auflage Weinheim, Deutschland: Wiley-VCH GmbH, 2022.
- [8] R. Huhle, P. Spieth, A. Güldner, T. Koch, und M. Gama de Abreu, „A new adaptive controller for volume-controlled mechanical ventilation in small animals: Experimental Lung Research: Vol 40, No 4“, Taylor and Francis Online. Zugegriffen: 15. August 2023. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/01902148.2014.900156>
- [9] National Instruments Inc., „LabVIEW 2020“. in Full Development System.