

Bachelorthesis

Zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Engineering

Thema: Softwareerstellung und Inbetriebnahme eines Tauchsimulators nach Umbau



Hochschule für Angewandte
Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Betreut von der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg durch:

Erstprüfer: Prof. Dr.-Ing. Stefan Wiesemann

Dräger

Betreut von der Dräger Safety AG & CO. KGaA durch:

Zweitprüfer: Dipl.-Ing. Dirk Feil

Vorgelegt am 20.06.2011

durch

Kay Berger

aus Rostock

Zusammenfassung

Ein wesentlicher Bestandteil der Neuentwicklung von Tauchgeräten ist deren ausführliche Erprobung. Es wird geprüft, ob das Gerät innerhalb der vorgegebenen Einsatzspezifikationen zuverlässig arbeitet. Letztlich hängt das Leben eines Tauchers auch von einem funktionierenden Tauchgerät ab. Mittlerweile werden schon in der Entwicklung viele Funktionen rechnergestützt simuliert und die gewonnenen Erkenntnisse in der Konstruktion umgesetzt. Ein ausführlicher Praxistest ist aber auch heutzutage immer noch notwendig. Bevor das Tauchgerät von einem Erprobungstaucher ausführlich getestet werden kann, muss es in einem Tauchsimulator alle Anforderungen der entsprechenden Normen erfüllen.

Als Tauchsimulator diente im Rahmen dieser Bachelorthesis eine Druckkammer, mit deren Hilfe man die Umweltbedingungen eines Tauchgangs erzeugen kann. Hierzu gehören der erhöhte Umgebungsdruck, eine Simulation der menschlichen Atmung und eine geeignete Erfassung und Auswertung der Messdaten. Für die Simulation des erhöhten Umgebungsdrucks während eines Tauchgangs wurde eine automatisierte Tiefensteuerung implementiert. Der vorhandene Steuerstand mit seinen Ein- und Auslassventilen kann nun über Relaiskarten mit dem PC angesteuert werden. So ist es möglich verschiedene Tauchtiefen anzufahren und stabil zu halten. Die Atmung des Geräteträgers wird durch die Verwendung einer künstlichen Lunge maschinell nachempfunden. Sie wird über den PC angesteuert und ist in der Lage verschiedene Atemformen zu simulieren. Um die Prüfungen rechnergestützt durchführen zu können, werden die Daten der Sensoren digital erfasst. Anschließend werden die Messdaten durch Filterung und Mittelwertbildung aufbereitet und visuell dargestellt. Die entsprechenden Kennwerte werden über diverse Rechenoperationen ermittelt und anschließend über das Messprotokoll ausgegeben.

Die neue Bediensoftware zur Messung von Tauchgeräten in einem automatisierten Tauchsimulator wurde in LabVIEW erstellt. Hierbei handelt es sich nicht um ein Novum, sondern um die Anpassung an den aktuellen Stand der Technik. Mit der entwickelten Software ist es möglich autonome Tauchgeräte nach den Anforderungen der aktuellen Normen zu überprüfen. Dabei handelt es sich im Einzelnen um die

- Ermittlung der dynamischen Leistungsfähigkeit nach DIN EN 250
- Ermittlung der Kaltwassertauglichkeit nach DIN EN 250
- Ermittlung der Leistungsfähigkeit nach DIN EN 14143
- Ermittlung der Kalkstandzeit nach DIN EN 14143.

Für die einfache und intuitive Bedienung der Software wurde eine übersichtlich strukturierte Benutzeroberfläche erzeugt. Es können die Aktoren gesteuert und die erfassten Messwerte auf dem Bildschirm des PCs dargestellt werden. Die entwickelte Oberfläche bietet noch diverse Möglichkeiten der Darstellung weiterer Steuerungselemente und Registerkarten für neue Prüfungen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	VIII
Abbildungsverzeichnis	IX
1 Einleitung	1
1.1 Firma Drägerwerk AG	1
1.2 Tauchen und Tauchgeräte	1
1.2.1 Offene Tauchsysteme	3
1.2.2 Kreislauf-Tauchgeräte	5
1.3 Ziel der Arbeit	6
2 Grundlagen	7
2.1 Physikalische Grundlagen	7
2.2 Menschliche Atmung	9
2.3 Atemsimulation	10
2.4 Kennwerte der Atmung	11
2.5 Prüfungen an Tauchgeräten	13
2.5.1 Autonome Leichttauchgeräte nach DIN EN 250	14
2.5.1.1 Dynamische Leistungsfähigkeit	14
2.5.1.2 Kaltwassertauglichkeit	15
2.5.2 Autonome Regenerationstauchgeräte nach DIN EN 14143	15
2.5.2.1 Atemleistung	15
2.5.2.2 Kalkstandzeit	16
3 Aufbau des Prüfstandes	17
3.1 Druckkammer	17
3.2 Messaufbau	19
3.3 Verwendete Geräte	20
4 Entwicklung der Prüfstandsoftware	26
4.1 Lastenheft	26
4.2 LabVIEW	27

4.3	Programmierung der Einzelkomponenten.....	28
4.3.1	Aktorensteuerung.....	30
4.3.1.1	Tiefensteuerung	30
4.3.1.2	Steuerung der künstliche Lunge.....	34
4.3.1.3	Steuerung Mass Flow	39
4.3.2	Signalverarbeitung der Sensoren	41
4.3.2.1	Kalibrierung und Skalierung	41
4.3.2.2	Thermoelemente.....	41
4.3.2.3	Sensoren.....	44
4.3.3	Online Werte	48
4.3.4	Datenaufzeichnung und Berechnung.....	51
4.3.4.1	Dynamische Leistungsfähigkeit	51
4.3.4.2	Kalkstandzeit	59
4.3.5	Erstellung der Prüfprotokolle.....	62
4.4	Grafische Bedienoberfläche	69
5	Validierung des Prüfstandes.....	70
5.1	Verifizierung	70
5.2	DIN EN 250 – Autonome Leichttauchgeräte mit Druckluft.....	72
5.2.1	Dynamische Leistungsfähigkeit	72
5.2.2	Kaltwassertauglichkeit.....	72
5.3	DIN EN 14143 – Autonome Regenerationstauchgeräte.....	73
5.3.1	Atemleistung	73
5.3.2	Kalkstandzeit	73
6	Zusammenfassung und Ausblick	75
7	Anhang.....	77
7.1	Bedienungsanleitung.....	77
7.1.1	Software starten.....	77
7.1.2	Beschreibung der Bedienoberfläche	78
7.1.3	Bedienung der Druckkammer	79
7.1.4	Bedienung der Lupas 4	80
7.1.5	Messung Vorbereiten	82
7.1.6	Online Werte	84
7.1.7	Ermittlung der Atemarbeit	88
7.1.8	Kalkstandzeitmessung	89
7.1.9	Messdaten	90

7.2	Messprotokolle.....	92
7.2.1	Kalibrierdüse nach EN 250.....	92
7.2.2	Kalibrierdüse nach EN 14143.....	97
7.2.3	Atemwiderstand nach EN 250.....	102
7.2.4	Atemwiderstand nach EN 14143.....	107
7.2.5	Kalkstandzeit	112
7.3	VIs.....	115
7.3.1	Hauptschleife.....	115
7.3.2	Hilfsschleifen	116
8	Literaturverzeichnis.....	117

Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
a	Bechleunigung
A _{AT}	maximal zulässige Atemarbeit nach DIN EN 14143
AMV	Atemminutenvolumen
ATP	A mbient T emperature and P ressure saturatet with water vapor
BTPS	B ody T emperature ambient baromitic P ressure and S aturatet with water vapor
C	Kohlenstoff
CO ₂	Kohlendioxid
CPU	Central Processor Unit
DAQ	D ata A cquistion
DIN	D eutsches Institut für N ormung
EN	E uropäische N orm
EPAD BASE	Feldbuskonverter der Firma Dewetron
EPAD TH8	Analog Digital Wandler der Firma Dewetron
exh	exhalation
F	Kraft
inh	inhalation
ISO	I nternational O rganization for S tandardization
LabVIEW	L aboratory V irtual Instrumentation E ngineering W orkbench
LED	L eucht E mitter D iode
m	Masse
MAX	Measurement and Automation Explorer
NC	N ormaly C losed
NI	N ational I nstruments
NUDAM	N etwork U nique Adress D ata A cquisition & Control M odules
O ₂	Sauerstoff
p	Druck
p _{abs}	Absoluter Druck
p _{DD}	Differenzdruck
p _{gesamt}	Gesamtdruck
p _{HD}	Hochdruck
p _{Kammer}	Kammerdruck
p _{MD}	Mitteldruck
p _n	Partialdruck eines Gases n
PC	P ersonal C omputer
PDF	P ortable D ocument F ormat
PTG	Presslufttauchgerät
pV-Diagramm	Druck-Volumendiagramm
RS 232	R ecommended S tandard 232
RS 485	R ecommended S tandard 485
SCUBA	S elf C ontained U nderwater B reathing A pparatus
SubVI	S ub V irtual I nstrument
T _{aus}	Temperatur der Ausatemluft

T_{ein}	Temperatur der Einatemluft
T_{LB}	Temperatur des Luftbefeuchters
T_{Lunge}	Temperatur der künstlichen Lunge
T_{Wasser}	Temperatur im Wasserbecken
TG	T auchgerät
TÜV	T echnischer Ü berwachungs- V erein
USB	U niversal S erial B us
VI	V irtual I nstrument
VISA	V irtual I nstrument S oftware A rchitecture
X_n	Volumenanteil eines Gases n

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Partialdrücke der Luft bei unterschiedlichen Umgebungsdrücken	8
Tabelle 2: Zusammensetzung Atemluft.....	10
Tabelle 3: Zusammensetzung Ausatemluft Vergleich	11
Tabelle 4: Kanalbeschreibung "alle aktuellen Messdaten"	47
Tabelle 5: Auswertung Verifizierung mit Kalibriedüse	70
Tabelle 6: Messdaten Atemarbeit Dräger Shark	72
Tabelle 7: Messdaten Atemarbeit Dräger Ray	73
Tabelle 8: Array "erfasste Messdaten"	91

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Zweischlauchautomat der Firma Dräger.....	2
Abbildung 1.2: Einteilung der Tauchgeräte.....	3
Abbildung 1.3: zweistufiger Druckminderer „Shark“ der Firma Dräger.....	4
Abbildung 1.4: Pneumatisches Ersatzschaltbild offenes Tauchsystem.....	4
Abbildung 1.5: Pneumatisches Ersatzschaltbild Kreislauf-Tauchgerät allgemein.....	5
Abbildung 2.1: pV-Diagramm Atemzyklus(10).....	12
Abbildung 2.2: pV-Diagramm Atemarbeit (10).....	13
Abbildung 2.3: Analyse des Druck-Volumen-Diagramms.....	16
Abbildung 3.1: Druckkammer.....	17
Abbildung 3.2: Übersicht Durchführungen Druckkammer.....	18
Abbildung 3.3: Schema grundlegender Prüfaufbau.....	19
Abbildung 3.4: RI-Schaltbild erweiterter Messaufbau.....	19
Abbildung 3.5: Lupas 4.....	20
Abbildung 3.6: Luftbefeuchter mit Wärmetauscher.....	20
Abbildung 3.7: Wasserbecken.....	21
Abbildung 3.8: Umwälzkühler.....	21
Abbildung 3.9: Druckmessumformer.....	21
Abbildung 3.10: Steuerstand Druckluft.....	22
Abbildung 3.11: NUDAM Relaissteuerung.....	22
Abbildung 3.12: EPAD TH8.....	23
Abbildung 3.13: Webcam.....	23
Abbildung 3.14: Mass Flow.....	24
Abbildung 3.15: Nadelventil.....	24
Abbildung 3.16: Normocap 200.....	24
Abbildung 3.17: Pressluftflasche.....	25
Abbildung 4.1: Blackbox der Prüfstandsoftware.....	26
Abbildung 4.2: Schleifenstruktur.....	28
Abbildung 4.3: LabVIEW - Hauptschleife.....	29
Abbildung 4.4: LabVIEW - Hilfsschleifen.....	30
Abbildung 4.5: RI-Schaltbild Tiefensteuerung.....	31
Abbildung 4.6: LabVIEW - Tiefensteuerung.....	32
Abbildung 4.7: LabVIEW - SubVI "VENTILE PID".....	32
Abbildung 4.8: LabVIEW - SubVI "VENTILE".....	33
Abbildung 4.9: RI-Schaltbild Lungensteuerung.....	34
Abbildung 4.10: LabVIEW - Lungensteuerung.....	35
Abbildung 4.11: LabVIEW - Fälle Ereignisstruktur Lungensteuerung.....	36
Abbildung 4.12: LabVIEW - Lungensteuerung (Auszug „Auswertung“).....	38
Abbildung 4.13: LabVIEW – SubVI LUPAS STATUS.....	38
Abbildung 4.14: RI-Schaltbild Mass Flow.....	40
Abbildung 4.15: LabVIEW - Steuerung Mass Flow.....	40

Abbildung 4.16: RI-Schalbild Temperaturmessung	41
Abbildung 4.17: LabVIEW - Temperaturerfassung	42
Abbildung 4.18: LabVIEW – SubVI „EPAD READ“	43
Abbildung 4.19: RI-Schalbild Sensoren	44
Abbildung 4.20: LabVIEW - Datenerfassung und Aufbereitung (Auszug Hauptschleife)	45
Abbildung 4.21: LabVIEW – SubVI „Rohdatenaufbereitung“	46
Abbildung 4.22: LabVIEW - Ereignisstruktur Nullwerte ermitteln	47
Abbildung 4.23: LabVIEW - Online Werte	48
Abbildung 4.24: LabVIEW - SubVI „Faktor BTPS berechnen“	48
Abbildung 4.25: LabVIEW - SubVI Tauchtiefe.....	49
Abbildung 4.26: LabVIEW – SubVI „Atemarbeit Online“	50
Abbildung 4.27: LabVIEW – Atemarbeit (Ausschnitt Hauptschleife)	51
Abbildung 4.28: LabVIEW - SubVI Atemarbeit	52
Abbildung 4.29: LabVIEW – Auswertung (Ausschnitt SubVI „Atemarbeit“)	54
Abbildung 4.30: Schema Integration Atemloop nach DIN EN 14143.....	55
Abbildung 4.31: LabVIEW - SubVI Integration Atemarbeit 14143	56
Abbildung 4.32: Schema Integration Atemloop nach DIN EN 250.....	57
Abbildung 4.33: LabVIEW - SubVI Integration Atemarbeit 250	58
Abbildung 4.34: Schema Kalkstandzeit	59
Abbildung 4.35: LabVIEW - Ausschnitt Hauptschleife „Kalkstandzeit“	60
Abbildung 4.36: LabVIEW - SubVI Prüfung Kalkstandzeit.....	61
Abbildung 4.37: LabVIEW - Ausschnitt Protokolle	63
Abbildung 4.38: LabVIEW - SubVI Protokoll Kalkstandzeit.....	64
Abbildung 4.39: LabVIEW - SubVI Protokoll_Benutzterdatentabelle_erstellen	65
Abbildung 4.40: LabVIEW - SubVI Protokoll Kalkstandzeit Tabelle Messdaten	65
Abbildung 4.41: LabVIEW - Protokoll Atemarbeit.....	66
Abbildung 4.42: LabVIEW - SubVI Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN250.....	67
Abbildung 4.43: LabVIEW - SubVI Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN14143.....	68
Abbildung 4.44: LabVIEW - Frontpanel	69
Abbildung 5.1: Graph der Messung Val-Ray-14	74
Abbildung 7.1: LabVIEW - Frontpanel	78
Abbildung 7.2: LabVIEW - Frontpanel - Ausschnitt Bedienung Druckkammer	79
Abbildung 7.3: LabVIEW - Frontpanel - Ausschnitt Bedienung Lupas 4.....	80
Abbildung 7.4: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Messung Vorbereiten“	82
Abbildung 7.5: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Temperaturen“.....	84
Abbildung 7.6: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Drücke“	85
Abbildung 7.7: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Atemloop“	86
Abbildung 7.8: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte/ Kammerdruck“	87
Abbildung 7.9: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Atemarbeit“	88
Abbildung 7.10: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Kalkstandzeit“	89
Abbildung 7.11: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Messdaten“	90
Abbildung 7.12: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-1.....	92
Abbildung 7.13: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-2.....	93
Abbildung 7.14: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-3.....	94
Abbildung 7.15: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-4.....	95
Abbildung 7.16: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-5.....	96

Abbildung 7.17: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-1.....	97
Abbildung 7.18: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-2.....	98
Abbildung 7.19: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-3.....	99
Abbildung 7.20: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-4.....	100
Abbildung 7.21: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-5.....	101
Abbildung 7.22: Protokoll Val-Shark-EN250-15	102
Abbildung 7.23: Protokoll Val-Shark-EN250-16	103
Abbildung 7.24: Protokoll Val-Shark-EN250-17	104
Abbildung 7.25: Protokoll Val-Shark-EN250-18	105
Abbildung 7.26: Protokoll Val-Shark-EN250-19	106
Abbildung 7.27: Protokoll Val-Ray-EN14143-10.....	107
Abbildung 7.28: Protokoll Val-Ray-EN14143-11.....	108
Abbildung 7.29: Protokoll Val-Ray-EN14143-12.....	109
Abbildung 7.30: Protokoll Val-Ray-EN14143-13.....	110
Abbildung 7.31: Protokoll Val-Ray-EN14143-14.....	111
Abbildung 7.32: Prüfprotokoll Val-Ray-12.....	112
Abbildung 7.33: Prüfprotokoll Val-Ray-13.....	113
Abbildung 7.34: Prüfprotokoll Val-Ray-14.....	114
Abbildung 7.35: LabVIEW - Haptschleife (ausklappbar).....	115
Abbildung 7.36: LabVIEW - Hilfsschleife (ausklappbar)	116

1 Einleitung

1.1 Firma Drägerwerk AG

Das in der fünften Generation geführte Familienunternehmen Dräger wurde 1889 in Lübeck gegründet(1). Die Erfolgsgeschichte begann mit dem 1889 entwickelten Lubeca-Ventil. Mit diesem Ventil war es erstmals möglich Kohlendioxid aus Hochdruckflaschen geregelt und gefahrlos mit niedrigem Druck zu entnehmen. Damit war Dräger in der Lage eine Bierzapfanlage zu produzieren, die eine definierte Menge Kohlendioxid in das Bier injizierte. Das junge Unternehmen erkannte anschließend sehr schnell das Potenzial des geregelten Druckminderers und beschäftigte sich intensiv mit Anwendungen für komprimierten Sauerstoff. Daraus entstanden anschließend erste Atemschutzgeräte für Bergleute. Später wurden die Atemschutzgeräte weiterentwickelt und mit Hilfe von Atemkalk konnte nun das Kohlendioxid aus der Ausatemluft gefiltert und gebunden werden. Somit war es nun möglich die Ausatemluft aufzubereiten und wiederzuverwenden. Das gleiche Prinzip wurde auch für U-Boot-Retter und für Tauchsysteme eingesetzt. Aber auch in der Medizintechnik machte sich Dräger im Laufe der Zeit einen Namen. In dieser Sparte entwickelte Dräger 1910 den ersten Narkoseapparat, der eine kontrollierte Narkose durch präzise Gaszuführung ermöglichte. Die Entwicklung bei Dräger beschäftigte sich hauptsächlich mit der Atmung und wie man diese durch Hilfsmittel unterstützen, beschützen und künstlich aufrecht erhalten kann. Zurzeit beschäftigt das Unternehmen rund 11.000 Mitarbeiter in über 190 Ländern. In den beiden Unternehmensschwerpunkten, Medizin und Sicherheitstechnik, gilt die Leitidee „Technik für das Leben“. Schützen, unterstützen und Leben retten hat sich Dräger zur Aufgabe gemacht. Bei vielen der im Sortiment befindlichen Produkte ist Dräger nach eigener Angabe Marktführer. Die Medizintechnik bietet unter anderem Beatmungsgeräte, Anästhesiearbeitsplätze, Gasmanagementsysteme, sowie vieles für die medizinische Versorgung von neugeborenen Kindern an. In dem Bereich Sicherheitstechnik, in dem diese Arbeit entstand, werden viele Produkte zum Beispiel für die Industrie, den Bergbau, die Polizei, die Feuerwehr und das Militär angeboten.

1.2 Tauchen und Tauchgeräte

Die Geschichte des Tauchens beginnt schon ca. 4500 v. Chr. mit den Perlentauchern in Ostasien. Damals wurde ohne technische Hilfsmittel getaucht. Die Dauer des Tauchgangs wurde allein durch die Kondition des Tauchers bestimmt. Diese Art des Tauchens wird heute auch noch praktiziert und ist unter dem Namen Apnoetauchen bekannt. Natürlich werden heutzutage Hilfsmittel wie z.B. Maske, Flossen und Neoprenanzüge verwendet. Allerdings verzichtet der Apnoetaucher gänzlich auf eine Unterstützung der Atmung. Im 15. Jahrhundert revolutionierte Leonardo da Vinci (2) mit seinen technischen Entwicklungen das Tauchen. Zum einen konstruierte er einen Tauchhelm mit Sichtfenster, welcher durch einen Schlauch mit der Oberfläche verbunden werden konnte. Er schuf somit die Möglichkeit den Taucher mit Luft zu versorgen. Zum anderen entwarf er eine Art Luftkanister, den sich der Taucher vor die Brust schnallte. Dieser war mit einer Maske verbunden, die einen Teil des

Gesichtes bedeckte. Da Vinci eröffnete damit die Möglichkeit für einen längeren Aufenthalt unter Wasser. Gleichzeitig schuf er mit seinen beiden Erfindungen die erste Ebene der grundlegenden Einteilung für Tauchgeräte nach ihrer Funktion. Sie ist bis heute gültig.

Den nächsten revolutionären Sprung in der Entwicklung der Tauchtechnik gab es 1943 durch Jacques Cousteau(3). Er entwickelte mit einem Team von Wissenschaftlern den von Hans Hass(4) vorgedachten Lungenautomat weiter. Das Ergebnis der Arbeit war ein einstufiger Lungenautomat mit 2 Schläuchen, die Aqualunge. In Abbildung 1.1 ist ein Lungenautomat mit diesem Funktionsprinzip der Firma Dräger dargestellt.



Abbildung 1.1: Zweischlauchautomat der Firma Dräger

Das Funktionsprinzip des Zweischlauchautomaten ist recht simpel. Der Taucher trägt eine Pressluftflasche auf dem Rücken, an der der Druckminderer angeschraubt ist. Der Hochdruck der Speicherflasche wird im Druckminderer (silberne Dose) direkt auf den herrschenden Umgebungsdruck reduziert. An den Druckminderer sind der Ein- und der Ausatemschlauch befestigt. In den Schläuchen sind Richtungsventile integriert, die die Richtung des Luftstroms vorgeben. Durch Saugen am Mundstück erzeugt der Taucher einen Unterdruck im Einatemschlauch und öffnet dadurch ein Ventil im Druckminderer. Nun strömt das Atemgas in die Lunge des Tauchers. Sobald sich der Druck im Mundstück erhöht, schließt das Ventil wieder und der Luftstrom wird unterbrochen. Beim Ausatmen wird die Luft durch den Ausatemschlauch in den Druckminderer zurückgeführt und direkt an die Umgebung abgegeben. Durch dieses Prinzip entstehen keine Luftblasen im Sichtbereich des Tauchers, weshalb diese Art des Lungenautomaten sehr lange von Unterwasserfotografen benutzt wurde. Ein großer Nachteil dieses Systems ist die räumliche Trennung des Druckminderers und dem Mund des Tauchers. Dadurch kann in Abhängigkeit von der Tauchlage der Niederdruck des Lungenautomaten minimal vom Umgebungsdruck des Mundes abweichen. Wenn der Lungenautomat höher im Wasser liegt als der Mund, dann entsteht im Mundstück ein Überdruck. Dies ist bei der Schwimmlage mit dem Gesicht nach unten der Fall. Der Druckminderer befindet sich auf dem Rücken des Tauchers und liegt daher ca. 20 cm höher im Wasser als der Mund. Das hat einen permanenten Unterdruck von 20 mbar zur Folge. Diesen muss der Taucher beim Einatmen überwinden, bevor er Luft aus dem System bekommt. Die Folge ist eine stark erschwerte Atmung. Ist der Taucher in Rückenlage verhält es sich genau umgedreht. Der Druckminderer liegt dann ca. 20 cm tiefer im Wasser und erzeugt 20 mbar Überdruck. Aus diesem Grund wird der Zweischlauchautomat heute kaum noch verwendet.

Mit dieser Konstruktion hat Jacques Cousteau das erste autonome Tauchgerät geschaffen, welches in Massenproduktion hergestellt werden konnte.

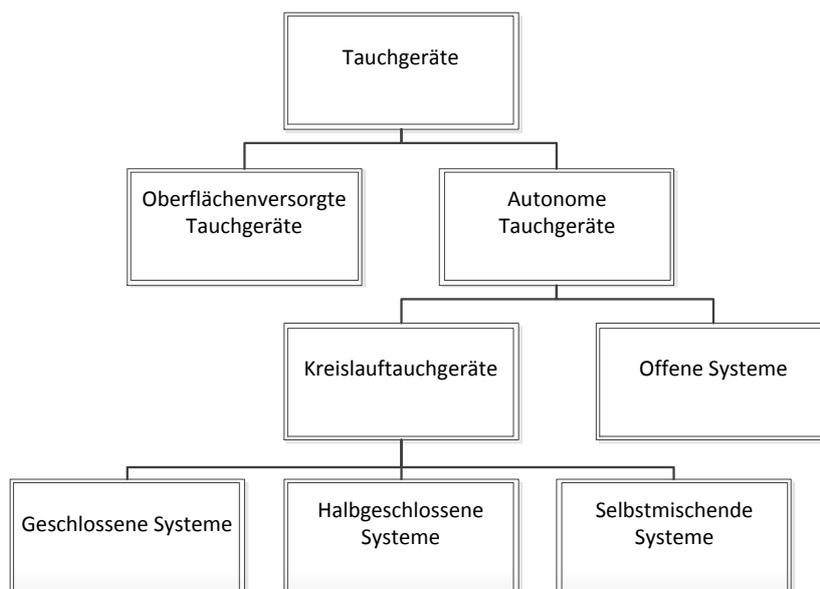


Abbildung 1.2: Einteilung der Tauchgeräte

In Abbildung 1.2 werden die Tauchgeräte nach ihrem Funktionsprinzip unterschieden. Der Hauptunterschied zwischen autonomen und oberflächenversorgten Tauchgeräten ist die Art der Atemgaszuführung. Wie der Name schon sagt, wird ein oberflächenversorgtes Tauchgerät durch Atemgas-schläuche von der Wasseroberfläche aus versorgt. Das geschieht zum Beispiel durch ein Versorgungsschiff, welches dem Taucher als Basis dient. Es gibt dem nach kaum eine Begrenzung für den Atemgasvorrat des Tauchers. Allerdings ist er an die Versorgungsschläuche gebunden und hat dadurch einen begrenzten Bewegungsradius. Außerdem muss eine Beschädigung dieser Schläuche wirksam verhindert werden. Diesen Nachteil haben die autonomen Tauchgeräte nicht, da der Taucher seinen Atemgasvorrat meist auf dem Rücken selbst mitführt und keine Versorgungsschläuche benötigt. Dafür ist bei dieser Variante des Tauchens der Gasvorrat und somit die Dauer den Tauchgangs begrenzt.

1.2.1 Offene Tauchsysteme

Das offene Tauchsystem wird auch als SCUBA (**S**elf **C**ontained **U**nderwater **B**reathing **A**pparatus: engl., das Unterwasseratemgerät) bezeichnet. Die Merkmale eines aktuellen offenen Tauchsystems sind die Pressluftflasche und ein zweistufiger Lungenautomat [Abbildung 1.3] mit einem Schlauch. Die Pressluftflasche hat einen Betriebsdruck von 200 oder 300 bar und ein Volumen zwischen 4 und 20 Litern. Kombinationen aus mehreren Pressluftflaschen sind auch möglich. Sie werden Flaschenpakete genannt. Dabei sind Doppelflaschen, also zwei gleichgroße Flaschen die miteinander verbunden sind, am häufigsten anzutreffen. Von diesem mitgeführten Atemgasvorrat ist der Taucher abhängig, da er keine Atemgasverbindung zur Oberfläche hat. Dadurch ist der Atemgasvorrat der begrenzende Faktor für die Dauer des Tauchgangs.



Abbildung 1.3: zweistufiger Druckminderer „Shark“ der Firma Dräger

Der Lungenautomat hat die Aufgabe den unter hohem Druck stehenden Atemgasvorrat auf Umgebungsdruck zu reduzieren und dem Taucher dadurch die Atmung zu ermöglichen. Dazu wird das Gas über zwei in Reihe geschaltete Druckminderer entspannt. Die erste Stufe ist direkt mit der Pressluftflasche verschraubt und reduziert den Hochdruck auf den Mitteldruck. Dieser liegt bei den meisten Herstellern bei ca. 10 bar über dem Umgebungsdruck. An der ersten Stufe ist über einen Schlauch die zweite Stufe angeschlossen. Sie reduziert den Mitteldruck auf den Niederdruck, der dem Umgebungsdruck entspricht. Die zweite Stufe ist entweder durch eine Vollgesichtsmaske oder durch ein Mundstück mit dem Mund des Tauchers verbunden. Der Lungenautomat ist im normalen Betriebszustand geschlossen und liefert selbstständig keine Luft. Erst wenn der Taucher versucht durch die zweite Stufe einzusatmen wird in ihr ein Unterdruck erzeugt, wodurch sich das Einatemventil öffnet. Somit ist die Luftzufuhr freigegeben und es strömt Luft in die Lunge des Tauchers. Sobald der Taucher seinen Einatemzug beendet hat entsteht durch das nachströmende Gas ein geringer Überdruck und das Ventil schließt wieder. Beim Ausatmen wird über eine Membran in der zweiten Stufe die Ausatemluft an das umgebende Wasser abgegeben.

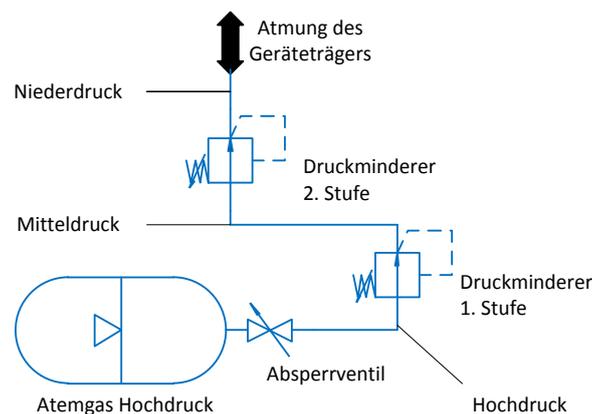


Abbildung 1.4: Pneumatisches Ersatzschaltbild offenes Tauchsystem

Vorteile des offenen Systems sind der einfache Aufbau und die günstigen Anschaffungs- und Betriebskosten. Der größte Nachteil dieses Systems ist die Abgabe der ausgeatmeten Luft an die Umwelt. Es wurde nur ca. 1/5 des vorhandenen Sauerstoffs in Kohlendioxid umgewandelt. Außerdem wurde die Luft vom Körper erwärmt und befeuchtet. Dadurch verliert der Taucher während seines Tauchgangs sehr viel Wärme und Flüssigkeit.

1.2.2 Kreislauftauchgeräte

Im Gegensatz zu offenen Tauchsyste­men wird bei Kreislauftauchgeräten die Ausatemluft nicht an die Umwelt abgegeben, sondern aufgefangen und wieder aufbereitet. Dies setzt einen völlig anderen Aufbau des Tauchgerätes voraus. Im Allgemeinen besteht ein Kreislauftauchgerät aus einer Druckflasche, einem Druckminderer, einer Dosierung, einer Gegenlunge, einem Absorber, einem Überdruckventil und den Richtungsventilen. Dieser Aufbau ist in Abbildung 1.5 als Schema dargestellt. Der Taucher atmet in einen Kreislauf (rot dargestellt). Beim Einatmen saugt er die Luft aus der Gegenlunge und durch das Einatemventil in seine eigene Lunge. Die Gegenlunge ist ein Ausgleichsgefäß für den Atemkreis. Sie besteht aus einem flexiblen Kunststoffbeutel und nimmt das Atemgas auf wenn es nicht in der Lunge des Tauchers ist. Wird die eingeatmete Luft vom Taucher wieder ausgeatmet, strömt sie durch das Ausatemventil in den Absorber und anschließend wieder in die Gegenlunge. Somit kann die gleiche Luft immer wieder geatmet werden. Das Problem daran ist, dass der Sauerstoffgehalt der Luft langsam abnimmt und der Kohlendioxidgehalt ansteigt. Dies liegt daran, dass der Körper zur Energiegewinnung Sauerstoff in Kohlendioxid umwandelt. Um die Kreislaufatmung aufrecht zu erhalten, ist es erforderlich die ausgeatmete Luft aufbereiten. Die Entfernung des Kohlendioxids der Ausatemluft übernimmt der Absorber. In ihm befindet sich Atemkalk, welcher das Kohlendioxid chemisch bindet. Für die Ergänzung des verbrauchten Sauerstoffs gibt es verschiedene Möglichkeiten was eine weitere Unterteilung der Kreislauftauchgeräte zur Folge hat. Allgemein gilt dabei, dass der verbrauchte Sauerstoff aus einer Hochdruckflasche mit angeschlossenem Druckminderer ergänzt wird. Die Unterschiede liegen in dem mitgeführten Atemgas z.B. 100% Sauerstoff oder mit Sauerstoff angereicherte Pressluft und in der Art der Zuführung des Gases. Dabei kann das Gas entweder permanent mit einem definierten Volumenstrom zufließen oder es wird geregelt dosiert. Alle Regenerationstauchgeräte haben ein Überdruckventil, das einen Anstieg des Drucks im Atemkreislauf verhindert.

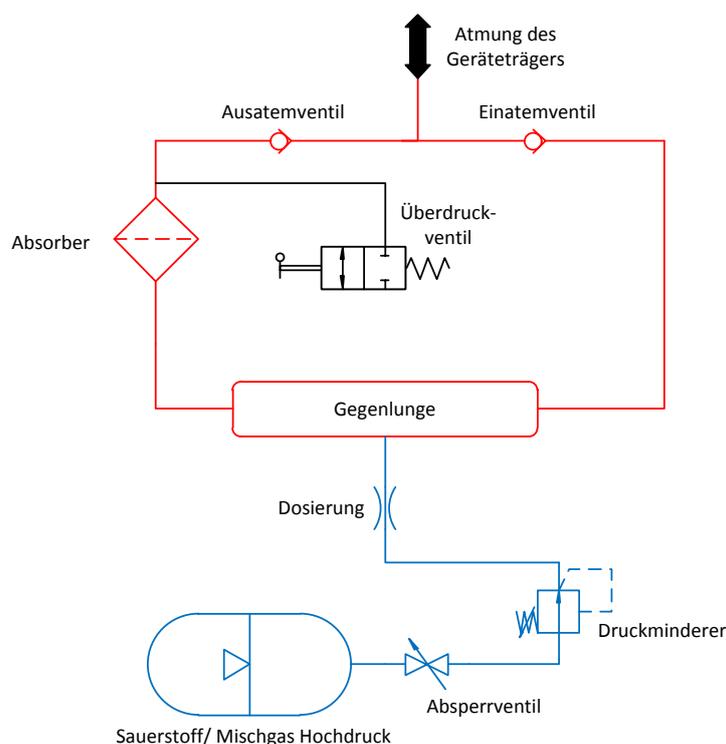


Abbildung 1.5: Pneumatisches Ersatzschaltbild Kreislauftauchgerät allgemein

1.3 Ziel der Arbeit

Als Tauchgeräteentwickler und -hersteller muss die Firma Dräger in der Lage sein, diese nach dem aktuellen Stand der Technik zu prüfen um ihre Funktion zu gewährleisten. Dafür werden verschiedene Prüfstände und Prüfverfahren benötigt. In der DIN EN 250 und DIN EN 14143 sind einige der aktuellen Anforderungen an Tauchgeräte definiert. Manche dieser Prüfungen erfordern den gleichen erhöhten Umgebungsdruck wie beim Tauchen. Aus diesem Grund werden in einer Druckkammer die Umweltbedingungen erzeugt, die einem realen Tauchgang entsprechen. Somit kann das Tauchgerät an der Oberfläche unter kontrollierten und reproduzierbaren Umweltbedingungen gemessen werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wird eine Software für die Bedienung des Prüfstandes und Auswertung der Messergebnisse erstellt. Dabei soll dem Bediener der Druckkammer ein Werkzeug bereitgestellt werden, um möglichst automatisiert, nachweisbar und komfortabel die folgenden Prüfungen durchführen zu können.

- Ermittlung der Atemarbeit gemäß DIN EN 250
- Ermittlung der Kaltwassertauglichkeit gemäß DIN EN 250
- Ermittlung der Atemarbeit gemäß DIN EN 14143
- Ermittlung der Kalkstandzeit gemäß DIN EN 14143

Die Software wurde in LabVIEW 2010 von National Instruments(5) programmiert. Es ist die neue Standardsoftware der Firma Dräger für Prüfstände. Die erstellte Software soll folgende Funktionen beherrschen:

- einfache und übersichtliche Bedienung des Prüfstandes
- Steuerung des Drucks innerhalb der Druckkammer
- Steuerung der künstlichen Lunge
- Auswertung der Sensoren
- grafische Aufbereitung der Messergebnisse
- Berechnung von Kennwerten
- Erstellung der Prüfprotokolle

Die Software soll dokumentiert und eine Anleitung für die Benutzung erstellt werden.

2 Grundlagen

Jeder Taucher begibt sich in eine Umgebung in der ein Mensch normalerweise nicht überleben kann. Um den Aufenthalt dennoch zu ermöglichen benutzt er ein Atemgerät. Im ersten Abschnitt wird auf die physikalischen Besonderheiten während des Tauchgangs eingegangen. Anschließend werden die menschliche Atmung und deren Simulation ausführlich erörtert. Des Weiteren folgt eine Darstellung der durchzuführenden Versuche um ein die Leistungsfähigkeit eines Tauchgerätes zu ermitteln.

2.1 Physikalische Grundlagen

Jeder Mensch ist dem Umgebungsdruck ausgesetzt. Auf der Erdoberfläche entsteht dieser durch die Luft in der Atmosphäre.

Der Druck ist definiert als Kraft pro Fläche.

$$p = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

$$[p] = 1Pa = 1 \frac{N}{m^2} = 10^{-5} \text{ bar}$$

Dabei ist die Kraft das Produkt aus Masse und Beschleunigung.

$$F = m \cdot a \quad (2.2)$$

$$[F] = 1 \text{ kg} \cdot 1 \frac{m}{s^2} = 1 \text{ N}$$

Die Entstehung des Luftdrucks kann man sich über folgendes Modell veranschaulichen. Man stellt sich eine Luftsäule mit einem Querschnitt A von einem Quadratmeter vor. Darin befindet sich eine bestimmte Menge Luft mit der Masse m . Sie wird von der Erdbeschleunigung g angezogen und besitzt damit eine Gewichtskraft F_G , vgl. Formel (2.2). Daraus resultiert gemäß Formel (2.1) der Luftdruck. Dieser liegt im Durchschnitt auf Meereshöhe (NN- Normalnull) bei 1023,25 mbar und wird als atmosphärischer Druck bezeichnet. Er ist von der Höhe und geringfügig vom Wetter abhängig. Durch eine Höhenzunahme von 5500 m halbiert sich der Luftdruck. Für das Tauchen wird der Luftdruck vereinfacht mit 1bar angenommen, solange das Gewässer auf einer Höhe unter 1500 m über NN liegt. Erst darüber wird der niedrigere Luftdruck berücksichtigt. Die Schwankungen durch das Wetter werden vernachlässigt.

Zusätzlich zum atmosphärischen Druck lastet auf einen Taucher auch der hydrostatische Druck. Er entsteht durch das Gewicht der Wassersäule die über dem Taucher steht. Dabei entspricht ein Abtauchen von 10 m einer Druckzunahme von 1 bar. Dies ist eine hinreichend genaue Näherung für die meisten Berechnungen beim Tauchen. Zudem hängt die Druckzunahme auch von der Art des Was-

sers ab. Da Salz- und Süßwasser unterschiedliche Dichten haben besitzen sie folglich auch unterschiedliche Massen.

Für den Taucher ist die Summe aus atmosphärischen und hydrostatischen Druck von Bedeutung. Dabei spricht man von dem absoluten Druck oder Umgebungsdruck. Bei einer Tauchtiefe von 40 m lasten auf dem Taucher 4 bar Wasserdruck und 1bar Luftdruck. Durch Addition der beiden Drücke erhält man einen Umgebungsdruck von 5 bar. Somit ergibt sich die Formel (2.3) für den absoluten Druck.

$$p_{abs} = \frac{\text{Tauchtiefe [m]}}{10 \frac{\text{m}}{\text{bar}}} + 1 \text{ bar} \quad (2.3)$$

Beim Tauchen ist nicht nur der Gesamtdruck, sondern auch der Teildruck der einzelnen Gase von Bedeutung. Das resultiert aus der physiologischen Wirkung der einzelnen Gase auf den menschlichen Körper in Abhängigkeit von seinem Teildruck.

Ein Gasgemisch, welches unter Druck steht, kann in seine Bestandteile zerlegt werden. Dabei trägt jeder Bestandteil in Abhängigkeit von seinem Volumenanteil zur Entstehung des Gesamtdrucks bei. Somit hat jeder Gasbestandteil einen Teildruck oder auch Partialdruck. Dieser Zusammenhang wird mit dem Gesetz von Dalton(6) in der Formel (2.4) beschrieben. Der Gesamtdruck eines Gasgemisches besteht aus der Summe der Teildrücke der einzelnen Gaskomponenten.

$$p_{gesamt} = \sum_{n=1}^k p_n \quad (2.4)$$

Der Partialdruck eines Gases in einem Gasgemisch lässt sich durch die Formel (2.5) berechnen. Dafür müssen der Volumenanteil X des gesuchten Gases und der Gesamtdruck p_{gesamt} des Gasgemisches bekannt sein. Der Partialdruck ist dabei direkt proportional zum Gesamtdruck.

$$p_n = X_n \cdot p_{gesamt} \quad (2.5)$$

In Tabelle 1 ist exemplarisch das Gasgemisch Luft in seine Hauptbestandteile zerlegt worden. Außerdem wurden die Partialdrücke der Einzelgase bei 1, 2 und 4 bar Gesamtdruck gemäß der Formel (2.5) ermittelt. Dabei erkennt man die Abhängigkeit des Partialdrucks von dem Gesamtdruck. Wird der Gesamtdruck der Luft verdoppelt, dann verdoppelt sich auch der jeweilige Partialdruck des Einzelgases.

Komponente n	Volumenanteil in %	Volumenanteil X_n	Partialdruck p_n [bar]	Partialdruck p_n [bar]	Partialdruck p_n [bar]
Luft	100	1	1	2	4
Stickstoff	78	0,78	0,78	1,56	3,12
Sauerstoff	21	0,21	0,21	0,42	0,84
Kohlendioxid	0,04	0,0004	0,0004	0,0008	0,0016
Edelgase	0,96	0,0096	0,0096	0,0192	0,0384

Tabelle 1: Partialdrücke der Luft bei unterschiedlichen Umgebungsdrücken

$$Tauchtiefe = (p_{abs}[bar] - 1bar) \cdot 10 \frac{m}{bar} \quad (2.6)$$

Der Partialdruck der Gase ist für den Taucher von besonderer Bedeutung, da von diesem die physiologische Wirkung auf den menschlichen Körper abhängt.

Der Sauerstoffpartialdruck liegt normalerweise bei 0,21 bar. Für den Menschen ist ein Bereich von 0,15 bis 1,6 bar vertretbar. Sinkt der Partialdruck des Sauerstoffs unter 0,15 bar ist die Sauerstoffversorgung gefährdet. Liegt er über 1,6 bar wirkt der Sauerstoff toxisch und es kann zur Schädigung des menschlichen Körpers kommen. Man spricht hier auch von einer Sauerstoffvergiftung. Die Grenze von 1,6 bar Sauerstoffpartialdruck ist nicht konstant. Je nach körperlicher Verfassung, Einwirkzeit und vor allem Gewöhnung an hohe Sauerstoffpartialdrücke kann der Wert von 1,6 bar auch erhöht werden. Er gilt jedoch als allgemeiner Richtwert, wobei in der Regel beim Tauchen keine Sauerstoffvergiftungen auftreten.

Ähnlich wie beim Sauerstoff verhält es sich mit dem Stickstoffpartialdruck. Dieser wirkt bei zu hohem Partialdruck zwar nicht toxisch, jedoch kann ab ca. 3,2 bar Teildruck eine Stickstoffnarkose eintreten. Sie wird allgemein auch als Tiefenrausch bezeichnet. Auch der Wert von 3,2 bar ist wieder stark schwankend. Einfluss auf den Tiefenrausch haben die körperliche Verfassung, Wassertemperatur, Stress und die Anstrengung unter Wasser.

Ein anderer Effekt der beim Tauchen bzw. beim Umgang mit komprimierten Gasen einen großen Einfluss hat ist der Joule-Thompson-Effekt(7)(8). Er beschreibt die Temperaturänderung eines Gases bei Kompression und Entspannung. Wird ein Gas komprimiert, dann erwärmt es sich. Im umgekehrten Fall, der Entspannung, kühlt es sich ab. Das wird mit der Wechselwirkung der Gasteilchen erklärt. Bei den Gasteilchen der Luft unter Normaldruck sind vorherrschend anziehende Kräfte zwischen den Teilchen vorhanden. Wird ein komprimiertes Gas nun entspannt, dann expandiert dieses und nimmt ein größeres Volumen ein. Daraus folgt auch eine Zunahme des mittleren Teilchenabstandes, welche durch Arbeit gegen die Anziehungskräfte erzeugt wird. Die dafür benötigte Arbeit wird durch die kinetische Energie der Gasteilchen bereitgestellt, die sich dadurch verringert. Als Folge dessen sinkt die Geschwindigkeit der Teilchen und das Gas kühlt ab.

2.2 Menschliche Atmung

Der menschliche Körper benötigt zum Überleben Energie. Diese wird hauptsächlich durch die Verbrennung von Sauerstoff zu Kohlendioxid erzeugt.



Dafür ist es notwendig dem Körper permanent Sauerstoff zu- und Kohlendioxid abzuführen. Diese Aufgabe übernimmt die Lunge. Sie schafft durch das Ein- und Ausatmen eine Luftzirkulation und führt dem Körper dadurch frische sauerstoffreiche Luft zu. Gleichzeitig transportiert sie dadurch verbrauchte, mit Kohlendioxid angereicherte Luft ab.

Bei der Einatmung, der Inspiration, wird das Lungenvolumen vergrößert und es entsteht ein Unterdruck in der Lunge. Dadurch strömt Luft in die beiden Lungenflügel. Nun findet über die Lungenbläschen, den Alveolen, ein Gasaustausch zwischen Blut und Lunge statt. Dies geschieht durch Diffusion aufgrund der unterschiedlichen Gaskonzentrationen. Der im Blut gelöste Sauerstoff wird zu den verschiedenen Muskeln transportiert und dort zu Kohlendioxid und Energie umgesetzt. Das Kohlendioxid wird über den Blutkreislauf zur Lunge zurücktransportiert und wieder durch Diffusion an die Luft in der Lunge abgegeben. Über die Ausatmung, die Expiration, wird nun die mit Kohlendioxid angereicherte Luft aus der Lunge abgeführt. Dieser Vorgang wiederholt sich kontinuierlich. In Tabelle 2 ist die Zusammensetzung der Ein- und Ausatemluft, unter Vernachlässigung der Luftfeuchtigkeit, dargestellt. Hierbei erkennt man den Verbrauch von 4 % Sauerstoff und die Produktion von 4 % Kohlendioxid. Die Anteile von Stickstoff und Edelgasen bleiben unverändert. Sie gehen mit dem Körper keine Reaktion ein und werden daher auch als Inertgase bezeichnet.

	Einatemluft	Ausatemluft
Stickstoff	78%	78%
Sauerstoff	21%	17%
Kohlendioxid	0,04%	4,04%
Edelgase	0,96%	0,96%

Tabelle 2: Zusammensetzung Atemluft

Pro Atemzug werden ca. 0,5 Liter Luft ausgetauscht, das sogenannte Atemzugvolumen. Dies passiert im unbelasteten Zustand mit einer Frequenz von ca. 15 Atemzügen pro Minute(9). Sollte durch körperliche Belastungen mehr Energie benötigt werden, kann das Atemzugvolumen um 3 Liter gesteigert und die Atemfrequenz erhöht werden. Das ist das Reservevolumen der Lunge. Insgesamt können so 3,5 Liter Luft pro Atemzug ausgetauscht werden. Diese Menge wird als Vitalkapazität bezeichnet. Auch bei völliger Ausatmung bleiben immer noch 1,5 Liter Residualvolumen in der Lunge. Somit ist die Totalkapazität der Lunge die Summe aus Atemzugvolumen, Reservevolumen und Residualvolumen und liegt bei ca. 6 Litern. Das Atemminutenvolumen, AMV, gibt die Menge der Luft an welche in einer Minute ein- und ausgeatmet wird. Es entsteht aus der Multiplikation von Atemzugvolumen und Atemfrequenz. Normalerweise liegt das AMV eines körperlich unbelasteten Menschen bei ca. 7,5 l/min und kann unter starker Belastung über 100 l/min betragen.

2.3 Atemsimulation

Um die menschliche Atmung möglichst genau und reproduzierbar abzubilden wird eine künstliche Lunge eingesetzt.

Sie erzeugt ein sinusförmiges Atemminutenvolumen von 62,5 l/min. Dieser entsteht durch eine eingestellte Frequenz von 25 Hüben pro Minute und einem Atemzugvolumen von 2,5 Liter.

Ein Problem ist jedoch die Umsetzung von Sauerstoff in Kohlendioxid, sowie die Befeuchtung und die Temperatur der Ausatemluft. Dies kann durch die künstliche Lunge nicht nachempfunden und muss

durch den Einsatz zusätzlicher Geräte realisiert werden. Daher wird Kohlendioxid aus einer externen Hochdruckflasche permanent in die künstliche Lunge geleitet. Der Volumenstrom wird dabei so geregelt, dass sich ca. 4 % Kohlendioxid in der Ausatemluft befinden. Da jedoch kein Sauerstoff umgewandelt, sondern Kohlendioxid zugeführt wird, verändert sich die Zusammensetzung der künstlichen Ausatemluft. Die künstliche Ausatemluft ähnelt der Ausatemluft des Menschen recht gut, siehe Tabelle 3. Lediglich die Anteile von Stickstoff und Sauerstoff weichen leicht ab.

	Einatemluft	Ausatemluft	künstliche Ausatemluft
Stickstoff	78%	78%	74,91%
Sauerstoff	21%	17%	20,17%
Kohlendioxid	0,04%	4,04%	4,00%
Edelgase	0,96%	0,96%	0,92%

Tabelle 3: Zusammensetzung Ausatemluft Vergleich

Zusätzlich wird die künstliche Ausatemluft zur Befeuchtung und Erwärmung über ein beheiztes Wasserbad geleitet. Dabei wird eine Sättigung von 80 bis 100 % relativer Luftfeuchtigkeit erreicht. Das entspricht annähernd der natürlichen Ausatemluft mit ca. 95 % relativer Luftfeuchtigkeit.

Durch die Veränderung von Temperatur und Luftfeuchtigkeit ändern sich auch die Masse, Dichte und Volumen der Atemluft. Um dabei eine eindeutige Beschreibung des Gaszustandes zu gewährleisten wurden die Bezeichnungen ATP und BTPS eingeführt. ATP steht für **A**mbient **T**emperature and **P**ressure saturatet with water vapor. Hier liegt das Gas bei Umgebungstemperatur und -druck vor und ist zu 100 % mit Wasser gesättigt. BTPS steht für **B**ody **T**emperature ambient barometric **P**ressure and **S**aturatet with water vapor. In diesem Fall hat das Gas Körpertemperatur (37 °C) und Umgebungsdruck. Dabei ist das Gas zu 100 % mit Wasser gesättigt. Durch die Anwendung des idealen Gasgesetzes, Formel (2.8), können die beiden Gaszustände ineinander umgerechnet werden (Formel 2.9).

$$V \cdot p = n \cdot R \cdot T \quad (2.8)$$

$$V_{BTPS} = \frac{T_{BTPS}}{T_{ATP}} * V_{ATP} \quad (2.9)$$

2.4 Kennwerte der Atmung

Atemwiderstand

Der Atemwiderstand ist eine der wichtigsten Kenngrößen für Atemgeräte. Es ist der Widerstand, den die Lungenmuskulatur aufbringen muss um einen Luftaustausch in der Lunge zu gewährleisten. Dabei wird zwischen dem inneren und dem äußerem Atemwiderstand unterschieden. Der innere Atemwiderstand bezieht sich dabei auf den Menschen. Er beschreibt den Widerstand, entstehen durch Lunge, Luftröhre und Mund/Nase, den die Lungenmuskulatur beim Ein- und Ausatmen überwinden muss. Dagegen beschreibt der äußere Atemwiderstand den Widerstand des Atemgerätes. Somit

muss ein Geräteträger zusätzlich zu seinem inneren Atemwiderstand noch den äußeren Atemwiderstand des Atemgerätes überwinden.

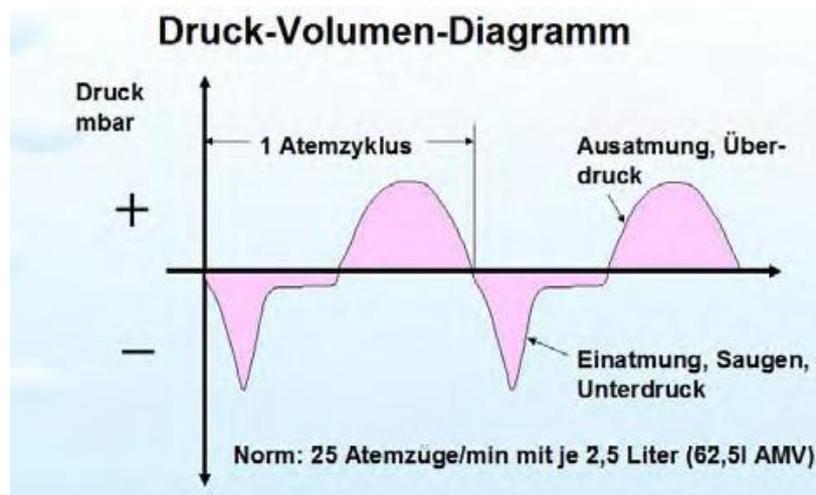


Abbildung 2.1: pV-Diagramm Atemzyklus(10)

Der Atemwiderstand lässt sich in einem Druck-Volumen-Diagramm, kurz pV-Diagramm, sehr anschaulich darstellen. Hier wird auf der Abszisse die Zeit in Sekunden und auf der Ordinate der Druck in mbar aufgetragen, woraus sich das in Abbildung 2.1 dargestellte Diagramm ergibt. Darin sieht man sehr deutlich die Unterschiede zwischen Ein- und Ausatmung. Bei der Einatmung wird in der Lunge ein Unterdruck erzeugt und Luft strömt hinein. Im Diagramm sind das die Flächen unterhalb der Abszisse mit negativem Druck. Anschließend folgt die Ausatmung. Hierbei wird durch Kontraktion der Muskeln ein Überdruck erzeugt und die verbrauchte Atemluft wird ausgeatmet. Damit ist ein kompletter Atemzug durchlaufen.

Atemarbeit

Definiert ist die Atemarbeit gemäß Norm folgendermaßen: „Arbeit, die während eines Atemzyklus aufgewendet wird, gemessen in J/l. Diese Arbeit ist im Allgemeinen proportional zur Fläche, die von der Druck-Volumenkurve begrenzt wird. Arbeit in Verbindung mit Überdrücken während der Einatmung wird bei der Ermittlung der Gesamtarbeit nicht berücksichtigt.“(11)

Um Atemarbeit zu ermitteln wird zuerst das pV-Diagramm, siehe Abbildung 2.2, erzeugt. Hierin wird der Atemdruck über dem Atemzugvolumen aufgetragen. Dadurch entsteht eine geschlossene Kurve, der sogenannte Atemloop. Es ist deutlich der Ein- und Ausatemanteil aus Abbildung 2.1 zu erkennen. Um daraus die Atemarbeit zu ermitteln wird über die Kurve integriert und man erhält den Flächeninhalt der Kurve.

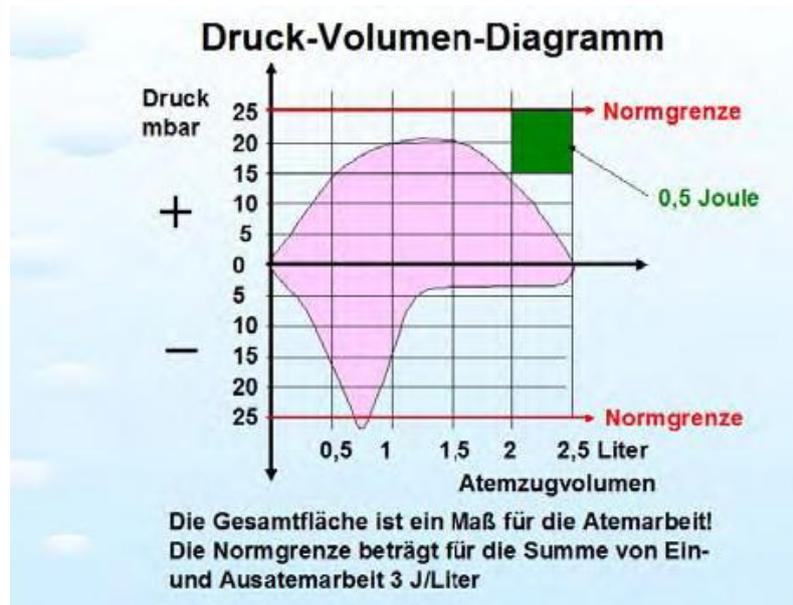


Abbildung 2.2: pV-Diagramm Atemarbeit (10)

Herleitung: Druck [mbar]*Volumen [l] = Arbeit [Joule]
(bezogen auf Abbildung 2.2, farblich hervorgehobenes Feld)

$$[p \cdot V] = \text{mbar} \cdot \text{l}$$

$$[V] = 0,5 \text{ l} = 0,5 \text{ dm}^3 = \frac{0,5}{1000} \text{ m}^3$$

$$[p] = 10 \text{ mbar} = \frac{10}{1000} \text{ bar} = \frac{10^5}{100} \cdot \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2} = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2}$$

$$[p \cdot V] = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2} \cdot \frac{0,5}{1000} \text{ m}^3 = 0,5 \frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}^2} = 0,5 \text{ J}$$

Aus der Herleitung sieht man, dass die Fläche aus Druck und Volumen die Einheit Joule hat. Dabei entsprechen eine Druckdifferenz von 10mbar und eine gleichzeitige Volumenänderung von 0,5 l einer Arbeit von 0,5 Joule (vgl. Abbildung 2.2). In der Norm ist als Höchstmaß für das Ein- und Ausatmen von einem Liter Luft eine Atemarbeit von 3 Joule vorgeschrieben. Normiert ergibt dies einen Wert von 3 J/l. Zusätzlich darf der Atemwiderstand ± 25 mbar nicht überschreiten.

2.5 Prüfungen an Tauchgeräten

Das Deutsche Institut für Normung e.V. ist ein Dienstleister und bietet allen Interessierten eine Plattform für die Erarbeitung von Standards und Normen. Die DIN ist von der Bundesrepublik Deutschland als nationale Normungsorganisation anerkannt und ist für europäische und internationale Normungsaktivitäten zuständig. Normen erleichtern z.B. den internationalen Handel durch Vereinheitli-

chung. Außerdem entlasten sie den Gesetzgeber, da dieser sich auf Normen in der aktuellen Fassung beziehen kann. Normen werden nach den allgemeinen Regeln der Technik erarbeitet und berücksichtigen den aktuellen Stand der Technik. Eine der bekanntesten Norm ist die DIN EN ISO 216. Dabei bedeutet EN, dass es gleichzeitig eine europäische Norm und ISO, dass es auch eine internationale Norm ist. Diese Norm regelt das Papierformat. Gleichzeitig können Normen als Grundlage für Zulassungen von technischen Geräten durch den Gesetzgeber vorgeschrieben werden. Das ist zum Beispiel bei autonomen Leichttauch- und Regenerationstauchgeräten der Fall.

2.5.1 Autonome Leichttauchgeräte nach DIN EN 250

Die DIN EN 250(11) in der deutschen Fassung Stand Januar 2000, beschäftigt sich mit autonomen Leichttauchgeräten mit Druckluft. In Taucherkreisen herrscht oft die Meinung vor, dass ein Gerät welches der DIN EN 250 entspricht kaltwassertauglich ist. Dies ist jedoch nur ein Bruchteil ihrer Bedeutung. In der DIN EN 250 werden die Begriffe und Bauteile des Tauchgerätes definiert. Außerdem ist festgelegt, welche Anforderungen alle Komponenten erfüllen müssen. Außerdem sind die zu verwendenden Prüfmethode aufgeführt. Da sich diese Arbeit mit der Erstellung einer Bediensoftware für einen Prüfstand für Tauchgeräte beschäftigt, sind vor allem der Abschnitt 5 "Anforderungen" und der Abschnitt 6 „Prüfungen“ relevant.

2.5.1.1 Dynamische Leistungsfähigkeit

Die Prüfung der dynamischen Leistung eines Atemreglers wird in Abschnitt 6.5.1 der Norm beschrieben. Hierbei muss das Leichttauchgerät einem absoluten Druck von 6 bar ausgesetzt werden. Das entspricht einer Wassertiefe von 50 Metern. Die künstliche Lunge wird auf ein sinusförmiges Minutenvolumen von 62,5 l/min, mit 25 Hübchen/min und 2,5 l/Hub, eingestellt. Der Atemregler muss dabei auf einem Prüfkopf montiert sein und sich mindestens 20 cm unter der Wasseroberfläche in einer aufrechten Position befinden. Dies ist nötig um Oberflächeneffekte durch aufsteigende Luftblasen der Ausatemluft auszuschließen. Die Wassertemperatur muss dabei $(10 \pm 1) \text{ } ^\circ\text{C}^1$ betragen. Bei dieser Prüfung wird das Leichttauchgerät mit Hochdruck, welcher dem Nenndruck entspricht, versorgt. Anschließend wird die Prüfung bei einem Hochdruck von 50 bar wiederholt. Während der Prüfung wird der Niederdruck gegen das verdrängte Volumen in dem pV-Diagramm aufgetragen. Dabei muss das Leichttauchgerät die Anforderung der Norm Abschnitt 5.6 erfüllen.

¹ Toleranzangabe: Zulässige Abweichungen +0°C oder -1°C sind erlaubt

2.5.1.2 Kaltwassertauglichkeit

Bei Leichttauchgeräten die bei Wassertemperaturen unter 10 °C eingesetzt werden, besteht die Gefahr der Vereisung. Das kann durch den Joule Tompson Effekt erklärt werden, welcher in Abschnitt 2.1 dargestellt wurde. Dabei wird durch das sich entspannende Atemgas so viel Energie aufgenommen, dass die Temperaturen an der ersten oder zweiten Stufe des Atemreglers deutlich unter 0 °C fallen können. Falls nun die Atemluft nicht ausreichend getrocknet wurde und damit die Restfeuchtigkeit zu hoch ist wird der Taupunkt der Luft unterschritten. Dadurch fällt Kondensat innerhalb des Druckminderers aus. Aufgrund der niedrigen Temperaturen gefriert dieses Wasser und es kommt zur Eiskristallbildung, welche die Funktionen des Leichttauchgerätes stark beeinträchtigen kann.

Die Prüfung der Kaltwassertauglichkeit eines Atemreglers wird in Abschnitt 6.5.2 der Norm beschrieben. Vor Beginn der Prüfung muss das Tauchgerät für 10 Minuten in das kalte Wasser getaucht werden. Die Prüfung erfolgt für 5 Minuten bei 6 bar Absolutdruck und einer Wassertemperatur von $(4 \pm 0,2)$ °C. Die künstliche Lunge wird dabei auf die gleichen Werte wie bei der Prüfung der dynamischen Leistungsfähigkeit eingestellt. Zusätzlich muss die Ausatemluft über einen Wasserbad auf (28 ± 2) °C erwärmt und auf eine relative Feuchte von über 90 % gebracht werden. Die Hochdruckversorgung erfolgt mit Nennbetriebsdruck und darf während der Prüfung nicht unter 50 bar fallen. Für die Prüfung muss sich der Lungenautomat in aufrechter Position befinden. Anschließend ist der Test in der horizontalen Schwimmlage zu wiederholen. Dabei darf der Atemregler kein freies Abströmen aufweisen.

2.5.2 Autonome Regenerationstauchgeräte nach DIN EN 14143

Die DIN EN 14143(12) in der deutschen Fassung Stand Dezember 2003, beschäftigt sich mit autonomen Regenerationstauchgeräten.

2.5.2.1 Atemleistung

Diese Prüfung erfolgt bei einem Umgebungsdruck von 5 bar und eine Wassertemperatur von 4 ± 1 °C. Die Atemsimulation durch die künstliche Lunge wird auf die Werte in DIN EN 14143 Tabelle 4 eingestellt. Über einen Differenzdrucksensor wird der Niederdruck am Mund gemessen. Dieser wird gegen das Fördervolumen der künstlichen Lunge aufgetragen und ergibt das pV-Diagramm. Darin werden die charakteristischen Werte, wie in Abbildung 2.3 dargestellt, ermittelt. Die Prüfung wird für die beiden folgenden Positionen durchgeführt. +90° (stehender Taucher) und 0° Neigung (Schwimmender Taucher in Bauchlage). Der Grenzwert für die Atmungsarbeit A_{AT} berechnet sich nach Formel (2.10).

$$A_{AT} = 0,5 + 0,03 \cdot AMV [J/l] \quad (2.10)$$

Die Atemdrücke werden aus dem pV-Diagramm, wie in Abbildung 2.3 dargestellt, bestimmt. Dabei darf der Atemdruck von Spitze zu Spitze max. 50 mbar und der Aus-/ Einatemdruck max. jeweils 25 mbar betragen.

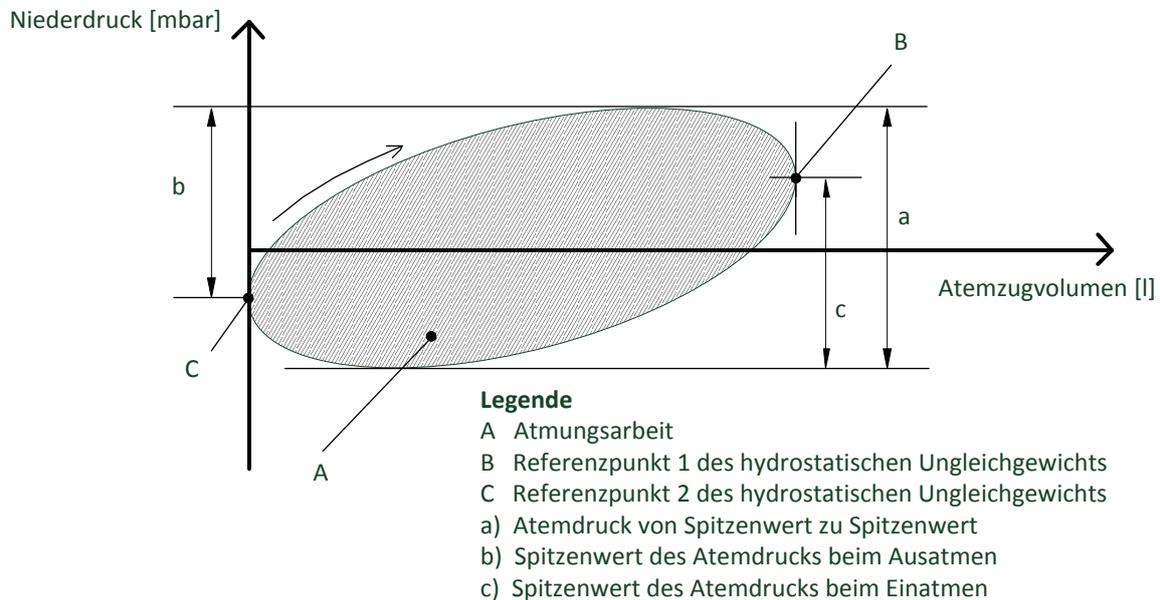


Abbildung 2.3: Analyse des Druck-Volumen-Diagramms

Die Messung des Niederdrucks erfolgt über eine Differenzdruckmessung zu einem Bezugspunkt. Der Bezugspunkt laut Norm ist entweder der Schwerpunkt der Lunge oder die suprasternale Vertiefung² des Tauchers. Da die beiden Messpunkte auf unterschiedliche Höhen liegen entsteht aufgrund des Wasserdrucks eine Druckdifferenz. Diese Druckdifferenz, die zwischen Beginn [Abbildung 2.3 C] und Ende [Abbildung 2.3 B] des Ausatemvorganges anliegt, wird als hydrostatisches Ungleichgewicht bezeichnet.

Sie muss sich innerhalb der in der DIN EN 14143 Tabelle 1 angegebenen Grenzwerte befinden.

2.5.2.2 Kalkstandzeit

In Abschnitt 6.6.2 der Norm wird auf die Einsatzdauer des Gerätes, bezogen auf Kohlendioxid, eingegangen. Der Test wird bei einem Umgebungsdruck der der maximalen Einsatztiefe des Gerätes entspricht durchgeführt. Die künstliche Lunge fördert die Luft mit einem Atemminutenvolumen von 40 l/min. Dabei wird Kohlendioxid mit einem Volumenstrom von 1,6 l/min in die künstliche Lunge zugeführt. Anschließend wird der Partialdruck des Kohlendioxids in der Ausatemluft gemessen und über die Zeit aufgetragen. Dabei sind die Kennwerte die Zeiten, bis der Partialdruck des Kohlendioxids 5 bzw. 10 mbar erreicht.

² Vertiefte Stelle am Hals des Menschen unterhalb des Kehlkopfes

3 Aufbau des Prüfstandes

Nach der Darstellung der physikalischen Grundlagen, der Atmung und der Versuchsbedingungen werden nachfolgend der benötigte Messaufbau sowie die verwendeten Geräte für die Simulation eines Tauchgangs beschrieben.

3.1 Druckkammer



Abbildung 3.1: Druckkammer

Die Druckkammer der Firma Dräger wurde 1971 gebaut und ist für einen Überdruck von bis zu 50 bar ausgelegt. Die Kammer ist in zwei Abschnitte unterteilt, der Haupt- und der Vorkammer. Dabei hat die Hauptkammer ein Volumen von 8000 Litern und die Vorkammer von 3500 Litern. Sie wurde für bemannte Druckkammerfahrten konzipiert und verfügt daher über Sitzbänke. Mittlerweile wird die Kammer nur noch für die Messung an Tauchgeräten und für experimentelle Zwecke mit neuen Produkten genutzt. Aktuell hat die Druckkammer ein TÜV-Siegel bis 20 bar und es können somit Tauchtiefen bis 200 m simuliert werden. Um den Druck innerhalb der Kammer zu erzeugen wird sie mit Pressluft beaufschlagt. Das zu messende Tauchgerät wird in ein Wasserbecken innerhalb der Kammer befestigt und ist somit den gleichen Umweltbedingungen wie bei einem realen Tauchgang ausgesetzt.

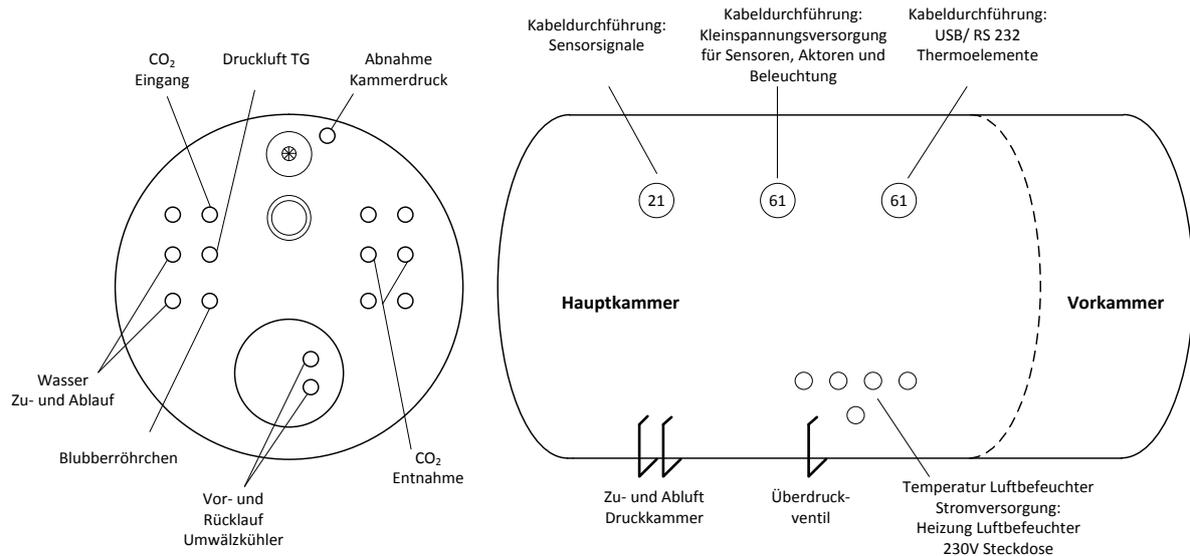


Abbildung 3.2: Übersicht Durchführungen Druckkammer

Um sämtliche Geräte innerhalb der Tauchkammer zu versorgen bzw. anzusteuern sind in der Tauchkammer druckfeste Durchführungen verbaut, wie in Abbildung 3.2 zu sehen. An der Stirnseite der Kammer befinden sich 15 pneumatische und hydraulische Durchführungen. Die Anschlüsse dienen dabei:

- Der Befüllung/ Entleerung des Wasserbeckens (Wasser Zu- und Ablauf)
- Der Messung des Kammerdrucks (Abnahme Kammerdruck)
- Der Versorgung des Tauchgerätes mit Druckluft (Druckluft TG)
- Der Zugabe von Kohlendioxid (CO₂ Eingang)
- Der Entnahme von Kohlendioxid zur Messung der Konzentration (CO₂ Entnahme)
- Der Kühlung des Wasserbeckens (Vor- und Rücklauf Umwälzkühler)

Drei weitere pneumatische Durchführungen befinden sich an der Längsseite der Kammer. An ihnen sind die Zu- und Abluft der Druckkammer sowie ein Sicherheitsüberdruckventil angebracht.

Die acht elektrischen Durchführungen befinden sich an der Längsseite. Die drei oberen Kabeldurchführungen ersetzen frühere Sichtfenster. Durch Sie werden die Sensorsignale (links), die gesamte Niederspannungsversorgung 5, 12 und 24V (Mitte) und die digitalen Schnittstellen (rechts) in/ aus der Druckkammer geführt. Die unteren fünf Kabeldurchführungen dienen dabei der Spannungsversorgung mit 230V Niederspannung für die interne Steckdose und die Heizung des Luftbefeuchters. Darüber wird auch der Temperatursensor für den Luftbefeuchter geführt.

3.2 Messaufbau

Der Messaufbau leitet sich aus den Anforderungen in der DIN EN 250 und DIN EN 14143 her.

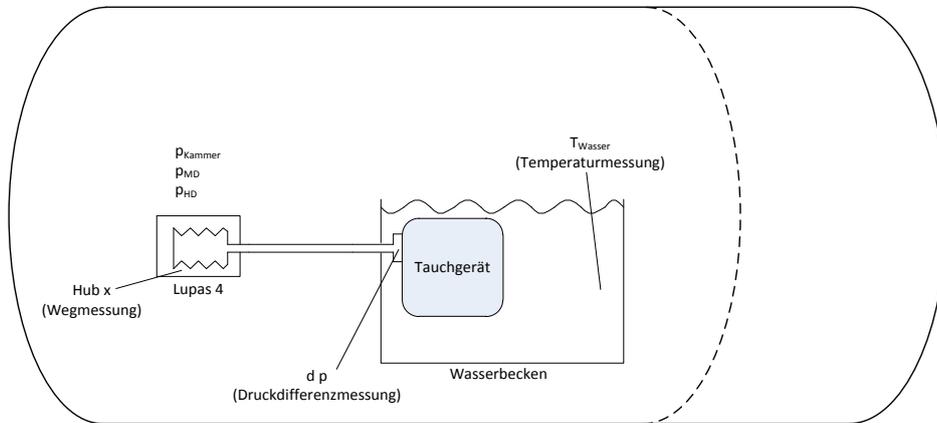


Abbildung 3.3: Schema grundlegender Prüfaufbau

Für die Prüfung der dynamischen Leistungsfähigkeit (DIN EN 250) und der Atemleistung (DIN EN 14143) ist der in Abbildung 3.3 dargestellte einfache Prüfaufbau notwendig.

Innerhalb der Druckkammer befindet sich ein Wasserbecken, indem das Tauchgerät platziert wird. Das Tauchgerät wird mit der künstlichen Lunge Lupas 4 verbunden. Somit ist eine Prüfung der Atemarbeit bei ATP möglich. Die erforderlichen Messwerte wie Kammerdruck (p_{Kammer}), Hoch- (p_{HD}) und Mitteldruck (p_{MD}) des Tauchgerätes, Differenzdruck (p_{DD}) am Mundstück, Hub der Lunge und die Wassertemperatur (T_{Wasser}) werden dabei durch Messumformer bzw. Thermoelemente ermittelt.

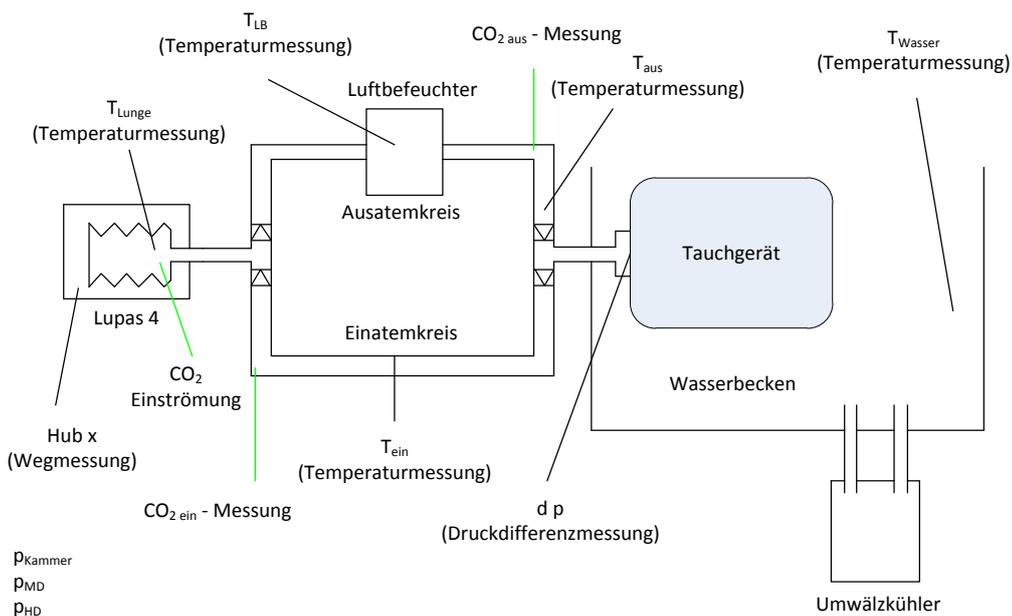


Abbildung 3.4: RI-Schaltbild erweiterter Messaufbau

Um die Kaltwassertauglichkeit eines offenen Tauchgerätes zu überprüfen, muss der Messaufbau erweitert werden [Abbildung 3.4]. Das Wasser im Becken muss auf 4 °C gekühlt werden. Dafür wird ein Umwälzkühler an das Wasserbecken angeschlossen. Des Weiteren erfolgt die Prüfung mit erwärmter und befeuchteter Ausatemluft, also bei BTPS. Aus diesem Grund wird die Verbindung zwischen der künstlichen Lunge und dem Tauchgerät in Einatem- und Ausatemkreis getrennt. Damit ist es möglich nur die Ausatemluft durch einen Luftbefeuchter zu führen und sie zu erwärmen und zu befeuchten. Zur Überprüfung der Lufttemperaturen wird sie an verschiedenen Stellen im Messaufbau durch weitere Thermolemente gemessen.

Mit dem erweiterten Messaufbau ist es nun möglich auch die Kalkstandzeit von autonomen Kreislauf-Tauchgeräten zu messen. Dafür muss Kohlendioxid in die künstliche Lunge injiziert werden. Somit entspricht die künstliche Ausatemluft mit einer guten Näherung der menschlichen Ausatemluft. Sie ist mit Kohlendioxid belastet, hat Körpertemperatur und ist befeuchtet. Durch die Trennung von Ein- und Ausatemluft können die beiden Luftströme separat analysiert werden.

3.3 Verwendete Geräte

Aus den Anforderungen der DIN EN 250 und DIN EN 14143 ergibt sich der folgende Messaufbau mit den dazugehörigen Geräten.

Künstliche Lunge „Lupas 4“

Die künstliche Lunge „Lupas 4“ stammt aus der Firma Dräger Medical. Sie besteht aus einer Balgpumpe mit Spindeltrieb und liefert ein Volumen bis zu 4 l/Hub mit max. 90 Hübem/min. Normalerweise wird sie als Kalibrierlunge für Beatmungsgeräte eingesetzt. Für den Prüfstand wird die Lunge zweckentfremdet und erzeugt die Ein- und Ausatemluft für die Tauchgeräte.



Abbildung 3.5: Lupas 4

Luftbefeuchter mit Wärmetauscher

Um die menschliche Ausatemluft möglichst gut abbilden zu können wird ein Luftbefeuchter mit integriertem Wärmetauscher und Heizung eingesetzt. Die Heizung wird extern über einen Regler angesteuert und hält eine Wassertemperatur von 56 °C. Dadurch wird die relative Luftfeuchtigkeit von ca. 10 % auf 80 bis 100 % erhöht und gleichzeitig die Luft auf ca. 34 °C erwärmt.



Abbildung 3.6: Luftbefeuchter mit Wärmetauscher

Wasserbecken

Das Wasserbecken bildet das Herzstück des Prüfstandes. Es steht in der Druckkammer und hat ein Volumen von 720l. Darin werden die Tauchgeräte positioniert und durch den erhöhten Umgebungsdruck kann somit die Tauchtiefe simuliert werden.

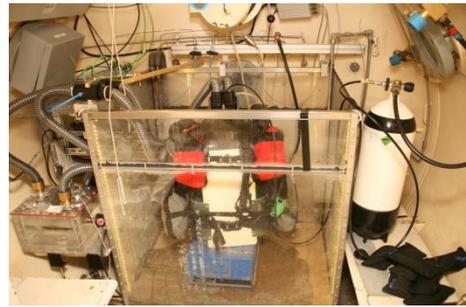


Abbildung 3.7: Wasserbecken

Umwälzkühler

Gemäß DIN EN 250 ist das Tauchgerät unter anderem bei einer Wassertemperatur von 4 °C zu messen. Da sich innerhalb der Druckkammer relativ schnell die Umgebungstemperatur von 20 °C einstellt ist es nötig das Wasser im Becken permanent zu kühlen. Dies wird über den Umwälzkühler, welcher sich außerhalb der Druckkammer befindet, sichergestellt. Er ist ein spezieller Kälte-thermostat, der wie ein Umwälzthermostat aufgebaut ist und mit Glykol als Kältemittel arbeitet. Dabei erreicht der Umwälzkühler ein Temperaturspektrum von -20 bis +40 °C. Es ist ein Vor- und Rücklauf mit druckfester Durchführung durch die Kammerwand vorhanden, um das Wasser aus der Kammer hinaus und wieder herein zu führen. Außerhalb wird das Wasser im Umwälzkühler herunter gekühlt und anschließend wieder zurück in die Druckkammer geleitet. Dabei entzieht das Kühlmittel dem durchlaufenden Wasser kontinuierlich Wärme und gibt diese über einen Wärmetauscher an die Umwelt ab.



Abbildung 3.8: Umwälzkühler

Druckmessumformer

An dem Prüfstand werden verschiedene Druckmessumformer zur Bestimmung von Luftdrücken verwendet. Dabei werden der Kammerdruck, der Hoch- und Mitteldruck der Tauchgeräte sowie der Differenzdruck bei der Atmung ermittelt. Als Ausgabesignal wird eine Spannung zwischen 0-10 V an die Messkarte übergeben.



Abbildung 3.9: Druckmessumformer

Steuerstand Druckluft mit Magnetventilen

Im Rahmen einer Diplomarbeit von 2008 „System zur elektronischen Druckregelung in bemannten Tauchkammern“ entstand der Steuerstand. Er hatte die Aufgabe die Druckkammer zu befüllen und zu entlüften, sowie eine Versorgung der Tauchgeräte mit 200 bar Hochdruck sicherzustellen. Der Steuerstand kann entweder manuell oder automatisiert bedient werden. Für die automatische Steuerung des Kammerdrucks sind jeweils acht Ein- und Auslassventile installiert. Diese haben unterschiedliche Volumenströme durch eingesetzte Blenden. Dabei sind die Blenden nach dem Bit-Muster aufgebaut. Die erste Blende hat eine Bohrung mit einem Flächeninhalt von 1mm^2 . Jede nachfolgende Blende hat den doppelten Flächeninhalt von der Vorherigen. Dadurch gibt es 2^8 mögliche Ventilstellungen für die Ansteuerung, wodurch sich der Volumenstrom regeln lässt.



Abbildung 3.10: Steuerstand Druckluft

NUDAM Relaissteuerung

Die Ansteuerung der Magnetventile des Steuerstandes erfolgt über den Mess-PC. Dieser ist über die serielle Schnittstelle RS-232 mit den NUDAM-Modulen verbunden. NUDAM steht dabei für Data Acquisition & Control Modules. Das ND-6520 konvertiert die Daten von dem RS-232 Protokoll zu dem RS-485 Protokoll. Das RS-485 Protokoll benötigt für die Datenübertragung lediglich zwei Kabel und wird deshalb bevorzugt zur Kommunikation zwischen den NUDAM Modulen eingesetzt. An das ND-6520 sind zwei ND-6067 mit jeweils 8 Relaisausgängen angeschlossen. Eines für die Magnetventile der Zuluft der Druckkammer und eines für die Abluftmagnetventile. Die Magnetventile sind NC, das bedeutet „normally closed“. Damit ist ein stromloses Magnetventil automatisch geschlossen. Die NUDAMs sind auch NC und besitzen zusätzlich eine Selbstüberwachung, den Watchdog. Innerhalb einer definierten Zeitspanne muss regelmäßig ein Signal des PC's empfangen werden um die ordnungsgemäße Datenverbindung zu bestätigen. Sollte dieses Signal ausbleiben greift der Watchdog in das System ein und schaltet die NUDAMs in ihren Grundzustand NC. Damit sind dann auch die Magnetventile automatisch geschlossen. Dies ist eine Sicherheitsmaßnahme für den Fall des Absturzes des Mess-PC's, der fehlerhaften Datenübertragung oder eines Stromausfalles. In diesem Fall wird der Kammerdruck nicht mehr verändert und man kann manuell in das System eingreifen. Diese Sicherheitsmaßnahme ist auch unter dem Aspekt einer späteren Fernsteuerung der Druckkammer über einen PC im Netzwerk sehr interessant. Dabei wird die Druckkammer nicht mehr direkt vom Benutzer beobachtet und im Fehlerfall blockiert die Drucksteuerung automatisch.



Abbildung 3.11: NUDAM Relaissteuerung

Laser

Der Laser ist für die Wegmessung an der künstlichen Lunge zuständig. Er ermittelt über eine Abstandsmessung den Hub des Lungenbalgs und lässt somit Rückschlüsse auf die aktuelle Position der Lunge zu.

Thermoelemente

Die Thermoelemente dienen der Temperaturerfassung an verschiedenen Stellen im Messaufbau. Sie werden an das EPAD TH8 der Firma Dewetron angeschlossen. Es können bis zu acht Thermoelemente des Typs K angeschlossen werden.



Abbildung 3.12: EPAD TH8

Webcam

Eine Webcam wird zur Beobachtung des Prüfaufbaus in der Tauchkammer eingesetzt. Eine Beobachtung durch die Polycarbonatfenster der Druckkammer erfordert ein Verlassen des Bedienplatzes und ist somit unzuverlässig. Wie schon erwähnt wird die Tauchkammer unbemannt gefahren, daher ist eine Überwachung des Versuchsaufbaus vom Arbeitsplatz sinnvoll.



Abbildung 3.13: Webcam

Mess-PC

Der PC dient als zentrales Steuer- und Messelement. Über die Messkarte werden sämtliche analoge Sensorsignale digitalisiert und stehen anschließend der Software zur Verfügung. Gleichzeitig steuert der PC die NUDAM's der Tiefensteuerung, die künstliche Lunge und dem Kohlendioxid Mass Flow. Des Weiteren dient der PC als Schnittstelle zwischen Benutzer und Messsystem. Er visualisiert die Messergebnisse auf dem Bildschirm und gibt nach erfolgter Prüfung ein Protokoll über den Drucker aus.

Messkarte

Die Messkarte ist von der Firma National Instruments und bietet die Möglichkeit bis zu 16 Kanäle abzutasten. Dies kann mit einer Abtastrate von 200 kS/s geschehen. Das bedeutet, dass pro Sekunde 200.000 analoge Messwerte durch den A/D-Wandler digitalisiert werden können. Der A/D-Wandler kann immer nur einen Wert nach dem anderen verarbeiten. Daher tastet er die angeschlossenen Kanäle nacheinander ab. Die Abtastung erfolgt kontinuierlich Kanal für Kanal. Aus diesem Grund muss die maximale Abtastrate auf die angeschlossenen Kanäle aufgeteilt werden und es ergibt sich eine Abtastrate von maximal 12,5 kS/s bei 16 zu messenden Kanälen.

CO₂-Hochdruckflasche

Die CO₂-Hochdruckflasche ist eine Standard 50 l Industriegasflasche und speichert das Kohlendioxid unter Hochdruck. Über einen Druckminderer wird der Hochdruck auf 4 bar reduziert und steht somit der Dosierung durch den Mass Flow zur Verfügung.

Mass Flow

Der Mass Flow hat die Aufgabe einen definierten Massenstrom an Kohlendioxid in die Druckkammer zu leiten. Als Eingangssignal kann eine Spannung zwischen 0-10 V angelegt werden. Der Mass Flow kann zwischen 0-5 l/min liefern. Somit entspricht eine Spannung von einem Volt einem Flow von 0,5 l/min.



Abbildung 3.14: Mass Flow

Nadelventile

Um das zu analysierende Ein- und Ausatemgas kontrolliert aus der Kammer zu leiten sind zwei Nadelventile an der Druckkammer angebracht. Durch den Überdruck innerhalb der Druckkammer entsteht ein Druckgefälle zwischen dem Kammerinneren und der Umgebung. Daher ist es ohne weitere Hilfsmittel möglich das Ein- und Ausatemgas durch die Nadelventile aus der Druckkammer heraus zu leiten. Die Nadelventile haben den Vorteil einer sehr hohen Stellgenauigkeit und somit kann der Volumenstrom sehr fein geregelt werden.



Abbildung 3.15: Nadelventil

Trockentürme

Nach den Nadelventilen sind die Trockentürme angeschlossen. Sie werden mit Calciumchlorid gefüllt und entfeuchten somit die Ein- und Ausatemluft vor der Analyse.

CO₂ Analyser – Normocap 200

Für die Kohlendioxidanalyse des Ein- und Ausatemgas wird das Analysegerät Normocap 200 der Firma Datex benutzt. Es ermittelt die Konzentrationen von Kohlendioxid und Sauerstoff im Gas und leitet diese Information als analoges Spannungssignal



Abbildung 3.16: Normocap 200

zwischen 0-10 V an die Messkarte weiter.

Pressluftflasche

Die Pressluftflasche in der Hauptkammer ist für die Versorgung des Tauchgerätes zuständig. Sie wird über eine Versorgungsleitung permanent mit 200 bar Hochdruck befüllt. Damit es beim betreiben des Tauchgerätes mit einem erhöhten AMV nicht zu einem Druckabfall kommt ist die Pressluftflasche als Puffer zwischengeschaltet. Eine direkte Verbindung der Hochdruckleitung mit dem Tauchgerät ist nicht sinnvoll, da der geringere Leitungsquerschnitt den Volumenstrom begrenzt.



Abbildung 3.17: Pressluftflasche

4 Entwicklung der Prüfstandsoftware

Nachdem in Kapitel 3 der Messaufbau und die Messgeräte erörtert wurden, folgt nun die Erstellung der Software. Dabei werden im ersten Abschnitt die Anforderungen sowie die Programmumgebung vorgestellt. Anschließend erfolgt eine ausführliche Betrachtung der erstellten Prüfstandsoftware.

4.1 Lastenheft



Abbildung 4.1: Blackbox der Prüfstandsoftware

Für einen ersten Überblick werden die Aufgabe der Prüfstandsoftware in einer Blackbox [Abbildung 4.1] dargestellt. Auf der linken Seite befinden sich die Eingangsinformationen wie Sensorsignale, Steuerungsbefehle, Geräte- und Benutzerdaten und Auswahl der verschiedenen Prüfungen. Diese Daten werden durch die Software verarbeitet. Anschließend erfolgt die Darstellung der Messdaten sowie die Anzeige der ermittelten Kennwerte auf dem Monitor des PCs. Optional können die Messwerte auch als Protokoll ausgegeben werden. Des Weiteren werden die erforderlichen Steuerbefehle für die angeschlossene Hardware ermittelt und übertragen.

Im folgenden Lastenheft werden die Anforderungen an die Software aufgelistet.

- Allgemeine Anforderungen
 - Prüfablauf automatisieren
 - Prüfablauf beobachten
 - Einfache Bedienoberfläche
 - Auswahl der Prüfung
- Datenerfassung
 - Drucksensoren
 - Temperatursensoren
 - Hub der Lunge
 - CO₂-Konzentration
 - Benutzer/ Gerätedaten

- Datenaufbereitung
 - Filterung
 - Mittelwertbildung
 - Offset der Sensoren einbeziehen
- Berechnung der Kennwerte
 - Atemarbeit
 - minimaler und maximaler Atemdruck
 - hydrostatisches Ungleichgewicht
 - dynamischer Mitteldruck
 - statischer Mitteldruck
 - Durchbruchs- und Abbruchskriterium (Kalkstandzeit)
- Steuerung der künstlichen Lunge
 - Fehlerüberwachung
 - Eingabe von Atemkurven
 - An/ Aus
 - Selbststest
 - Lunge Blockieren
 - Antworten darstellen
- Steuerung CO2 Flow
 - Fehlerüberwachung
 - Eingabe von Volumenströmen
- Steuerung der Tauchtiefe
 - Vorgabe der Abstiegs geschwindigkeit
 - Ansteuerung Ein- und Auslassventile
 - Fehlerüberwachung
 - Regelung der Tauchtiefe $\pm 5\text{cm}$
- Ausgabe eines Messprotokolls
 - Benutzer- und Gerätedaten
 - Normenbezug
 - Art der Prüfung
 - Prüfbedingungen
 - Messwerte je nach Prüfung
 - Diagramme je nach Prüfung

4.2 LabVIEW

LabVIEW ist eine grafische Programmiersprache von National Instruments und steht für „**L**aboratory **V**irtual **I**nstrumentation **E**ngineering **W**orkbench“. Zurzeit ist LabVIEW 2010 die aktuellste Version der Software. Programme und Unterprogramme heißen VIs und stehen für „**V**irtual **I**nstrument“. Jedes VI besteht aus einem Frontpanel und einem Blockdiagramm. Diese Einteilung ist realen Messinstrumenten nachempfunden, wobei das Frontpanel die Anzeigen und Bedienelemente eines Messgerätes abbildet und das Blockdiagramm für die internen Schaltkreise und Anschlüsse steht. In LabVIEW wird grafisch programmiert, das bedeutet dass einzelne vorkonfigurierte Bausteine per Drag & Drop in das Blockdiagramm bzw. Frontpanel eingefügt werden. Anschließend sind die Anschlüsse der Elemente

miteinander zu verbinden. Dies geschieht über virtuelle Drähte. Die Farbe und die Breite bzw. Struktur des Drahtes lassen dabei Rückschlüsse auf die Art der zu übertragenden Daten zu. Für das Verständnis der nachfolgend beschriebenen Programmierung der Software werden grundlegende Kenntnisse über LabVIEW vorausgesetzt.

4.3 Programmierung der Einzelkomponenten

Die Programmierung der Software erfolgt nach der Bottom-Up Methode. Dabei werden zuerst die einzelnen Unterprogramme erstellt und geprüft. Wenn sie fehlerfrei laufen, werden sie in das Hauptprogramm eingefügt und noch einmal ausführlich getestet.

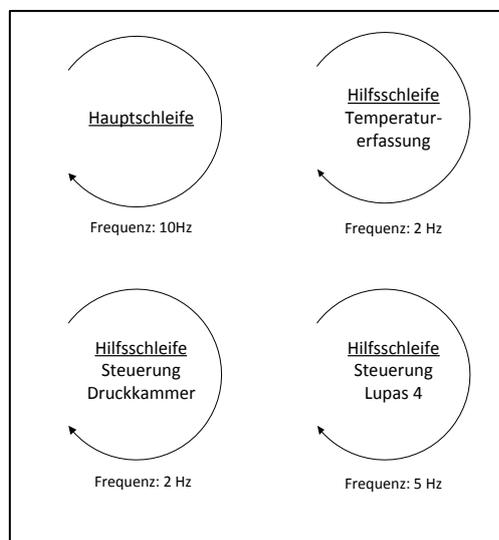


Abbildung 4.2: Schleifenstruktur

Das Programm besteht aus vier parallelen Schleifen. In Abbildung 4.2 ist die Schleifenstruktur schematisch dargestellt. Die Schleifen sind nicht synchronisiert und werden mit unterschiedlichen Frequenzen durchlaufen.

Die Hauptschleife ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Sie hat folgende Aufgaben:

- Erfassung der Sensorsignale (Abbildung 4.3 - ①)
- Aufbereitung der Sensorsignale (Abbildung 4.3 - ①)
- Darstellung der aktuellen Sensorwerte im Frontpanel (Abbildung 4.3 - ②)
- Datenaufzeichnung der ausgewählten Prüfung (Abbildung 4.3 - ③)
- Erfassung von Benutzerdaten (Abbildung 4.3 - ④)
- Protokollerstellung (Abbildung 4.3 - ⑤)
- Darstellung der Kennwerte im Frontpanel (Abbildung 4.3 - ⑥)
- Steuerung CO₂ Mass Flow (Abbildung 4.3 - ⑦)

Eine detaillierte Beschreibung folgt in den anschließenden Abschnitten.

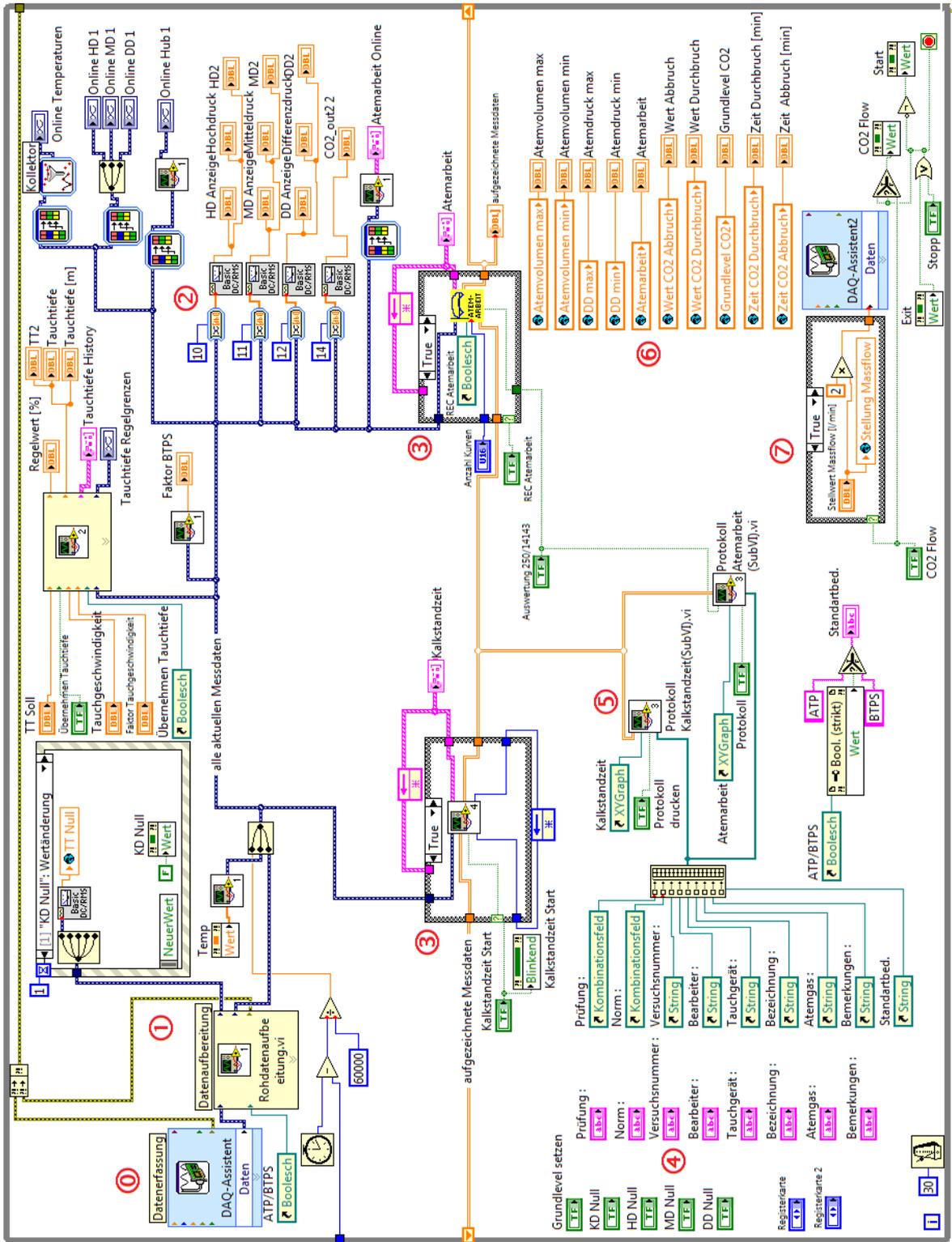


Abbildung 4.3: LabVIEW - Hauptschleife

Die Hauptschleife ist im Anhang auf Seite 115 noch einmal ausklappbar dargestellt.

Neben der Hauptschleife werden noch 3 Hilfsschleifen benötigt. Sie sind in Abbildung 4.4 dargestellt. Die Hilfsschleifen erfassen die Temperaturen [Abbildung 4.4 - ①], steuern die künstliche Lunge [Abbildung 4.4 - ③] und die Tiefensteuerung [Abbildung 4.4 - ②]. Da die Hilfsschleifen nicht der Echtzeitdatenerfassung dienen werden sie mit einer deutlich geringeren Frequenz als die Hauptschleife ausgeführt. Das dient der Ressourcenschonung des Mess-PCs.

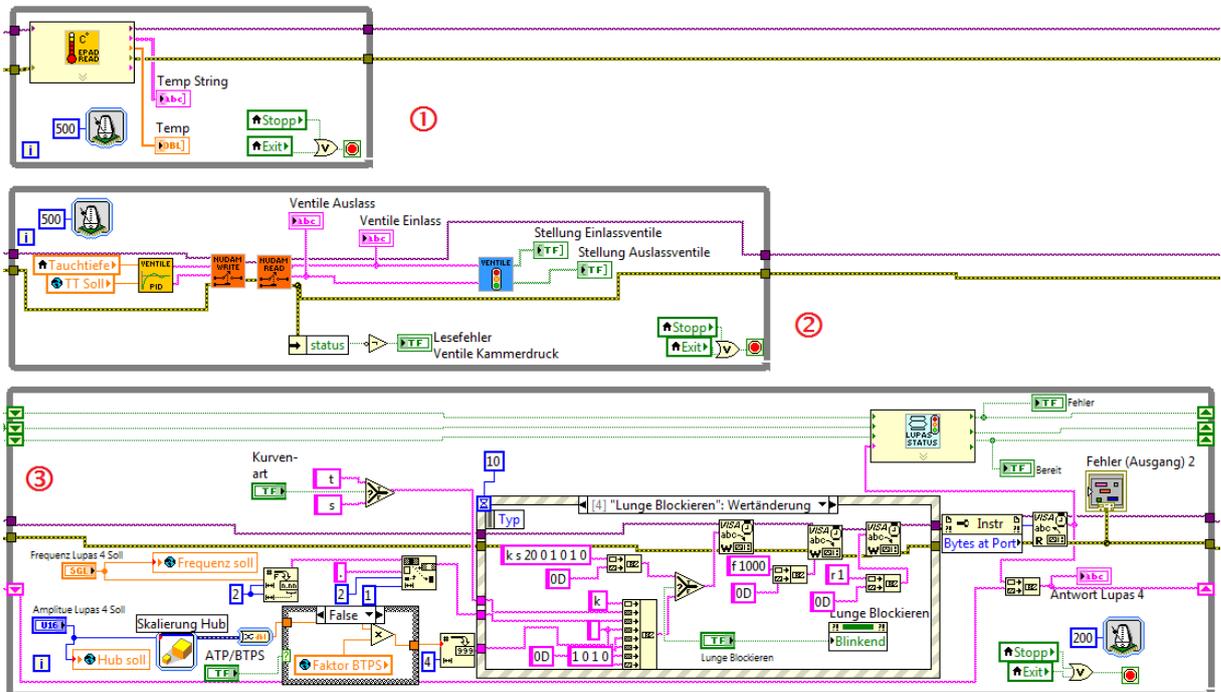


Abbildung 4.4: LabVIEW - Hilfsschleifen

Die Hilfsschleifen sind im Anhang auf Seite 116 noch einmal vergrößert und ausklappbar dargestellt.

4.3.1 Aktorensteuerung

4.3.1.1 Tiefensteuerung

Die Tauchtiefe wird in der Druckkammer durch Überdruck mit Pressluft simuliert. Dafür ist es nötig die Pressluft mit einem regelbaren Volumenstrom in bzw. aus der Kammer zu leiten. Der Aufbau der Tiefensteuerung ist in Abbildung 4.5 dargestellt. Über den PC, mit seiner RS 232 Schnittstelle, wird der Stellbefehl für die Ventile an den NUDAM Konverter übergeben. Dieser sendet den Stellbefehl dann über die RS 485 Schnittstelle an die entsprechende NUDAM Relaiskarte weiter. Es ist jeweils eine Relaiskarte für die acht Ein- und acht Auslassventile vorhanden. Für jede Ventilbatterie gibt es 256 Stellmöglichkeiten, wie in Abschnitt 3.3 bereits beschrieben. Die Tiefensteuerung ist für Tauchtiefen bis 80 m (8 bar) und Abstiegsgeschwindigkeiten von maximal 40 m/min ausgelegt. Somit steht für die Einlassventile eine minimal Druckdifferenz von 32 bar zur Verfügung. Sie setzt sich aus der Differenz zwischen dem Ventilvordruck (40 bar) und dem maximal angenommenen Kammerdruck (8 bar) zusammen. Für die Auslassventile steht jeweils der aktuelle Überdruck der Tauchkammer als Druckdifferenz zur Verfügung. Daraus resultiert eine Auslassdruckdifferenz zwischen 0 und 8 bar.

Durch den begrenzten Rohrdurchmesser von 16 mm ist die maximale Aufstiegsgeschwindigkeit direkt vom Kammerdruck abhängig. Dies führt gerade bei geringen Tauchtiefen zwischen 0 und 40 m zu einer Unterschreitung der geforderten Aufstiegsgeschwindigkeit von 10 m/min.

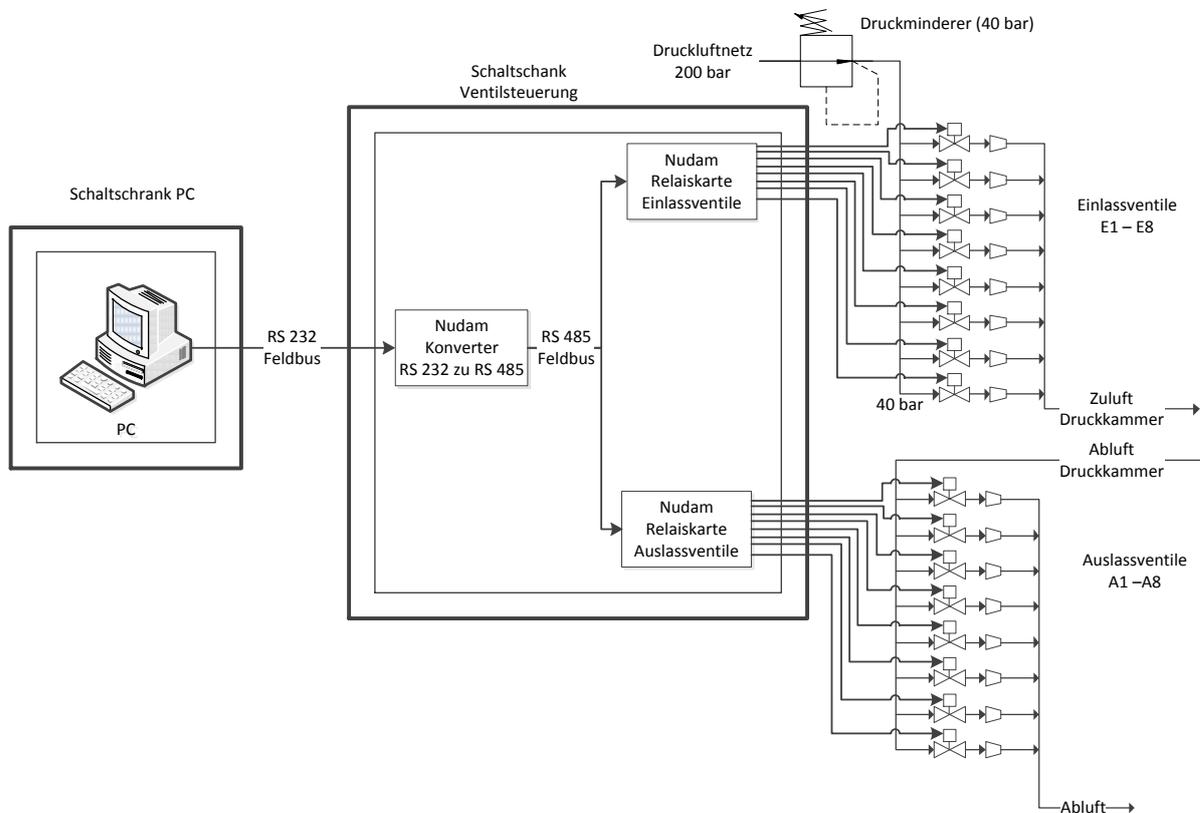


Abbildung 4.5: RI-Schaltbild Tiefensteuerung

Um in der Software auf die Ventilsteuerung zuzugreifen wird die Kommunikation zwischen PC und den NUDAM's über die VISA-Schnittstelle von LabVIEW realisiert. VISA steht dabei für „Virtual Instrument Software Architecture“ und dient als herstellerneutrale Schnittstelle zur Kommunikation zwischen verschiedenen Geräten. Der Quellcode ist in Abbildung 4.6 dargestellt. Dabei wird als erstes der angegebene serielle Schnittstelle des PCs geöffnet und konfiguriert [Abbildung 4.6 - ①]. Hier werden Einstellungen wie Baudrate, Anzahl der Datenbits, Parität, Timeout und Trennzeichen festgelegt. Diese Informationen werden in der lila dargestellten Datenleitung an alle folgenden VISA-Komponenten weitergegeben. Zur Fehlerüberwachung wird eine LED-Anzeige „Status TT“ verwendet. Sie leuchtet grün, wenn der Vorgang erfolgreich durchgeführt wurde. Die beiden erzeugten Kanäle, VISA-Ressourcen und Fehler, werden anschließend einmal in die nachfolgende While-Schleife übergeben. Damit stehen diese Informationen bei jedem Schleifendurchlauf zur Verfügung und können nicht mehr verändert werden.

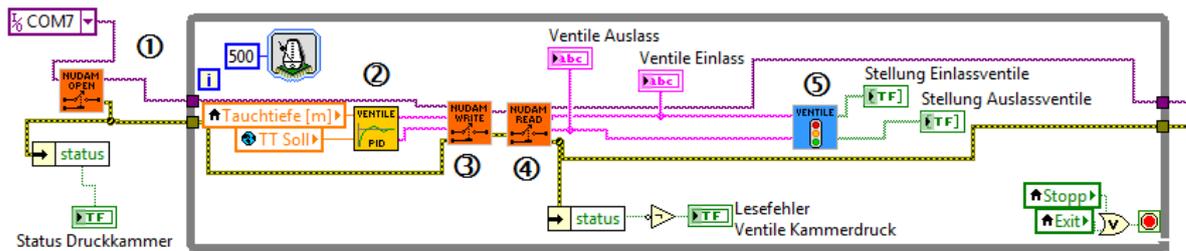


Abbildung 4.6: LabVIEW - Tiefensteuerung

Die Schleife hat eine Zeitsteuerung, die durch das Metronom-Symbol angezeigt wird. Dabei wird die Schleife bei jedem vielfachen von 500 ms einmal ausgeführt und schon somit die Ressourcen des PCs. Innerhalb der While-Schleife werden vier Unterprogramme (SubVIs) ausgeführt.

- VENTILE PID [Abbildung 4.6 - ②]
- NUDAM WRITE [Abbildung 4.6 - ③]
- NUDAM READ [Abbildung 4.6 - ④]
- VENTILE [Abbildung 4.6 - ⑤]

Die While-Schleife wird solange ausgeführt bis das Hauptprogramm gestoppt oder abgebrochen wird. Außerdem sorgt ein Fehler bei der Kommunikation mit den NUDAM Relaiskarten ebenfalls für einen Abbruch der Schleife.

Das SubVI „VENTILE PID“, Abbildung 4.7, vergleicht dabei die aktuelle Tauchtiefe mit der vorgegebenen Tauchtiefe und errechnet bei Abweichung einen Stellwert für die Ventile. Dabei werden die Größe der Abweichung und die vorgegebene Abtauchgeschwindigkeit berücksichtigt.

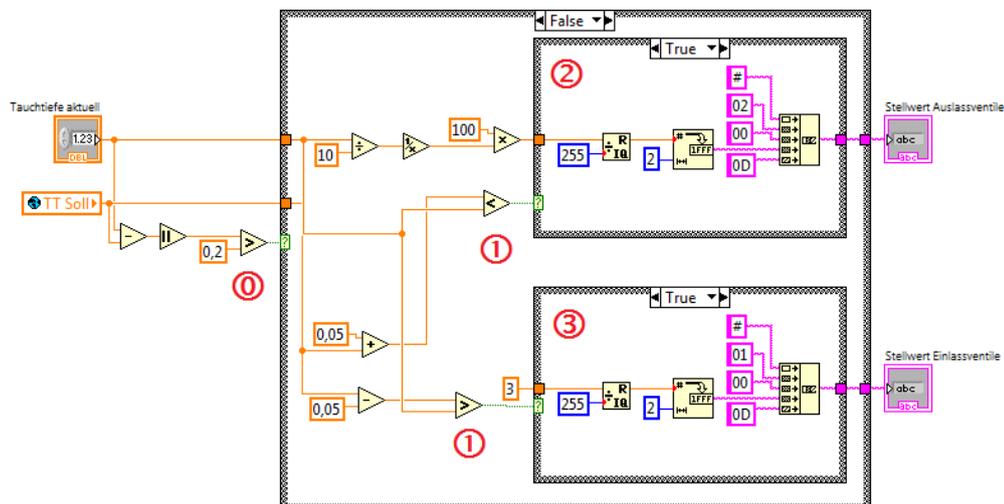


Abbildung 4.7: LabVIEW - SubVI "VENTILE PID"

Es werden insgesamt drei Fälle unterschieden:

- Abweichung der Tauchtiefe größer oder kleiner als $\pm 0,2\text{m}$ [Abbildung 4.7 - ②]
- Abweichung der Tauchtiefe innerhalb der Regeltoleranz von $\pm 0,05\text{ m}$ [Abbildung 4.7 - ①]
- Abweichung der Tauchtiefe positiv [Abbildung 4.7 - ②]/ -negativ [Abbildung 4.7 - ③]

Die aktuelle und die vorgegebene Tauchtiefe werden aus globalen Variablen ausgelesen. Anschließend wird der Betrag der Differenz der beiden Größen ermittelt und die erste Fallunterscheidung vorgenommen. Ist der Differenzbetrag größer als 0,2 m werden die Ventile normal angesteuert. Sollte er jedoch kleiner als oder gleich 0,2 m sein, werden die Ventile mit einem reduzierten Stellwert angesteuert um ein Überspringen zu unterbinden. Diese Funktion kann grundsätzlich auch mit einem P-, PI- oder PID-Regler realisiert werden. Jedoch ist das Funktionspaket Reglerdesign ein separates Feature von National Instruments und wurde von Dräger nicht erworben. Damit steht es für die Programmierung nicht zur Verfügung.

Nach der ersten Fallunterscheidung wird diese in einer Case-Struktur umgesetzt. In Abbildung 4.7 ist der Fall einer kleineren Differenz als 0,2 m abgebildet. Innerhalb der Entscheidungsstruktur werden die beiden anderen Fälle abgebildet. Zum einen wird zwischen einer positiven und negativen Druckabweichung unterschieden. Daraus resultiert die Ansteuerung entweder der Einlass- oder der Auslassventile. Zum anderen wird geprüft, ob der Differenzbetrag der Tauchtiefe innerhalb der Regeltoleranz von 0,05 m liegt. Ist dies der Fall werden alle Ventile geschlossen und der Luftdruck innerhalb der Tauchkammer bleibt konstant. Ansonsten werden die Ventile eingeschränkt angesteuert. Für die Einlassventile gilt dann der Wert 3, das heißt es werden die Ventile E1 und E2 geöffnet. Die Auslassventile hingegen werden druckabhängig geöffnet. Dies hängt mit dem oben beschriebenen Druckgefälle zwischen dem Kammerdruck und der Umwelt zusammen.

Die ermittelten Werte für die Ventilstellungen werden anschließend von Dezimal- in Hexadezimalzahlen und dann in einen String umgewandelt. Das ist nötig, da die gesamte Kommunikation der VISA-Schnittstelle über Text, also Strings, arbeitet. Anschließend wird der String für die Ventilstellung in eine Befehlssprache konvertiert, die das NUDAM lesen kann. Der Befehl für die Relaiskarte setzt sich aus dem Steuerbefehl (#), der Adresse der Relaiskarte (01 für Einlassventile oder 02 für Auslassventile), dem anzustuernden Relais (00 für alle Relais), der Ventilstellung (00 bis FF) und dem Abschlusszeichen (OD) zusammen. Ein möglicher Steuerbefehl für die Tiefensteuerung könnte wie folgt aussehen:

```
#0100FF
```

Dabei wird die Relaiskarte mit der Adresse „01“ (Einlassventile) angesprochen. Es sollen alle Ventile „00“ betätigt werden. Der Stellwert für die Ventile ist „FF“ und damit werden alle acht Ventile geöffnet.

Die beiden Schaltbefehle für Einlass- und Auslassventile sind die Ausgaben des SubVIs und werden vom nachfolgenden Unterprogramm „NUDAM WRITE“ [Abbildung 4.6 - ③] übernommen. Diese wiederum sendet die Befehle über die VISA Schnittstelle an die Relaiskarten.

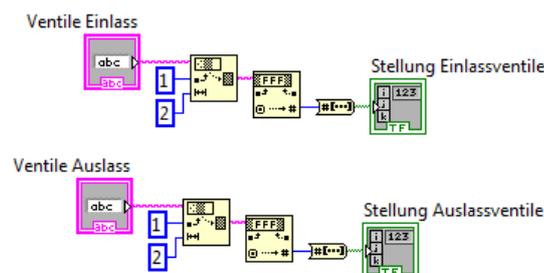


Abbildung 4.8: LabVIEW - SubVI "VENTILE"

Um zu überprüfen ob die Ventile richtig geschaltet haben wird nachfolgend die Ventilstellung über das SubVI „NUDAM READ“ [Abbildung 4.6 - ④] abgefragt und in dem SubVI „VENTILE“ [Abbildung 4.6 - ⑤] ausgewertet. Die Ventilstellung wird dabei als String, ähnlich dem Befehl zum Schalten der Ventile, ausgelesen. Das Unterprogramm „VENTILE“ ist in Abbildung 4.8 dargestellt und wandelt die Angabe der Ventilstellung von einem String in ein boolesches Array. Dabei besteht das boolesche Array aus acht Zeichen die entweder Zustand 0 oder 1 annehmen können. Die erste Stelle steht dabei für Ventil 1, die zweite für Ventil 2 und so weiter. Somit kann die Ventilstellung über LED's im Frontpanel visualisiert werden.

4.3.1.2 Steuerung der künstliche Lunge

Damit das zu prüfende Tauchgerät gemessen werden kann, muss die Atmung des Geräteträgers simuliert werden. Das übernimmt die künstliche Lunge „Lupas 4“. Die Steuerung der Lunge erfolgt dabei über den PC mittels LabVIEW. In Abbildung 4.9 ist das Ersatzschaltbild für die Steuerung der Lupas 4 dargestellt. Die Kommunikation zwischen dem PC und dem Steuerungsmodul erfolgt über den RS 232 Feldbus. Das Steuerungsmodul ist wiederum mit dem Motor und den Sensoren der künstlichen Lunge verbunden. Da sich das druckempfindliche Steuerungsmodul außerhalb und die Lunge innerhalb der Druckkammer befindet, müssen die Steuerleitungen über eine druckfeste Kabeldurchführung in die Kammer geleitet werden.

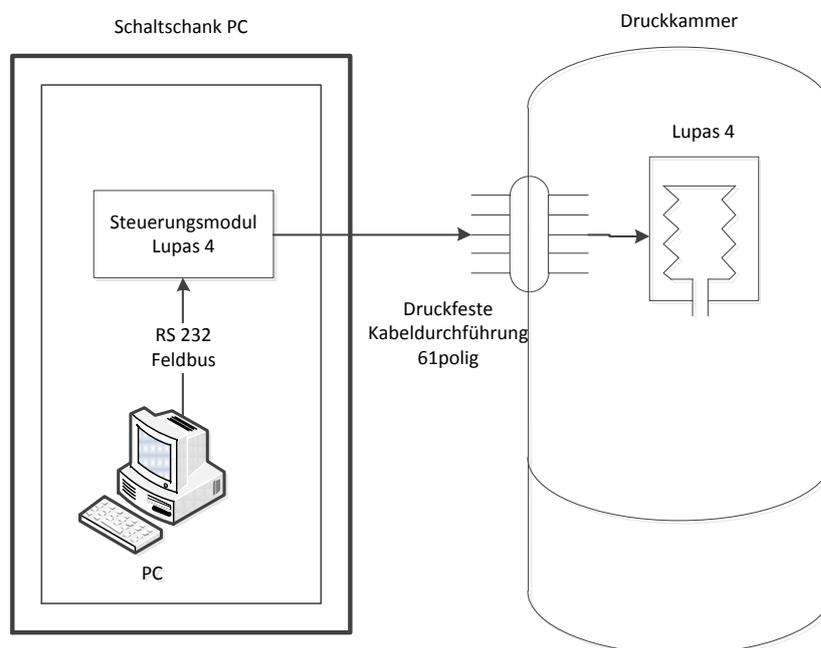


Abbildung 4.9: RI-Schaltbild Lungensteuerung

Die Programmierung der Lungensteuerung benutzt genau wie die Tiefensteuerung die VISA Schnittstelle zur Kommunikation und ist in Abbildung 4.10 dargestellt. Im SubVI „LUPAS OPEN“ [Abbildung 4.10 - ①] wird die Schnittstelle konfiguriert und geöffnet. Anschließend wird eine While-Schleife solange ausgeführt bis das Programm gestoppt oder beendet wird. Innerhalb dieser Schleife werden im

linken Abschnitt [Abbildung 4.10 - ①] alle relevanten Parameter die für die Steuerung erforderlich sind erfasst. Dazu gehören Frequenz, Hub (Amplitude), Kurvenart (Sinus oder Trapez) und die Auswahl zwischen ATP und BTPS. Diese Werte werden über Auswahlfelder und Schalter im Frontpanel erfasst und in Strings, also Textelemente, umgewandelt. Eine Besonderheit stellt dabei die Aufbereitung des Werts der Amplitude dar. Zunächst wird der eingegebene Wert durch die in der Kalibrierung ermittelte Abweichung korrigiert (Skalierung Hub). Anschließend folgt die Fallunterscheidung ob die aus der Lunge ausgeatmete Luft durch den Luftbefeuchter erwärmt wird oder nicht. Wird die Ausatemluft erwärmt, dehnt sie sich aus. Dieser Einfluss wird mit einem Korrekturfaktor berücksichtigt und das Fördervolumen der Lunge wird reduziert. Falls die Luft nicht erwärmt wird, wird der Wert in der Case-Struktur nicht verändert.

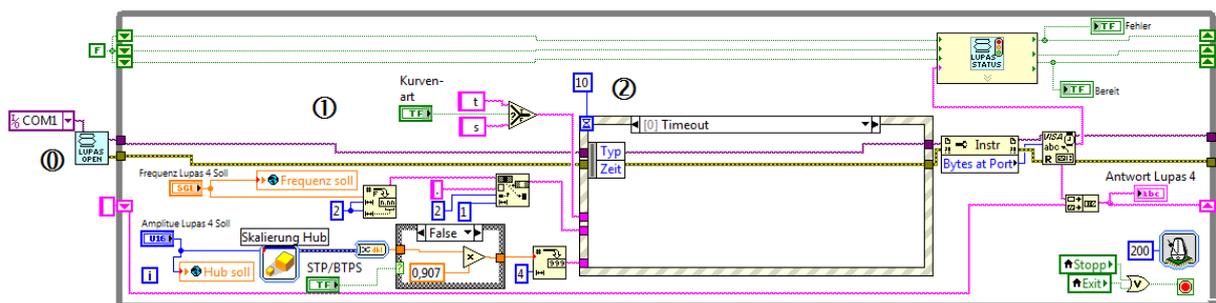


Abbildung 4.10: LabVIEW - Lungensteuerung

Nachdem alle Parameter für die Lungensteuerung als Textelemente vorliegen, werden sie in der nachfolgenden Ereignisstruktur [Abbildung 4.10 - ②] zu den Steuerbefehlen zusammengestellt. Die Ereignisstruktur verfügt dabei über die folgenden Fälle:

- Timeout
- Selbsttest
- Lunge An/Aus
- Übernehmen
- Lunge blockieren

Der entsprechende Fall in der Ereignisstruktur wird durch das Drücken des gleichnamigen Schalters im Frontpanel ausgelöst. Dabei registriert die Ereignisstruktur die Wertänderung eines Schalters und führt anschließend den dafür hinterlegten Quellcode aus. In Abbildung 4.11 sind die Quellcodes der Fälle der Ereignisstruktur dargestellt.

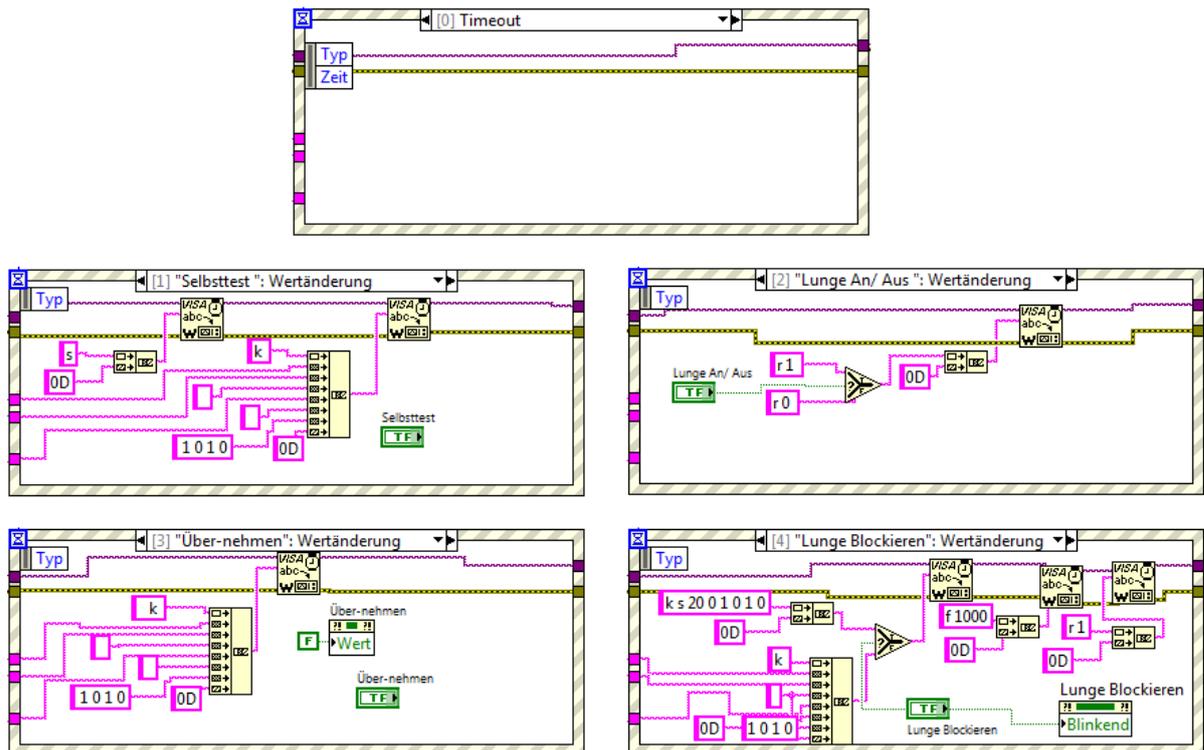


Abbildung 4.11: LabVIEW - Fälle Ereignisstruktur Lungensteuerung

Fall 0 „Timeout“ [Abbildung 4.11]:

Dieser Fall tritt ein, wenn innerhalb des Timeouts von 10 ms kein Schalter betätigt wurde. Der Fall ist nötig damit die Ereignisstruktur für jeden Schleifendurchlauf einen definierten Zustand hat. Sollte darauf verzichtet werden, wartet die Ereignisstruktur solange, bis ein Schalter betätigt wird. Damit würde dann die gesamte Schleife der Lungensteuerung unterbrochen und es wäre keine kontinuierliche Kommunikation mit der Lunge möglich.

Fall 1 „Selbsttest“ [Abbildung 4.11]:

Um die Lunge zu betreiben muss nach dem Einschalten der Lunge zuerst ein erfolgreicher Selbsttest durchgeführt werden. Dazu wird der Befehl „s“ an die Lunge gesendet. Das Zeichen „OD“, welches an den Befehl „s“ angehängt wird, ist das Abschlusszeichen bzw. der Zeilenumbruch. Damit wird der gesendete Befehl abgeschlossen und die Lungensteuerung führt diesen aus. Anschließend wird der Lungensteuerung der Befehl für eine bestimmte Atemkurve übergeben. Dabei werden die eingestellten Parameter zu einem Steuerbefehl wie z.B. „k s 20 2500 1 0 1 0“ zusammengefügt. Die Parameter im Befehl haben die folgende Bedeutung:

- k - Eingabe einer Benutzerdefinierten Atemkurve
- s - Atemkurve ist sinusförmig
- 20 - Anzahl der Hübe pro Minute
- 2500 - Hub in ml
- 1 0 1 0 - Parameter für Pausen

Fall 2 „Lunge An/ Aus“ [Abbildung 4.11]:

Nachdem der Selbsttest erfolgreich durchgeführt und eine Atemkurve geladen wurde kann die Lunge eingeschaltet werden. Dafür wird der Regler mit dem Befehl „r 1“ eingeschaltet. Der Befehl „r 0“ schaltet den Regler wieder aus. Die Stellung des Schalters „Lunge Ein/ Aus“ wird in einem Auswahl-feld abgefragt. Ist der Wert des Schalters „true“ wird der Anschluss „true“ am Auswahl-feld aktiviert, also „r 1“. Anschließend wird an den Befehl für den Regler noch das Abschlusszeichen angefügt und der Steuerbefehl wird über die VISA-Schnittstelle an die Lungensteuerung übergeben.

Fall 3 „Übernehmen“ [Abbildung 4.11]:

Der Fall „Übernehmen“ bildet die Änderung der Steuerparameter der Lunge ab. Wenn der Benutzer eine andere Atemkurve benötigt, dann kann er die Steuerparameter der Lunge ändern. Anschließend muss der Schalter „Übernehmen“ betätigt werden. Dann werden die Parameter zu einer neuen Atemkurve zusammengeführt und an die Lungensteuerung übermittelt.

Fall 4 „Lunge Blockieren“ [Abbildung 4.11]:

Falls an die Lunge ein Tauchgerät angeschlossen ist, welches sich unter Wasser befindet, dann wirkt der hydrostatische Druck auf den Balg der Lunge. Durch die Fläche des Balges entsteht eine Kraft welche die Lunge auseinanderdrückt. Dabei fährt die Lunge langsam bis zu ihrem maximalen Hub und der Endlagenschalter wird ausgelöst. Dies wird von der Lungensteuerung erkannt und es wird eine Fehlermeldung ausgegeben. Dadurch ist es nicht mehr möglich die Lunge anzusteuern. Damit dieser Fall nicht eintritt ist es nötig die Lunge entweder zu blockieren oder permanent eine Atemkurve zu fahren. Um die Lunge zu blockieren sind folgende Schritte notwendig:

- Atemkurve mit Null Hub einstellen - Befehl „k s 20 0 1 0 1 0“
- Lunge auf eine definierte Position fahren - Befehl „f 1000“
- Regler einschalten - Befehl „r 1“

Wird der Schalter „Lunge Blockieren“ betätigt, dann wird als erstes eine Atemkurve ausgewählt. Beim Aktivieren des Schalters wird über den Auswahlknoten die bereits angesprochene Atemkurve mit Null Hub geladen. Anschließend fährt die Lunge auf die angegebene Position von 1000 ml Hub und der Regler wird eingeschaltet. Gleichzeitig beginnt der Schalter „Lunge Blockieren“ zu blinken. Das ist eine Sicherheitsmaßnahme, da die Lunge durch eine angelegte Motorspannung auf Position gehalten wird. Der Motor hat dabei eine Drehzahl von 0 Umdrehungen pro Minute und der Ankerstrom im Motor erreicht sein Maximum. Daraus resultiert eine starke Erwärmung des Motors die zu Schädigungen führen kann. Der Motor sollte daher nur kurzzeitig blockiert werden.

Wird der Schalter „Lunge Blockieren“ deaktiviert, dann wird die Atemkurve gemäß den eingestellten Parametern Kurvenart, Hub und Frequenz geladen. Der Befehl, die Lunge auf eine bestimmte Position zu fahren, wird von der Lungensteuerung selbstständig ignoriert und der Regler wird aktiviert.

Somit ist es möglich die Lunge im Betrieb zu stoppen und anschließend wieder eine Atemkurve zu durchfahren ohne dass die Lunge in ihren Endlagenschalter gedrückt wird.

Nachdem nun die Parametereingabe und die Ereignisstruktur aus Abbildung 4.10 ausführlich erläutert wurden, folgt die Beschreibung der Auswertung der Antworten der Lungensteuerung.

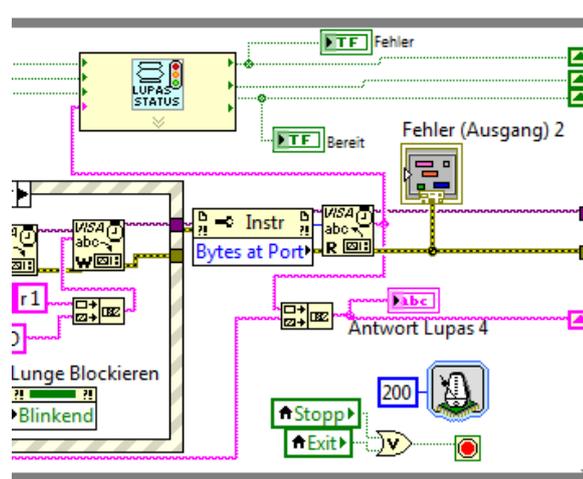


Abbildung 4.12: LabVIEW - Lungensteuerung (Auszug „Auswertung“)

Nach der Ereignisstruktur prüft der Eigenschaftsknoten „Bytes at Port“ die Anzahl der Zeichen der Antwort der Lunge. Die ermittelte Zeichenzahl wird dann über den VISA Baustein „Read“ gelesen und als String weitergeben. Zum einen wird die Antwort der Lunge in ein Array geschrieben, wobei die neueste Antwort immer als erster Wert eingetragen wird. Dieses Array wird dann durch das Anzeigeelement „Antwort Lupas 4“ in Frontpanel visualisiert. Zum anderen wird die Antwort der Lunge an das SubVI „LUNAS STATUS“ übergeben und für die Auswertung benutzt.

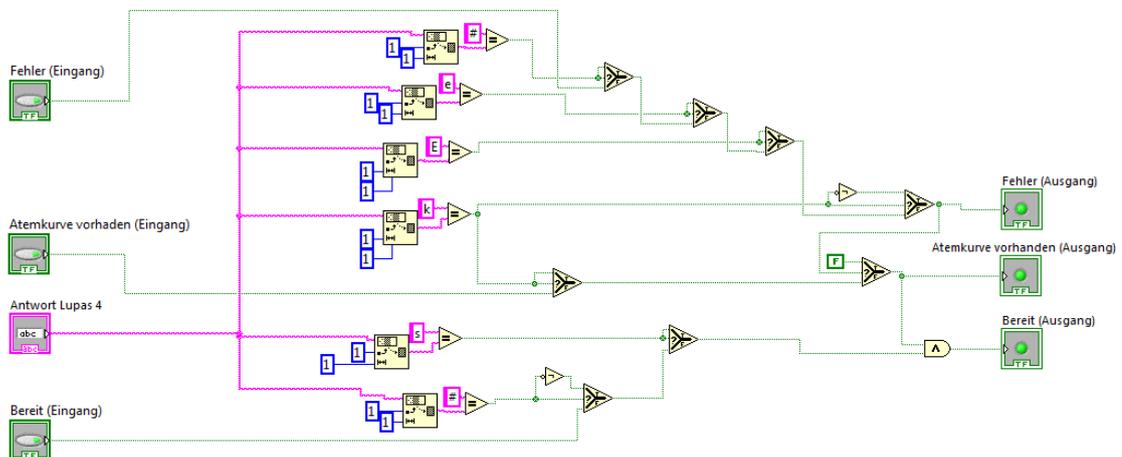


Abbildung 4.13: LabVIEW – SubVI LUNAS STATUS

In Abbildung 4.13 ist das SubVI „LUPAS STATUS“ dargestellt. Dieses VI ist das Herzstück der Fehlerüberwachung der Lungensteuerung. Jede gelesene Antwort der Lungensteuerung durchläuft dieses SubVI und wird auf die folgenden Anfangszeichen überprüft.

- # - Lunge wurde neu eingeschaltet
- e - Fehler
- E - Fehler
- k - Atemkurve wurde geladen
- s - Selbsttest wurde erfolgreich abgeschlossen

Für den Betrieb sind ein erfolgreicher Selbsttest und eine geladene Atemkurve nötig. Die Zeichen „s“ und „k“ müssen als Antwort von der Lunge gesendet worden sein. Dann wird die LED „Bereit“ auf den Wert „true“ gesetzt.

Falls ein Fehler auftritt („e“ oder „E“) oder die Lunge neu eingeschaltet wird („#“), wird die LED "Fehler" auf „true“ geschaltet. Gleichzeitig wird der Wert "Atemkurve vorhanden" auf „false“ zurückgesetzt und die LED "Bereit" wird auf den Wert „false“ geschaltet. Um den Fehler zu beheben muss eine neue Atemkurve geladen werden. Dies geschieht entweder durch einen erneuten Selbsttest oder durch Drücken des Schalters „Übernehmen“.

Wenn die Lunge neu gestartet wird sendet sie "#". Die LED "Bereit" wird auf „false“ gesetzt, da für den Betrieb erst ein erneuter Selbsttest durchgeführt werden muss.

Die Ausgangsdaten werden durch ein Schieberegister beim nächsten Schleifendurchlauf wieder aufgerufen und liegen somit als Eingangsdaten an.

4.3.1.3 Steuerung Mass Flow

Der Mass Flow hat die Aufgabe das Kohlendioxid aus der Speicherflasche in den Atemkreislauf zu injizieren. In Abbildung 4.14 ist das RI-Schaltbild für den Kohlendioxidfluss dargestellt. Über den PC wird ein analoger Ausgang der Messkarte angesteuert. Das Ausgangssignal ist eine Spannung zwischen 0 und 10 V und wird vom Mass Flow Controller gelesen. Dieser konvertiert das Spannungssignal in ein digitales Steuersignal und stellt gleichzeitig die Versorgungsspannung für den Mass Flow bereit. An den Mass Flow ist eine CO₂-Speicherflasche mit Druckminderer angeschlossen. Über den Druckminderer wird der Vordruck für den Mass Flow eingestellt. Der Vordruck muss immer höher sein als der Kammerdruck, da der Mass Flow ein geregeltes Ventil ist und das Kohlendioxid nur über das Druckgefälle zwischen Vordruck und Kammerdruck in den Atemkreis strömt.

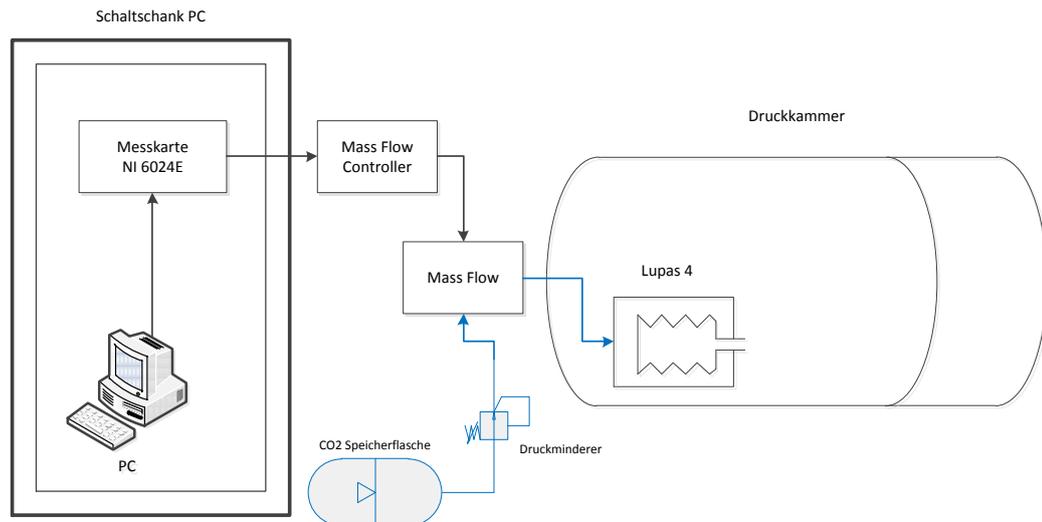


Abbildung 4.14: RI-Schaltbild Mass Flow

Die Umsetzung der Steuerung des Mass Flow in LabVIEW ist sehr einfach und ist in Abbildung 4.15 dargestellt. Sie besteht im Wesentlichen aus einer Case-Struktur die über einen booleschen Schalter gesteuert wird. Der Schalter „CO2 Flow“ steuert die Case-Struktur. Wird er eingeschaltet, soll Kohlendioxid in den Atemkreis einströmen. Dazu wird die Case-Struktur auf „true“ gesetzt. Dieser Fall ist in Abbildung 4.15 auf der linken Seite dargestellt. Falls jedoch kein Kohlendioxid benötigt wird, ist der Schalter aus und die Case-Struktur arbeitet den „false“ Fall ab (rechte Seite in Abbildung 4.15).

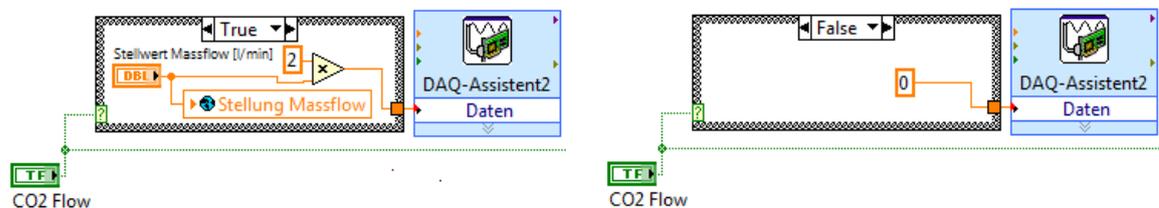


Abbildung 4.15: LabVIEW - Steuerung Mass Flow

In dem Fall „true“ der Case-Struktur wird der Stellwert für den Mass Flow ausgelesen, mit zwei multipliziert und an den DAQ-Assistenten (**Data Acquisition**: engl., die Datenerfassung) übergeben. Dieser setzt den Wert als Spannung auf den analogen Kanal der Messkarte und übermittelt somit das Spannungssignal an den Mass Flow Controller. Die Multiplikation mit zwei stellt dabei die Skalierung des Stellwertes dar. Der Mass Flow Controller hat ein Eingangssignalsbereich von 0 bis 10 V und der verwendete Mass Flow kann zwischen 0 und 5 l/min liefern. Somit entspricht ein Stellwert von 5 l/min einer Spannung von 10 V. Daraus errechnet sich der Skalierungsfaktor von zwei. Zusätzlich zu der Skalierung wird der Stellwert des Mass Flow innerhalb der Case-Struktur in einer globalen Variable gespeichert. Das dient der späteren Protokollerstellung in der der zugeführte Volumenstrom an Kohlendioxid dargestellt wird.

4.3.2 Signalverarbeitung der Sensoren

4.3.2.1 Kalibrierung und Skalierung

Die Skalierung ist für die Umrechnung des Messsignals in eine Messgröße. Fast alle analogen Sensoren sind Messumformer und liefern entweder eine Spannung oder einen Strom als Messsignal. Der gemessene Wert kann je nach Sensor eine Kraft, Dehnung, Druck, Beschleunigung oder auch Lichtintensität sein. Meistens liegt das Interesse jedoch nicht direkt am Messsignal, sondern an dem Messwert der sich dahinter verbirgt. Dazu wird ein Sensor kalibriert. Das heißt er wird mit einer bekannten Messgröße beaufschlagt und seine Antwort in Form einer Spannung oder eines Stromes dokumentiert. Somit ist die Umrechnung von Messsignal zu Messgröße definiert und kann beispielsweise in einer Messsoftware hinterlegt werden.

In LabVIEW erfolgt die Kalibrierung üblicherweise im „**M**asurement & **A**utomation Explorer“, kurz MAX. Er ist Bestandteil der LabVIEW Software und bietet einen komfortablen Zugriff auf alle installierten bzw. angeschlossenen National Instruments Produkte. Im MAX können unter dem Menüpunkt Skalierung beliebig viele Skalierungskurven für die verschiedenen Sensoren hinterlegt werden. Es ist sinnvoll dies einmal an einer zentralen Stelle in der Software zu tun. Damit hat jedes VI Zugriff auf die Skalierung. Sollte einmal ein Sensor im Messsystem ausgetauscht werden, muss die neue Skalierung nur einmal eingegeben werden und ist automatisch für alle Anwendungen gültig.

4.3.2.2 Thermoelemente

Das EPAD der Firma Dewetron(13) hat die Aufgabe mit Hilfe der Thermoelemente die Temperaturen an den verschiedenen Stellen des Messaufbaus zu erfassen. In Abbildung 4.16 ist das RI-Schalbild für die Temperaturmessung dargestellt.

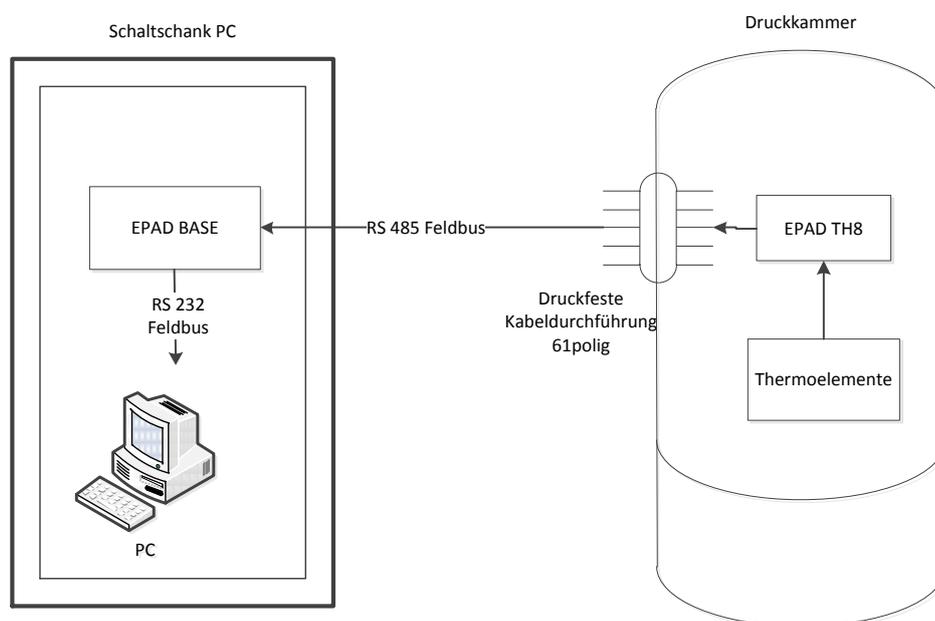


Abbildung 4.16: RI-Schalbild Temperaturmessung

Die Thermoelemente sind an das „EPAD TH8“ angeschlossen. Sie ist die Vergleichsstelle für die Referenztemperatur und gleichzeitig ein Analog-Digital-Wandler. In der Box werden die Thermospannungen von bis zu acht Thermoelementen ausgelesen und digitalisiert. Anschließend wird mit Hilfe von hinterlegten Skalierungen die gemessene Spannung in eine Temperatur umgerechnet und als digitales Signal über den RS 485 Feldbus übertragen. Der RS 485 Feldbus verbindet dabei das EPAD TH8 über eine druckfeste Kabeldurchführung mit dem „EPAD BASE“. Dort wird das digitale Temperatur-signal über den RS 232 Feldbus an den seriellen Anschluss des PCs gesendet.

Die Umsetzung in LabVIEW ist in Abbildung 4.17 dargestellt. Dabei wird als erstes die VISA-Schnittstelle im SubVI „EPAD READ“ konfiguriert und geöffnet. Wenn dieser Prozess fehlerfrei durchlaufen wurde, dann wird die LED „Status EPAD“ auf „true“ geschaltet und leuchtet grün.

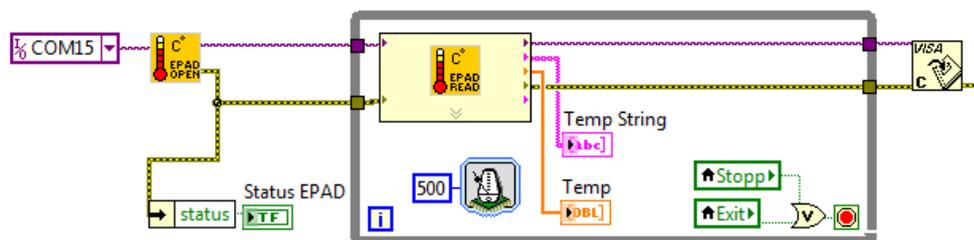


Abbildung 4.17: LabVIEW - Temperaturerfassung

Innerhalb der Schleife ist das SubVI „EPAD READ“ zu erkennen. Darin verbirgt sich der eigentliche Code, siehe Abbildung 4.18: LabVIEW – SubVI „EPAD READ“.

Das SubVI startet mit der Übernahme der VISA-Daten „VISA resource in“ und „error in“. Anschließend wird der Befehl zum Auslesen der Temperatursensoren „\$01A“ an das EPAD übermittelt [Abbildung 4.18 - ©]. Danach wird über den Eigenschaftsknoten „Bytes at Port“ die Länge der Antwort bestimmt und die entsprechende Anzahl an Zeichen als String ausgelesen. Die Antwort des EPAD, also die Temperaturen der Thermoelemente, wird im Lesebuffer dargestellt und an die For-Schleife übergeben. Eine mögliche Antwort des EPAD könnte wie folgt aussehen:

```
!+00020.15+00017.50-00001.85+01372.00+01372.00+01372.00+01372.0+01372.00
```

In dieser Beispielantwort erkennt man die Struktur der übermittelten Temperaturen. Das Ausrufezeichen zu Beginn zeigt, dass es sich um eine Antwort des EPAD handelt. Dahinter befinden sich die Temperaturinformationen mit Vorzeichen und Wert für die acht Kanäle. An Kanal 1 wurde also eine Temperatur von 20,15°C gemessen. Kanal 2 hat 17,5°C und Kanal 3 hat -1,85°C. An Kanal 4 bis 8 ist kein Thermoelement angeschlossen. Das wird durch den Wert 1372°C ausgedrückt. Die For-Schleife hat die Aufgabe die Antwort des EPAD in Einzelwerte aufzugliedern. Für die weitere Verarbeitung der Temperaturen in der Software ist es nötig die Daten von einem String in numerische Werte zu überführen. Trotzdem ist es sinnvoll die Temperaturen auch als String zur Verfügung zu haben. Das hat besonders bei der Visualisierung der Daten im Frontpanel erhebliche Vorteile, da ein Kanal ohne Thermoelement mit dem Text „kein Sensor“ versehen werden kann.

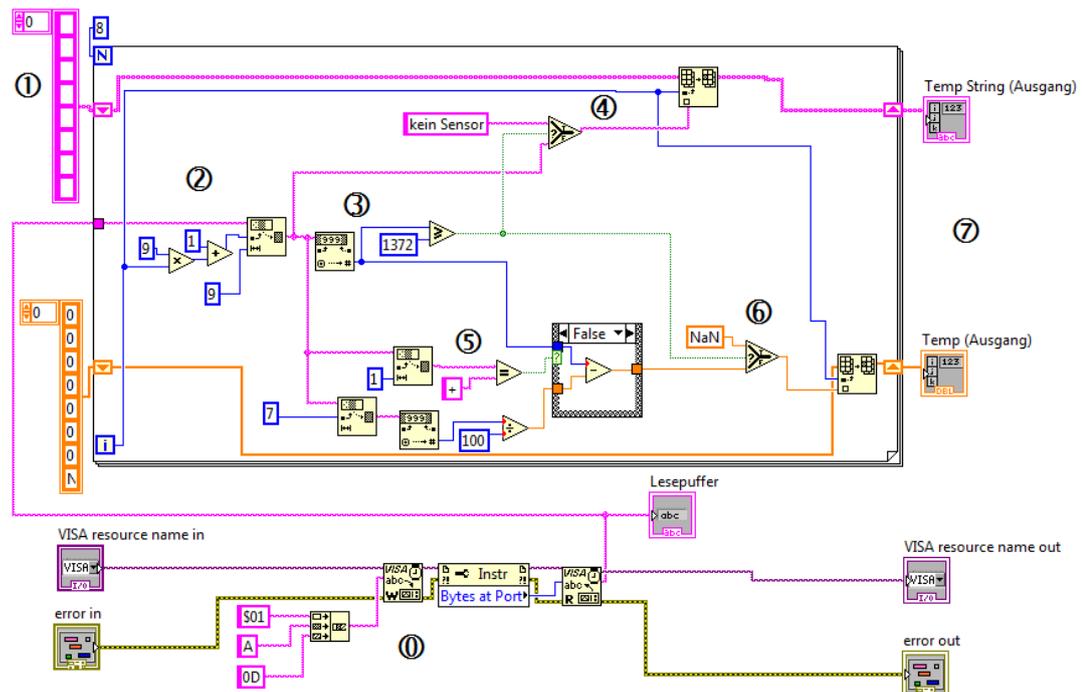


Abbildung 4.18: LabVIEW – SubVI „EPAD READ“

Die For-Schleife wird 8-mal durchlaufen, je einmal pro Kanal. Dabei wird an die Schleife jeweils ein Array mit acht Grundeinträgen als String (rosa) und als numerischer Wert (orange) übergeben [Abbildung 4.18 - ①]. Innerhalb der Schleife wird aus der Antwort zuerst der jeweilige Kanal isoliert. Um den Anfang des Kanals zu bestimmen wird der Iterationsanschluss mit 9 multipliziert und der Wert 1 addiert [Abbildung 4.18 - ②]. Da jeder Kanal aus neun Zeichen besteht wird zusätzlich zur Anfangsposition die Länge des Strings definiert. Nachdem der isolierte Kanal nun als String zur Verfügung steht, wird der String in einen numerischen Wert überführt und geprüft ob dieser größer oder gleich 1372 ist [Abbildung 4.18 - ③]. Nun verzweigt sich die For-Schleife in zwei Bereiche. Im oberen Teil der Schleife wird die Temperatur als String verarbeitet und im unteren Teil wird sie in einen numerischen Wert überführt. Im Auswahlelement wird die Fallunterscheidung, ob die Temperatur größer oder gleich 1372°C ist, wieder aufgegriffen. Ist die Temperatur kleiner, wird der Wert des Kanals an die entsprechende Stelle im Array „Temp String“ eingetragen [Abbildung 4.18 - ④]. Falls nicht, dann wird der Wert „kein Sensor“ anstelle des Wertes in das Array übernommen. Damit ist die Verarbeitung der Temperaturen als String abgeschlossen. Damit LabVIEW mit den ermittelten Temperaturen Rechenoperationen durchführen kann werden die Temperaturen als numerischer Wert benötigt. Da LabVIEW mit einem Komma als Trennzeichen arbeitet, der Wert aber mit einem Punkt vorliegt, müssen die Vor- und Nachkommastellen separat verarbeitet werden. Dazu wird der bereits isolierte Vorkommawert aus der Fallunterscheidung [Abbildung 4.18 - ③], der Nachkommawert und das Vorzeichen benötigt. Das Vorzeichen des Temperaturwertes wird ermittelt und es wird geprüft ob dieses positiv ist [Abbildung 4.18 - ⑤]. Zusätzlich werden die beiden Nachkommastellen ermittelt und durch 100 geteilt. In der nachfolgenden Case-Struktur werden Vor- und Nachkommawert zusammengesetzt. Ist das Vorzeichen positiv, dann wird der Fall „true“ der Case-Struktur ausgeführt und der Vor- und Nachkommawert werden addiert. Ist das Vorzeichen negativ, dann wird der Nachkommawert vom Vorkommawert abgezogen. Anschließend wird die Prüfung, ob ein Sensor abgeschlossen ist [Abbildung 4.18 - ③] abgefragt und an ein Auswahlfeld übergeben [Abbildung 4.18 - ⑥].

Dabei wird entweder der Wert in das Array „Temp“ übernommen oder der „NaN“ für „not a number“ eingetragen. Abschließend werden die beiden Arrays „Temp“ und „Temp String“ sowie „VISA resource name out“ und „error out“ von dem SubVI ausgegeben [Abbildung 4.18 - ⑦].

4.3.2.3 Sensoren

Die Erfassung der Sensordaten ist als RI-Schaltbild in Abbildung 4.19 dargestellt. Innerhalb der Druckkammer sind drei Druckmessumformer für die Messung von Hochdruck, Mitteldruck und Differenzdruck vorhanden. Zusätzlich befindet sich ein Laserabstaudmesser an der künstlichen Luge, der den Hub ermittelt. Alle Sensoren innerhalb der Druckkammer sind an die Sensorbox angeschlossen. Sie hat insgesamt zehn Anschlüsse und bietet damit die Möglichkeit bei Bedarf noch sechs weitere Sensoren in den Messaufbau zu integrieren. Die Sensorbox ist mit einer 21 poligen druckfesten Durchföhrung verbunden. Dadurch werden die Sensorsignale aus der Kammer herausgeföhrt und über ein Multicore-Kabel an die Messkarte weitergeleitet. Das Multicore Kabel hat insgesamt 12 einzeln verdrehte und geschirmte Aderpaare. Dabei werden zehn Aderpaare für die Sensoren innerhalb der Druckkammer verwendet. Die beiden übrigen Aderpaare sind für die Kohlendioxidmessung vorgesehen. Zurzeit ist nur ein CO₂ Analyser der Firma Datex angeschlossen und belegt eines der beiden Aderpaare. Da ein zweites CO₂ Messgerät geplant ist, ist das letzte freie Aderpaar bereits hierfür reserviert. Der Druckmessumformer für den Kammerdruck befindet sich außerhalb der Druckkammer und ist an der Schalttafel für die Tiefensteuerung befestigt. Er ist direkt mit der Messkarte über ein Koaxialkabel verbunden.

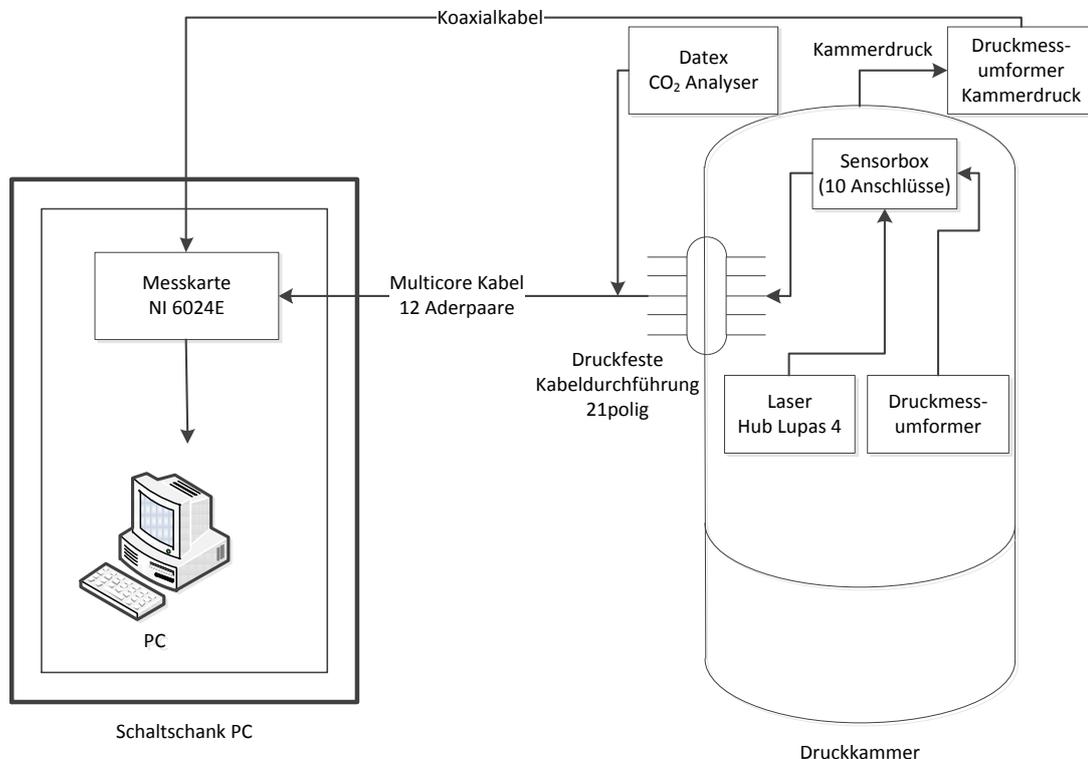


Abbildung 4.19: RI-Schaltbild Sensoren

Die Erfassung der Sensorwerte ist in LabVIEW innerhalb der Hauptschleife (Abbildung 4.4) realisiert. Abbildung 4.20 zeigt den für die Datenerfassung und –aufbereitung relevanten Ausschnitt der Hauptschleife.

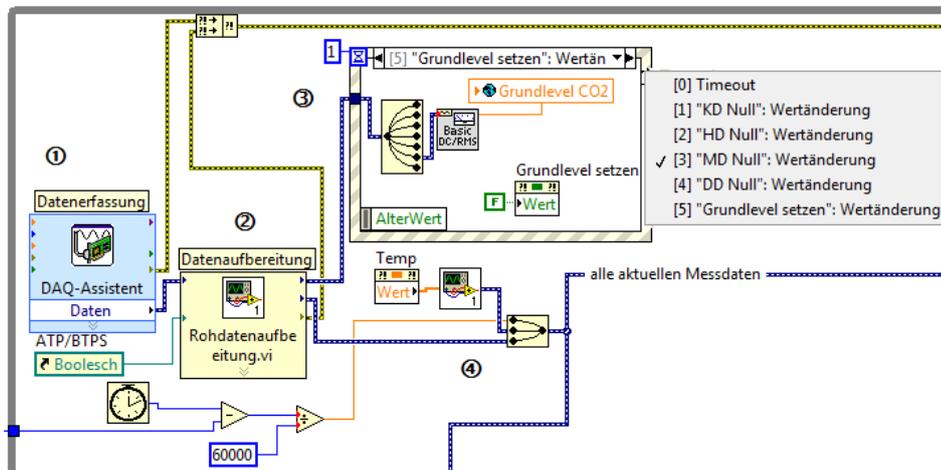


Abbildung 4.20: LabVIEW - Datenerfassung und Aufbereitung (Auszug Hauptschleife)

Für die Datenerfassung wird der DAQ-Assistent von National Instruments verwendet [Abbildung 4.20 - ①]. Er ist ein vordefinierter Schnellbaustein und ermöglicht eine schnelle und einfache Konfiguration der zu erfassenden Signale. Dabei können Einstellungen wie Kanäle, Kanalname, Signaleingangsbereich, Anschlussart, Skalierung, Erfassungsmodus, Abtastrate und Blockgröße verwaltet werden. Zusätzlich können die eingestellten Kanäle in einem Graph dargestellt und somit überprüft werden. Ein weiteres sehr interessantes Feature ist der Anschlussplan. Hierbei ist in LabVIEW ein Abbild sämtlicher Hardware von National Instruments hinterlegt und es wird angezeigt welches Sensorkabel mit welcher Klemmstelle der Messkarte zu verbinden ist.

Die Datenerfassung erfolgt mit einer Abtastrate von 10 kS/s pro Kanal. Es werden immer Blöcke mit 1000 Sampels pro Kanal eingelesen. Damit wird die Hauptschleife alle 0,1 sec ausgeführt. Die Abtastrate und Blockgröße wurden so gewählt, da somit in Zusammenhang mit der nachfolgenden Datenaufbereitung [Abbildung 4.20 - ②] die besten Messergebnisse erzielt wurden. Die zu erwartende Frequenz der Messsignale liegt maximal bei ca. 35 Hz. Somit sind Aliasing-Effekte ausgeschlossen und das Nyquist-Shannonsche Abtasttheorem ist erfüllt.

Diese Aufgabe hat das SubVI „Rohdatenaufbereitung“, welches in Abbildung 4.21 dargestellt ist. Darin wird das Rohsignal zuerst mit einem Tiefpassfilter (Butterworth 2. Ordnung, Gangfrequenz 35Hz) bearbeitet. Somit werden hochfrequente Störungen minimiert. Da das Sensorsignal einer Gleichspannung sehr nahe kommt, hat der Filter darauf keinen Einfluss. Anschließend wird über eine gleitende Mittelwertbildung das Sensorsignal geglättet. Zu diesem Zeitpunkt liegen immer noch 1000 Werte pro Sensor vor. Da diese hohe Auflösung für den Prüfstand nicht erforderlich ist wird die Datenmenge um den Faktor 50 reduziert.

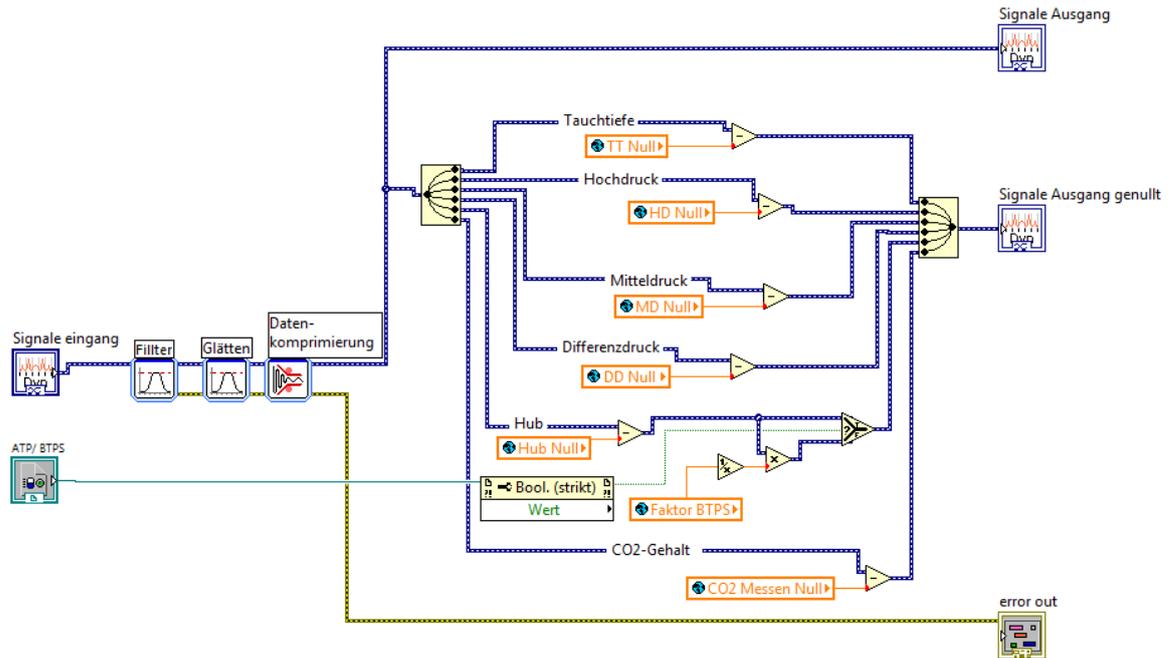


Abbildung 4.21: LabVIEW – SubVI „Rohdatenaufbereitung“

Somit liegen pro Kanal 20 Messwerte pro Sensor und Schleifendurchlauf vor. Da die Schleife wie bereits erwähnt alle 0,1 s ausgeführt wird, ergibt sich damit eine Auflösung von 200 Messwerten pro Sekunde und Sensor. Durch diese Maßnahme wurde die von der CPU zu verarbeitende Datenmenge auf ein erforderliches Minimum reduziert. Nach der Datenreduktion werden die Daten in die einzelnen Kanäle zerlegt. Dadurch werden die Kanäle wie Tauchtiefe, Hochdruck, Mitteldruck, Differenzdruck, Hub und CO₂-Gehalt sichtbar. Anschließend wird von jedem Kanal der entsprechende Nullwert abgezogen.

Die Nullwerte werden in einer Ereignisstruktur [Abbildung 4.20 - ③] mit den folgenden Fällen ermittelt.

- Fall 0 „Timeout“
- Fall 1 „KD Null“ (Kammerdruck)
- Fall 2 „HD Null“ (Hochdruck)
- Fall 3 „MD Null“ (Mitteldruck)
- Fall 4 „DD Null“ (Differenzdruck)
- Fall 5 „Grundlevel setzen“ (Kohlendioxidwert)

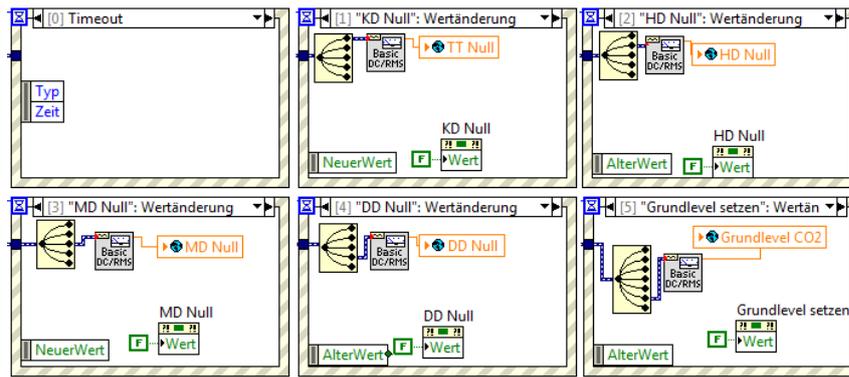


Abbildung 4.22: LabVIEW - Ereignisstruktur Nullwerte ermitteln

Die Ereignisstruktur [Abbildung 4.22] funktioniert genau wie die bereits beschriebene Ereignisstruktur der Lungensteuerung aus Abbildung 4.11. Jedem Fall, außer dem Fall „Timeout“, ist ein Schalter zugeordnet. Durch das Betätigen des Schalters erfolgt eine Wertänderung welche durch die Ereignisstruktur erkannt wird und den entsprechenden Fall einmal auslöst. Innerhalb der Ereignisstruktur werden die Kanäle getrennt und der für den jeweiligen Fall benötigte Kanal wird durch Mittelwertbildung auf einen einzelnen Wert reduziert. Dieser wird in einer Globalen Variable gespeichert und steht somit dem SubVI „Rohdatenaufbereitung“ zur Verfügung. Anschließend wird der Schalter, der das Ereignis ausgelöst hat, wieder auf seinen Ursprungswert zurückgesetzt.

In Abbildung 4.20 - ④ werden die durch den DAQ-Assistenten erfassten und aufbereiteten Messdaten der Sensoren mit den Temperaturinformationen und der Zeit zusammengefasst. Daraus entstehen die dynamischen Daten „alle aktuellen Messwerte“. Insgesamt sind darin 14 Kanäle mit jeweils 20 Werten enthalten. Eine Auflistung der Kanalnamen ist in Tabelle 4 aufgeführt.

Kanal	Beschreibung
0	verstrichene Zeit seit Messbeginn
1	Temperatur Wasserbad (EPAD Kanal 0)
2	Temperatur Lunge (EPAD Kanal 1)
3	Temperatur Einatemkreis (EPAD Kanal 2)
4	Temperatur Ausatemkreis (EPAD Kanal 3)
5	Temperatur EPAD Kanal 4
6	Temperatur EPAD Kanal 5
7	Temperatur EPAD Kanal 6
8	Temperatur EPAD Kanal 7
9	Tauchtiefe
10	Hochdruck
11	Mitteldruck
12	Differenzdruck
13	Hub Lupas 4
14	CO2 Konzentration Einatemkreis

Tabelle 4: Kanalbeschreibung "alle aktuellen Messdaten"

4.3.3 Online Werte

In Abbildung 4.23 wird ein Teil der Hauptschleife [Abbildung 4.3] dargestellt. Er hat die Aufgabe die erfassten Daten in Echtzeit auf dem Frontpanel abzubilden.

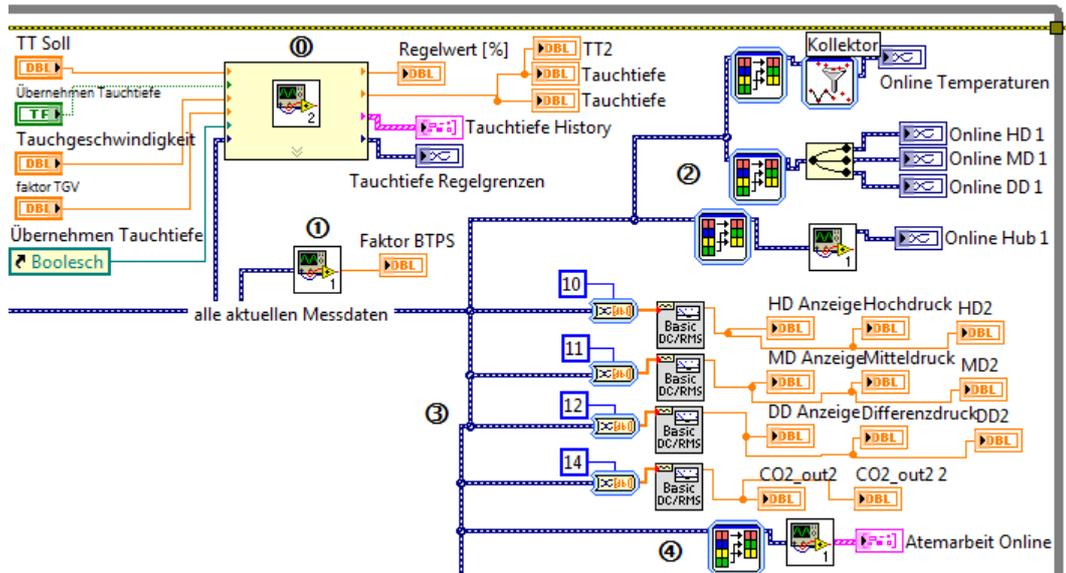


Abbildung 4.23: LabVIEW - Online Werte

In Abbildung 4.23 - ① wird der Korrekturfaktor des Atemvolums bei BTPS nach Formel (2.9) ermittelt. Dies geschieht in dem SubVI „Faktor BTPS berechnen“ [Abbildung 4.24]. Dabei wird in einer Case-Struktur, die durch einen Schleifenzähler gesteuert wird, der Berechnungsalgorithmus ausgeführt. Der Schleifenzähler wird bei Programmstart mit 0 initialisiert und zählt bei jedem Aufruf des SubVIs den Wert 1 dazu. Die Case-Struktur wird „true“, wenn der Wert des Schleifenzähler durch 50 geteilt als Rest der Division 0 hat. Somit wird die Berechnung bei jedem 50. Aufruf des SubVIs ausgeführt. Das SubVI ist in der Hauptschleife integriert und wird somit mit der gleichen Frequenz von 10 Hz ausgeführt. Daraus folgt eine Berechnung des „Faktors BTPS“ alle 5 s.

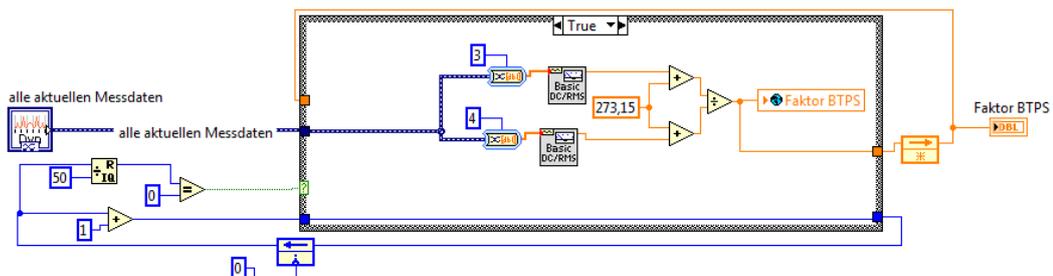


Abbildung 4.24: LabVIEW - SubVI „Faktor BTPS berechnen“

Das SubVI „Tauchtiefe“ [Abbildung 4.23 - ①] ist in Abbildung 4.25 als Blockdiagramm dargestellt. Es hat die Aufgabe die Graphen „Tauchtiefe History“ und „Tauchtiefe Regelgrenzen“ sowie die aktuelle Tauchtiefe zu ermitteln. Zusätzlich wird das SubVI benutzt um die Vorgaben für Tauchtiefe und -geschwindigkeit zu verarbeiten.

Hierfür werden in Abbildung 4.25 -①,② zuerst die Benutzereingaben der Tiefensteuerung ausgewertet und verarbeitet. Aus dem Wert „Tauchgeschwindigkeit“ und „Faktor Tauchgeschwindigkeit“ wird der Stellwert für die Einlassventile bestimmt [Abbildung 4.25 -①]. Er wird jedoch in der Case-Struktur [Abbildung 4.25 -①] nur übernommen und in eine Globale Variable geschrieben, denn der Schalter „Übernehmen Tauchtiefe“ betätigt wird. Das gleiche gilt für den Wert „TT soll“. Somit ist sichergestellt, dass der Benutzer seine Einstellungen über die Schieberegler im Frontpanel durchführen kann ohne dass die Software sofort Steuerbefehle auslöst. Erst durch Aktivieren des Schalters „Übernehmen“ wird der Software die neue Einstellung übergeben. In Abbildung 4.25 -② wird aus den dynamischen Daten „alle aktuellen Messwerte“ der Kanal 9 mit der aktuellen Tauchtiefe isoliert und durch Mittelwertbildung auf einen einzelnen Wert reduziert. Anschließend werden die Regelgrenzen (± 5 cm) von der vorgegebenen Tauchtiefe berechnet. Diese vier Werte werden zusammengefasst und in einem Kollektor für 3 s gespeichert [Abbildung 4.25 -③]. Damit entsteht ein Graph in der das Toleranzband der vorgegebenen Tauchtiefe und die aktuelle Tauchtiefe dargestellt sind. Um den Verlauf der Tauchtiefe seit Programmstart in einem Graphen zu dokumentieren, wird in Abbildung 4.25 -④ die „verstrichene Zeit seit Programmstart“ aus den dynamischen Daten „alle aktuellen Messwerte“ ermittelt. Zusammen mit dem Wert „Tauchtiefe ist“ wird in der Case-Struktur [Abbildung 4.25 -⑥] der Graph „Tauchtiefe History“ erstellt. Es wird jedoch nur alle 5 s ein neuer Wert zu dem Graphen hinzugefügt. Dafür sorgt ein Schleifenzähler [Abbildung 4.25 -⑤], der genauso wie der Schleifenzähler aus Abbildung 4.24 funktioniert.

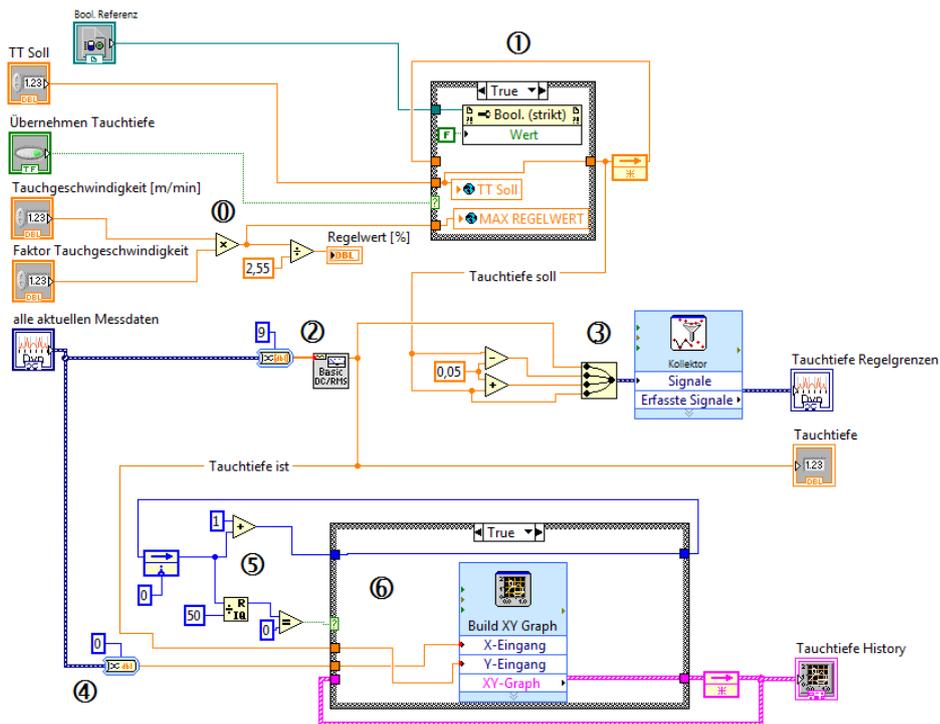


Abbildung 4.25: LabVIEW - SubVI Tauchtiefe

Aus den dynamischen Daten mit allen aktuellen Messwerten werden in Abbildung 4.23 - ② die folgenden Kanäle isoliert und in Diagrammen über der Zeit dargestellt.

- Temperaturen
- Hochdruck (HD)
- Mitteldruck (MD)
- Differenzdruck (DD)
- Hub der Lunge (Hub)

Um die Werte auch numerisch auf dem Frontpanel darzustellen, werden aus den „aktuellen Messdaten“ die entsprechenden Kanäle isoliert [Abbildung 4.23 - ③]. Anschließend wird über eine Mittelwertbildung der Durchschnittswert des jeweiligen Kanals ermittelt und dann im Frontpanel als Rundinstrumente oder Zahlenwert dargestellt.

Für die Online-Darstellung der Atemkurve werden in Abbildung 4.23 - ④ zuerst die Kanäle Hub und Differenzdruck ausgewählt. Anschließend werden die beiden Kanäle im SubVI „Atemarbeit Online“ [Abbildung 4.26] in einem Kollektor gesammelt. Dabei werden jeweils die letzten 2000 Werte jedes Kanals gesammelt und in einem XY-Diagramm visualisiert.

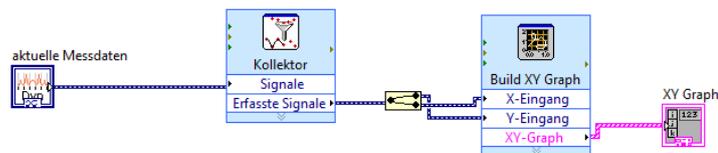


Abbildung 4.26: LabVIEW – SubVI „Atemarbeit Online“

4.3.4 Datenaufzeichnung und Berechnung

4.3.4.1 Dynamische Leistungsfähigkeit

In Abbildung 4.27 wird der Ausschnitt aus der Hauptschleife dargestellt, indem die Datenaufnahme und Berechnung für die Ermittlung der dynamischen Leistungsfähigkeit stattfindet. Auf der linken Seite ist die Case-Struktur im Fall „true“ und rechts im Fall „false“ dargestellt. Grundsätzlich sind in den dynamischen Daten (blaue Datenleitung) immer die aktuellen Messdaten hinterlegt. Wie in Kapitel 4.3.2.3 bereits beschrieben, sind dabei pro Kanal 20 Messwerte vorhanden. Um für eine Messung die Daten zu speichern wurde das Array „aufgezeichnete Messdaten“ (orange) erstellt. Durch die Case-Struktur wird über den Schalter „REC Atemarbeit“ entschieden, ob die aktuellen Messdaten in das Array „aufgezeichnete Messdaten“ übernommen werden.



Abbildung 4.27: LabVIEW – Atemarbeit (Ausschnitt Hauptschleife)

Wenn der Schalter „REC Atemarbeit“ betätigt wird, dann wird die Case-Struktur aus Abbildung 4.27 „true“ und die „aktuellen Messdaten“ werden durch das ausgeführte SubVI „Atemarbeit“ aufgezeichnet. An das SubVI werden zusätzlich noch die Anzahl der aufzuzeichnenden Kurven, die Auswahl der Auswertung und ein boolesche Referenz für den Schalter „Rec Atemarbeit“ übergeben. Das SubVI „Atemarbeit“ ist in Abbildung 4.28 dargestellt.

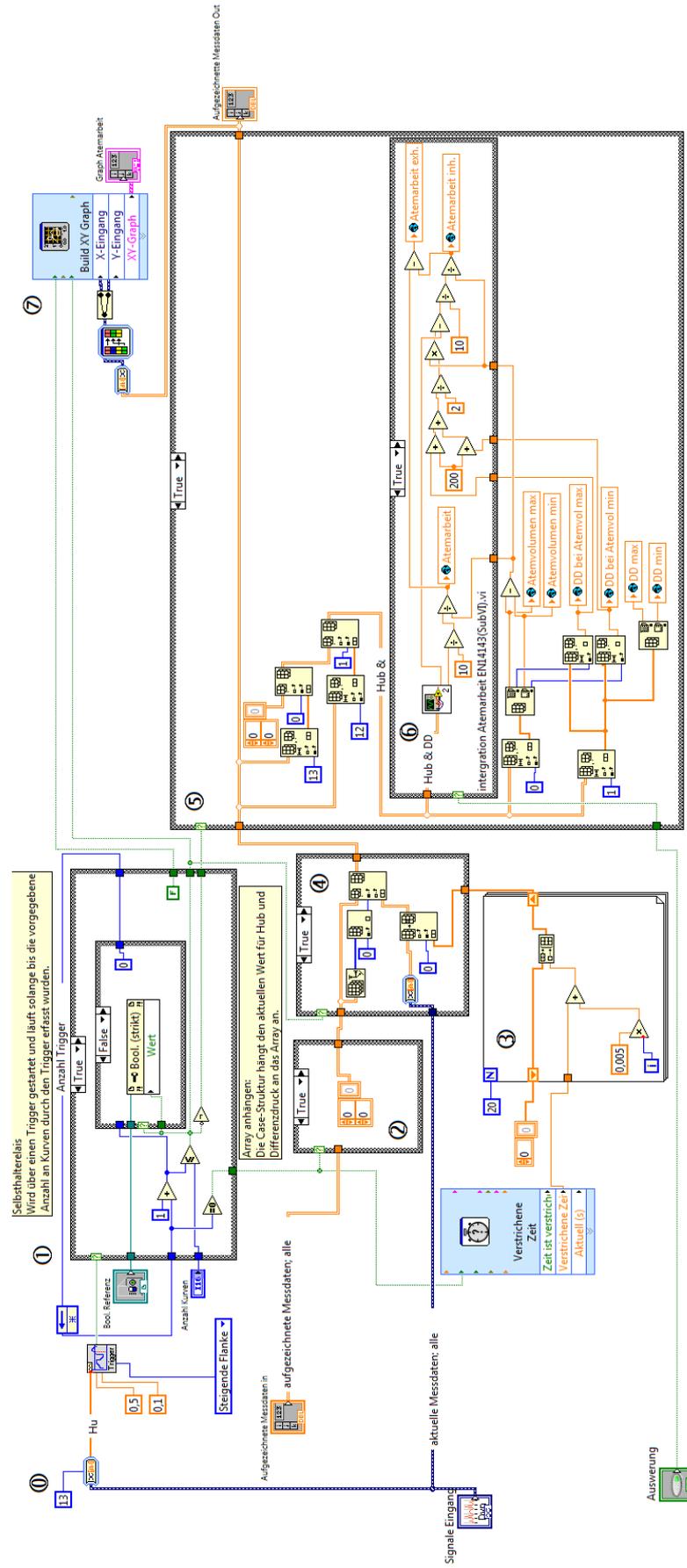


Abbildung 4.28: LabVIEW - SubVI Atemarbeit

Das SubVI hat die folgenden Aufgaben:

- Beginn einer Atemkurve durch Trigger ermitteln [⑩]
- Über ein Selbsthalterelais die Aufzeichnung der Messdaten steuern [①]
- Zu Beginn der Aufzeichnung das Array „aufgezeichnete Messdaten“ leeren [②]
- Die Zeiten für die Messdaten ermitteln [③]
- Die aktuellen Messdaten zu den aufgezeichneten Messdaten hinzufügen [④]
- Nach Abschluss der Messung die Auswertung durchführen [⑤]
- Unterscheidung der Auswertung nach DIN EN 250/ 14143 [⑤ + ⑥]
- Die aufgezeichneten Daten als Atemloop visualisieren [⑦]

Der Trigger wertet den Hub der Lunge aus. Dafür ist es notwendig zuerst den Kanal „Hub“ aus den „aktuellen Messdaten“ zu separieren. Dies ist in Abbildung 4.28 - ① zu sehen. Nachdem der Kanal „Hub“ in ein Array konvertiert wurde, wird es an den LabVIEWbaustein „einfache Trigger-Erkennung“ weitergegeben. Der Trigger wird aktiviert, wenn der Hub den Wert 0,5 mit einer steigenden Flanke durchläuft. Damit entspricht ein gefundener Trigger einer Atemkurve. Dieser Wert 0,5 für den Trigger wurde ausgewählt, da der Hub bei jeder Einstellung der künstlichen Lunge durchlaufen wird. Sobald der Trigger aktiviert wurde wird die Case-Struktur des Selbsthalterelais auf „true“ gesetzt [Abbildung 4.28 - ①]. Nun zählt das Relais die Anzahl der gefundenen Trigger und prüft bei jedem Durchlauf ob die eingegeben Anzahl an Kurven bereits durchlaufen wurden. Gleichzeitig prüft das Relais, ob der gefundene Trigger der erste war. Beim ersten gefundenen Trigger wird die Case-Struktur aus Abbildung 4.28 - ② auf „true“ gesetzt und das Array „aufgezeichnete Messdaten“ wird geleert. Parallel dazu wird der Schnellbaustein „Verstrichene Zeit“ zurückgesetzt und läuft als Stoppuhr. Solange die Anzahl der gefundenen Trigger kleiner oder gleich der Anzahl der aufzunehmenden Atemkurven ist, gibt das Relais an einem seiner booleschen Ausgänge „true“ aus. Dadurch werden die „aktuellen Messdaten“ an das Array „aufgezeichnete Messdaten“ angehängt [Abbildung 4.28 - ④]. Sobald das Selbsthalterelais erkennt, dass die Anzahl der Trigger die Anzahl der Kurven übersteigt, wird die Aufzeichnung der Messdaten gestoppt und die Auswertung [Abbildung 4.28 - ⑤] gestartet.

Eine Besonderheit in dem SubVI „Atemarbeit“ ist die Aufbereitung der Messzeit [Abbildung 4.28 - ③]. Da aus dem Schnellbaustein „Verstrichene Zeit“ nur ein einzelner Wert ausgegeben wird aber alle anderen Kanäle 20 Werte haben, muss für die Zeit auch ein Array mit 20 Einträgen erstellt werden. Dazu wird eine For-Schleife mit 20 Schleifendurchläufen genutzt. Bei jedem Schleifendurchlauf werden zu der verstrichenen Zeit 5 ms hinzuaddiert und die Werte nacheinander in ein Array geschrieben. Damit besteht das Zeitarray aus 20 Einträgen und deckt eine Zeitspanne von 100ms ab. Dies entspricht genau der Frequenz der Datenerfassung, siehe Kapitel 4.3.2.3.

Die Auswertung der aufgezeichneten Messdaten erfolgt in einer eigenen Case-Struktur [Abbildung 4.28 - ⑤]. Dieser Ausschnitt ist vergrößert in Abbildung 4.29 dargestellt. Die Auswertung wird durch das Selbsthalterelay ausgelöst, wenn die vorgegebene Anzahl an Atemkurven erfasst wurde. Innerhalb der Auswertung werden zuerst die Spalten „Hub“ und „Differenzdruck“ aus dem Array „aufgezeichneten Daten“ isoliert und in dem neuen Array „Hub & DD“ zusammengefasst [Abbildung 4.29 - ①]. Um die Kennwerte wie maximales und minimales Atemvolumen, maximaler und minimaler Differenzdruck sowie den Differenzdruck bei maximalen und minimalen Atemvolumen zu ermitteln, wird das Array „Hub & DD“ wieder zerlegt [Abbildung 4.29 - ②] und nach Minimum und Maximum durchsucht. Anschließend werden die ermittelten Werte in die gleichnamigen globalen Variablen geschrieben, damit diese für das spätere Protokoll zur Verfügung stehen.

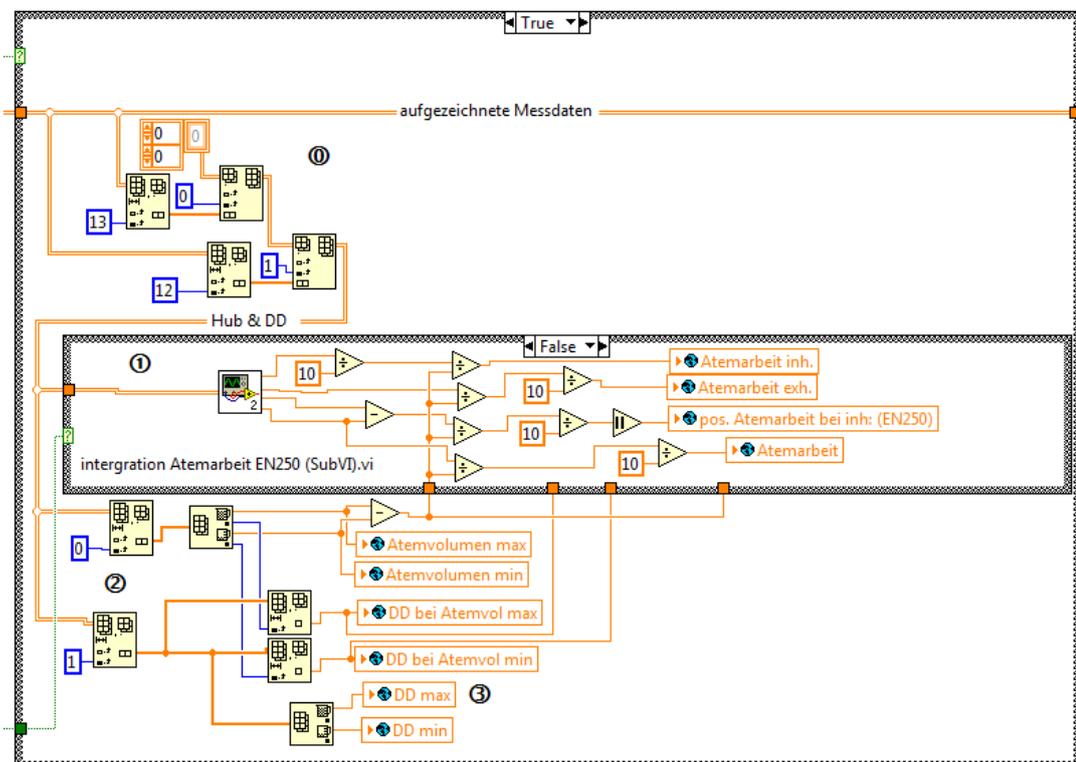


Abbildung 4.29: LabVIEW – Auswertung (Ausschnitt SubVI „Atemarbeit“)

Um nun die Atemarbeit aus der Atemkurve zu ermitteln muss die vorliegende Kurve integriert werden. Dies geschieht in der Case-Struktur Abbildung 4.29 - ①. Diese Fallunterscheidung trennt die Auswertung nach DIN EN 250 und DIN EN 14143.

Auswertung nach DIN EN 14143

Nun folgt die Beschreibung der Integration einer Atemkurve nach DIN EN 14143. Dabei ist das Prinzip in Abbildung 4.30 dargestellt. Als erstes wird der gesamte Atemloop um +200 mbar verschoben. Somit ist sichergestellt, dass der gesamte Loop im positiven Bereich des Differenzdrucks liegt. Anschließend wird der Loop in den Ausatem- und Einatemkurve zerlegt. Nun wird über eine Integration die

Fläche zwischen der Abszisse und der Ausatemkurve bestimmt. Anschließend wird dieser Vorgang für die Einatemkurve wiederholt. Die Differenz zwischen den beiden Flächen ist die gesuchte Fläche, die von dem Atemloop beschrieben wird. Um nun noch die Unterscheidung zwischen Ein- und Ausatemfläche zu ermöglichen wird von der Ausatemfläche die unterhalb der gedachten Trennlinie entstandene Fläche abgezogen. Die Trennlinie ist durch die beiden charakteristischen Punkte des hydrostatischen Ungleichgewichtes definiert.

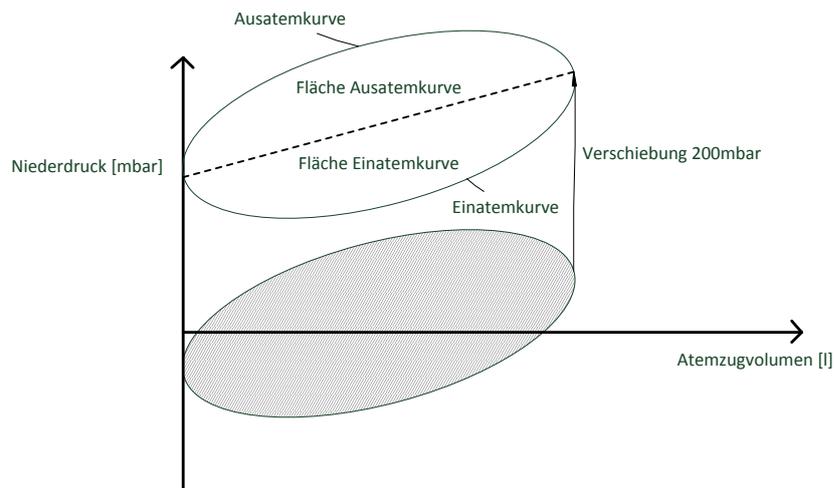


Abbildung 4.30: Schema Integration Atemloop nach DIN EN 14143

Die Umsetzung der Integration in LabVIEW ist in Abbildung 4.31 dargestellt. Dabei handelt es sich um das SubVI welches innerhalb der Auswertung in Abbildung 4.29 - ① Fall „true“ aufgerufen wird. Die drei abgebildeten Graphen dienen dabei nur zur Kontrolle des VIs während der Programmierung. Zuerst wird das Array „Atemwerte“ welches aus „Hub“ und „Differenzdruck“ besteht auf seine Größe untersucht. Die Anzahl der Einträge in das Array bestimmt die Anzahl der Schleifendurchläufe der For-Schleife. Der Schleife werden das Array „Atemwerte“ und zwei leere Arrays für Ein- und Ausatemloop übergeben. Innerhalb der For-Schleife wird untersucht ob der Hub des aktuell zu verarbeitenden Eintrages aus dem Array „Atemwerte“ größer oder kleiner ist als der vorherige. Da der Atemloop immer im Uhrzeigersinn durchlaufen wird kann unterschieden werden ob der zu verarbeitende Wert zum Ein- oder Ausatemloop gehört. Parallel wird der Differenzdruck um 200 mbar erhöht. Anschließend wird das aktuelle Wertepaar entweder an das Array Ein- oder Ausatemloop angehängt. Die anschließende Bearbeitung der beiden Arrays ist identisch und wird deshalb nur für den Ausatemloop erklärt.

Nach Abschluss der For-Schleife wird das Array sortiert und von einem zweidimensionalen Array in ein eindimensionales Array überführt. Somit stehen immer abwechselnd die Werte für Hub und Differenzdruck hintereinander. Das ist von Vorteil, da die Funktion „1D Array-dezimieren“ nun automatisch die beiden Werte trennt und an den Baustein „Numerische Integration“ übergibt. Die Integration erfolgt nach dem Trapezverfahren und kann daher eine variable Schrittbreite verarbeiten. Als Ergebnis gibt der Integrationsbaustein die Fläche zwischen der Abszisse und dem eingegebenen Teil des Atemloops aus. Anschließend wird die Differenz der beiden Flächen bestimmt. Wie bereits in Kapitel 2.4 hergeleitet, muss die Fläche der Atemkurve jedoch noch durch den Faktor 10 und das

Atemvolumen geteilt werden damit als Ergebnis die Atemarbeit herauskommt. Dies geschieht in der Case-Struktur in Abbildung 4.29 - ①. Darin wird außerdem noch die Fläche der gedachten Trennlinie zwischen Ein- und Ausatemloop bestimmt. Damit kann die Atemarbeit in Ein- und Ausatemarbeit unterteilt werden.

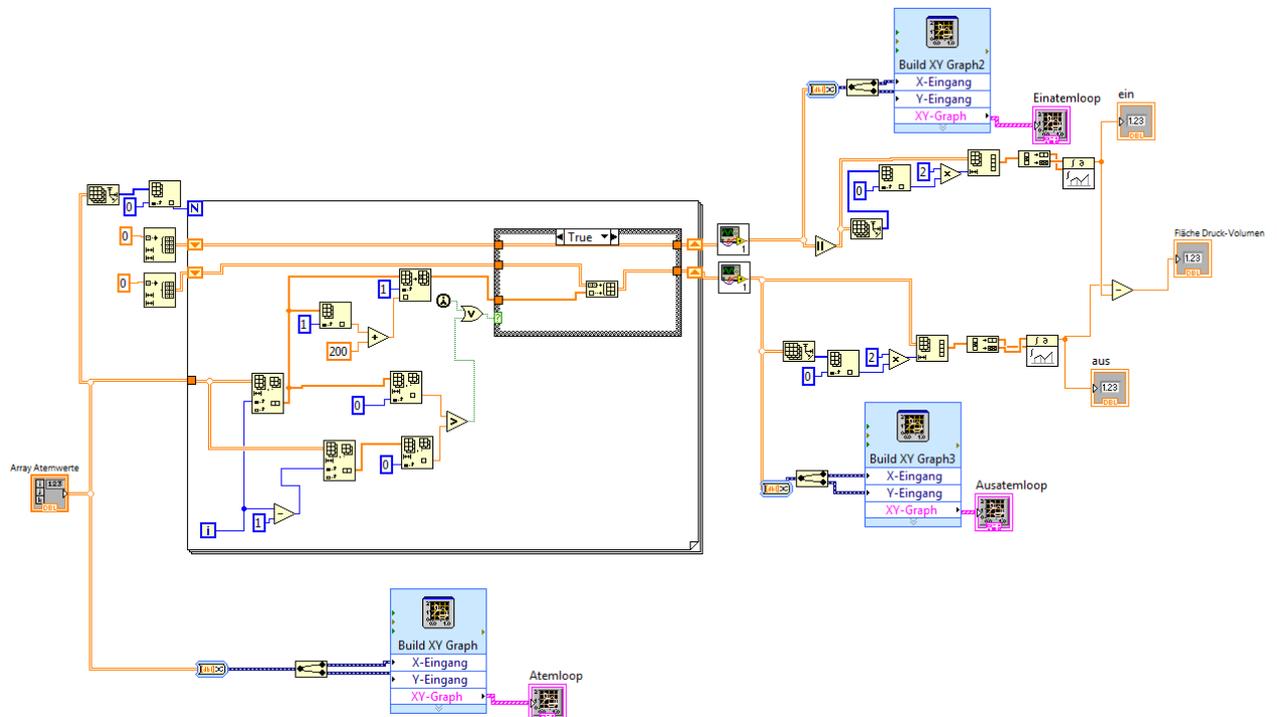


Abbildung 4.31: LabVIEW - SubVI Integration Atemarbeit 14143

Auswertung nach DIN EN 250

Die Auswertung nach DIN EN 250 ist etwas komplizierter, da der positive Anteil der Atemarbeit während der Einatmung (blau) nicht berücksichtigt wird, siehe Abbildung 4.32. Damit ist die Berechnung ein wenig umfangreicher. Im Gegensatz zur Auswertung nach DIN EN 14143 wird die Atemkurve dabei aber nicht verschoben, da ansonsten der positive Anteil der Atemarbeit während der Einatmung nicht mehr ermittelt werden kann. Stattdessen werden die Flächen für die Ein- und Ausatemkurve separat ermittelt und integriert. Anschließend werden die beiden Flächen addiert. Die Fläche für die Einatemarbeit wird auf zwei verschiedene Arten ermittelt. Einmal wird bei positivem Differenzdruck (positive Atemarbeit) der Differenzdruck auf null gesetzt. Ein anderes Mal wird der Differenzdruck nicht korrigiert. Dadurch ergeben sich zwei verschiedene Flächen für die Atemarbeit. Durch den anschließenden Vergleich der beiden Flächen kann der Anteil der positiven Atemarbeit während der Einatmung bestimmt werden.

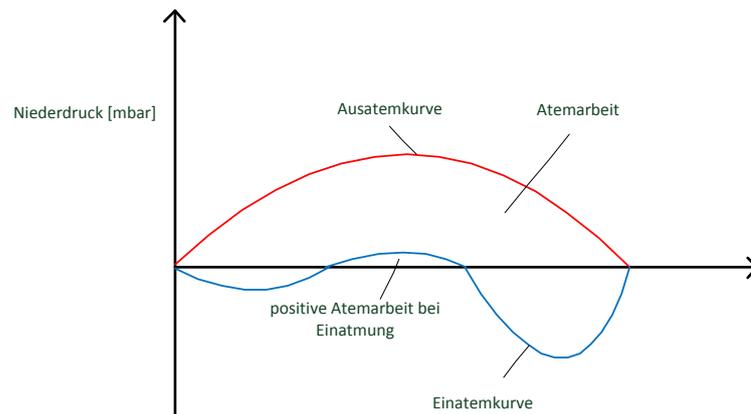


Abbildung 4.32: Schema Integration Atemloop nach DIN EN 250

Die Umsetzung in LabVIEW ist in Abbildung 4.33 dargestellt. Grundsätzlich ist diese ähnlich wie bei der Auswertung nach DIN EN 14143. Zuerst wird die For-Schleife zur Sortierung der Messwerte vorbereitet. Dazu wird das Array „Atemwerte“ auf seine Anzahl der Einträge überprüft [Abbildung 4.33 – ①]. Die For-Schleife wird dann genauso oft durchlaufen. Innerhalb der Schleife wird geprüft ob der aktuelle Hub größer ist als der vorherige [Abbildung 4.33 – ①+②]. Damit wird die Case-Struktur [Abbildung 4.33 – ③] gesteuert. Im Fall „true“ wird der aktuelle Wert an das Array „Ausatemloop“ angehängt. Wenn der aktuelle Messwert zum Einatemloop gehört, wird zusätzlich in der Case-Struktur Fall „false“ geprüft, welchen Wert der Differenzdruck hat [Abbildung 4.33 – ③]. Ist dieser positiv, wird er durch null ersetzt. Wenn er jedoch negativ ist wird er direkt in das Array „Einatemloop“ ohne positiven Anteil“ geschrieben. In einer zweiten Case-Struktur wird der Einatemloop ohne Veränderungen übernommen [Abbildung 4.33 – ④], sodass hinterher die Differenz der beiden Einatemloops ermittelt werden kann. Nach der Trennung von Ein- und Ausatemloop in der For-Schleife werden die drei Arrays nach der Trapezregel integriert und somit liegen die Einzelflächen vor [Abbildung 4.33 – ⑤]. Die Addition der Einatemfläche ohne positiven Anteil und der Ausatemfläche ergibt die Gesamtfläche der Kurve und wird als „Fläche Druck-Volumen“ ausgegeben. Gleichzeitig wird die Fläche des Atemloops durch Addition des Ausatemloops und des Einatemloops mit positivem Anteil ermittelt. Sie wird als „Fläche Druck-Volumen komplett“ ausgegeben.

Die Erstellung der drei XY Graphen dient zur Überprüfung der Programmierung. Damit kann die Aufteilung des Atemloops in Ein- und Ausatemloop visuell veranschaulicht werden.

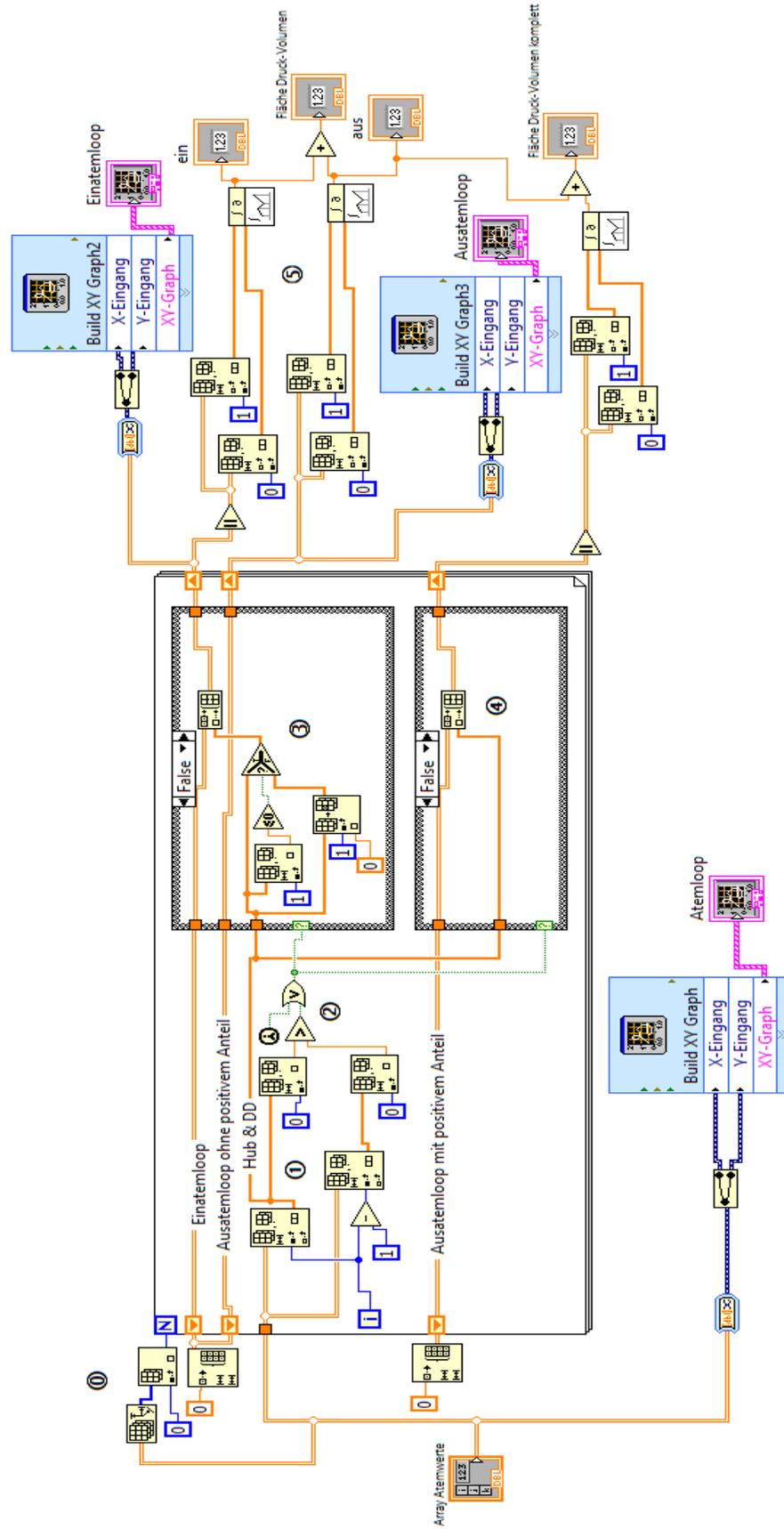


Abbildung 4.33: LabVIEW - SubVI Integration Atemarbeit 250

4.3.4.2 Kalkstandzeit

Die Messung der Kalkstandzeit ist im Gegensatz zur Atemarbeit wesentlich einfacher umzusetzen. Die entscheidenden Messgrößen sind die Zeit und die Kohlendioxidkonzentration bei der Einatmung, welche in einem Graph dargestellt werden. Der Graph ist exemplarisch in Abbildung 4.34 dargestellt. Für die Auswertung des Graphen müssen die folgenden Größen zuverlässig detektiert werden:

- Grundlevel
- Durchbruch
- Abbruch

Der Grundlevel ist dabei die Kohlendioxidkonzentration die sich im Einatemkreislauf einstellt. Sie entsteht durch den Totraum im Mundstück und durch das restliche Kohlendioxid nach der Absorption durch den Atemkalk. Dieser Wert dient als Bezugspunkt für den Durchbruch und den Abbruch. Der Durchbruch liegt 0,5 % über dem Grundlevel und der Abbruch ist 1 % darüber. Um die aufgezeichnete Datenmenge zu reduzieren wird nur alle 10 Sekunden ein Messwert in das Diagramm eingetragen. Dieser Wert hat sich in der Praxis bewährt, da eine Kalkstandzeitmessung je nach Tauchgerät durchaus mehrere Stunden dauern kann.

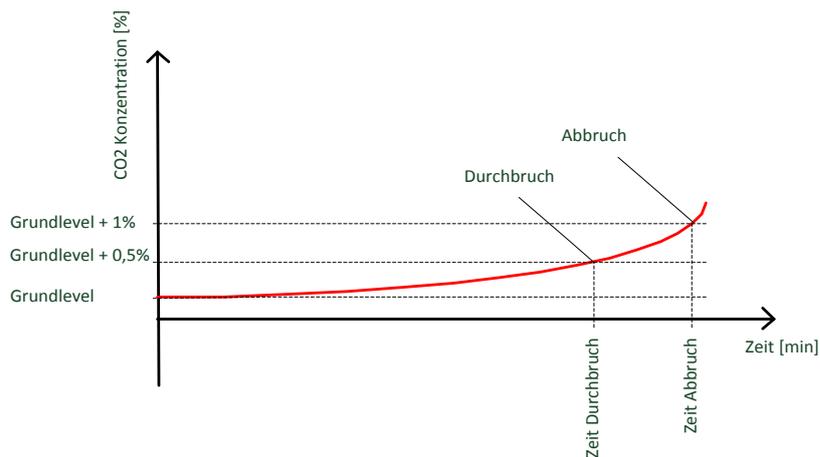


Abbildung 4.34: Schema Kalkstandzeit

In Abbildung 4.35 wird der Ausschnitt aus der Hauptschleife dargestellt, indem die Datenaufnahme und Berechnung für die Ermittlung der Kalkstandzeit stattfindet. Auf der linken Seite ist die Case-Struktur im Fall „true“ und rechts im Fall „false“ dargestellt. Grundsätzlich sind in den dynamischen Daten (blaue Datenleitung) immer die aktuellen Messdaten hinterlegt. Um für eine Messung die Daten zu speichern, wird wie auch bei der Atemarbeit, das Array „aufgezeichnete Messdaten“ (orange) benutzt. Durch die Case-Struktur wird über den Schalter „Kalkstandzeit Start“ entschieden, ob das SubVI „Kalkstandzeit“ innerhalb der Case-Struktur ausgeführt wird oder nicht. Wenn der Schalter aktiviert wird, wird er über den Eigenschaftsknoten „Blinkend“ in Frontpanel blinkend dargestellt. Ist der Schalter hingegen deaktiviert, dann wird das Array „aufgezeichnete Messdaten“ nicht verändert und der letzte Stand des Graphen „Kalkstandzeit“ (rosa) wird immer wieder ausgegeben. Damit sieht man im Frontpanel entweder den aktuellen Graphen der Kalkstandzeitmessung oder den Graphen

der letzten durchgeführten Messung. Die blaue Datenleitung ist der Schleifenzähler. Er registriert die Anzahl Ausführungen des SubVI's „Kalkstandzeit“. Wenn die Messung gestoppt wird, wird der Schleifenzähler zurückgesetzt. Somit ist sichergestellt, dass beim Start der Messung der Schleifenzähler mit Null beginnt.



Abbildung 4.35: LabVIEW - Ausschnitt Hauptschleife „Kalkstandzeit“

Die Erzeugung des Graphen sowie die Aufnahme der Messdaten erfolgt im SubVI „Prüfung Kalkstandzeit“. Das SubVI ist in Abbildung 4.36 dargestellt. Zur Steuerung wurde in das SubVI ein Zähler integriert der bei jedem Aufruf des VIs um den Wert 1 erhöht [Abbildung 4.36 - ①]. Ist der Zähler 0, so bedeutet das eine neue Messung [Abbildung 4.36 - ②]. Dazu wird das Array „aufgezeichnete Messdaten“ durch ein leeres Array ersetzt. Gleichzeitig werden die Bausteine „Verstrichene Zeit“ und „Build XY Graph“ zurückgesetzt.

Die Case-Struktur und damit die Aufzeichnung und Auswertung eines Messwertes wird nur ausgeführt, wenn der Zähler durch 100 geteilt als Rest der Division den Wert Null ergibt [Abbildung 4.36 - ③]. Somit erfolgt die Datenaufzeichnung nur alle 100 Schleifendurchläufe und damit alle 10 Sekunden.

Die dynamischen Daten mit den aktuellen Messwerten bestehen aus 20 Werten pro Kanal. Durch eine Datenreduktion um den Faktor 20 wird aus jedem Kanal der Mittelwert gebildet [Abbildung 4.36 - ④]. Anschließend wird innerhalb der Case-Struktur der Wert für den Kanal 0 (Zeit) durch die verstrichene Zeit seit Messbeginn ersetzt [Abbildung 4.36 - ⑤]. Das so erzeugte Array, mit einem Wert pro Kanal, wird an das Array „aufgezeichnete Messdaten“ angehängt [Abbildung 4.36 - ⑥]. Nachfolgend wird die Größe des Arrays „aufgezeichnete Messdaten“ ermittelt und die letzten beiden Einträge für den Kohlendioxidwert (Kanal 14) werden separat isoliert [Abbildung 4.36 - ⑦]. So ist die Voraussetzung für die Auswertung geschaffen. Dabei wird überprüft, ob der vorletzte Kohlendioxidwert kleiner und letzte Kohlendioxidwert größer oder gleich dem Durchbruchkriterium ist [Abbildung 4.36 - ⑧]. Wenn beide Voraussetzungen erfüllt sind, dann wird die Case-Struktur „true“ und der aktuelle Kohlendioxidwert und die verstrichene Zeit in globalen Variablen „Wert CO2 Durchbruch“ und „Zeit CO2 Durchbruch“ geschrieben [Abbildung 4.36 - ⑨]. Falls eine oder beide Bedingungen nicht erfüllt werden, ist die Case-Struktur „false“ und es wird keine Aktion ausgeführt. Die gleiche Prüfung wird für das Abbruchkriterium durchgeführt.

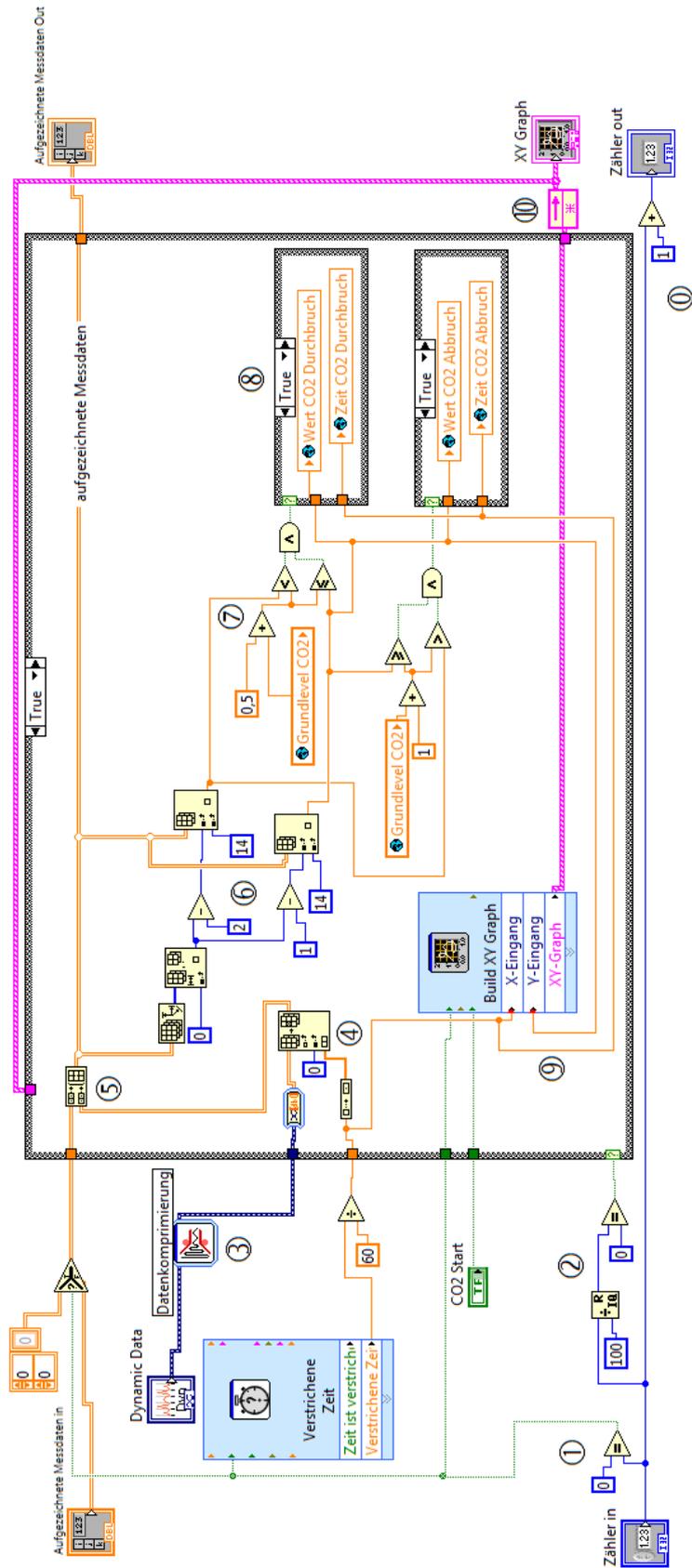


Abbildung 4.36: LabVIEW - SubVI Prüfung Kalkstandzeit

Für die Erzeugung des Kalkstandzeitgraphen werden die verstrichene Zeit und der aktuelle Kohlendioxidwert an den Schnellbaustein „Build XY Graph“ übergeben [Abbildung 4.36 - ⑨]. Damit der erzeugte Graph auch angezeigt wird, wenn die Auswertung des Schleifenzählers „false“ ist, wurde ein Rückkopplungsknoten eingefügt [Abbildung 4.36 - ⑩]. Dieser gibt den alten Graphen an den „false“-Fall der Case-Struktur weiter. Somit erhält der Graph in jedem Fall einen Wert und wird permanent im Frontpanel angezeigt.

4.3.5 Erstellung der Prüfprotokolle

Damit die ermittelten Messwerte dokumentiert werden können ist es nötig diese als Protokoll auszugeben. Für die beiden verschiedenen Messungen werden auch zwei verschiedene Protokolle erstellt. In Abbildung 4.37 ist der Ausschnitt der Hauptschleife dargestellt, indem die Protokolle erzeugt und die dafür erforderlichen Daten ermittelt werden. In Abbildung 4.37 - ① sind 2 Kombinationsfelder und sechs Textfelder dargestellt. Sie werden auf dem Frontpanel unter dem Abschnitt „Messung vorbereiten“ angezeigt und ermöglichen dem Benutzer die Messungsbedingungen ein zugeben. Dabei kann bei „Prüfung“ und „Norm“ zwischen vordefinierten Feldern ausgewählt werden. Bei den restlichen Textfeldern ist eine freie Beschreibung durch den Benutzer in Form von Text möglich. Anschließend wird eine Referenz auf die eben erwähnten Felder angelegt [Abbildung 4.37 - ①]. Sie werden in einem Array zusammengefasst und an die SubVIs „Protokoll Kalkstandzeit“ und „Protokoll Atemarbeit“ übergeben. Somit ist es den SubVIs möglich auf die Daten der Textfelder zuzugreifen. Zusätzlich zu den Textfeldern wird der Schalter der künstlichen Lunge „ATP/BTPS“ ausgelesen und als Text gespeichert [Abbildung 4.37 - ②]. Dieser wird ebenfalls in das Referenz-Array geschrieben.

An die beiden SubVIs zur Protokollerstellung werden nun noch das Array „aufgezeichnete Messdaten“ und eine Referenz auf den jeweiligen Graphen übergeben [Abbildung 4.37 - ③]. Das SubVI „Protokoll Atemarbeit“ hat noch einen zusätzlichen booleschen Eingang indem die Information des Schalters „Auswertung 250/14143“ eingelesen wird [Abbildung 4.37 - ④]. Dadurch ist es möglich das Protokoll für die Atemarbeit entweder für ein offenes Tauchgerät oder für ein Kreislauf-Tauchgerät zu erstellen. Damit haben die SubVIs alle nötigen Daten um die Protokolle zu erstellen. Gestartet wird der Vorgang durch den Schalter „Protokoll drucken“ für das Kalkstandzeitprotokoll oder durch den Schalter „Protokoll“ für die Atemarbeit.

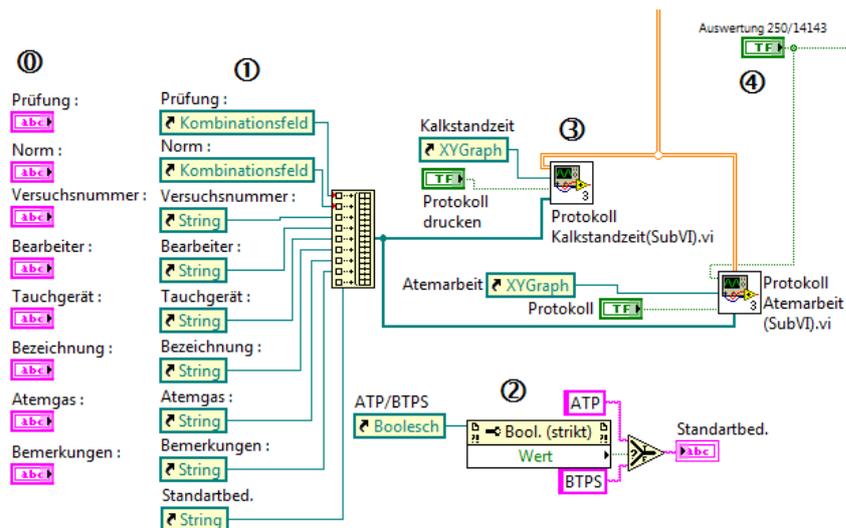


Abbildung 4.37: LabVIEW - Ausschnitt Protokolle

Die Möglichkeiten mit dem „Full Development Kit“ von LabVIEW Protokolle zu erstellen ist stark eingeschränkt. Die Basiselemente zur Protokollierung sind vorhanden, jedoch fehlt es an Layouteinstellungen, Formatierungsmöglichkeiten und Ausgabeformaten. Das Protokoll kann in LabVIEW z.B. nicht als PDF-File gespeichert werden. Aus diesem Grund bietet National Instruments die Software DIAdem 2010 an. Sie ist darauf spezialisiert Protokolle zu erstellen. Leider stand die Software für diese Arbeit jedoch nicht zur Verfügung und somit musste die Umsetzung der Protokollerstellung in LabVIEW erfolgen.

Die Protokolle bestehen im wesentlichen aus drei Tabellen und einer Grafik.

- Tabelle Benutzerdaten
- Tabelle Messwerte Überschrift
- Tabelle Messwerte
- Grafik des Graphen

Beispiele der erstellten Protokolle sind im Anhang Kapitel 7.2 dargestellt.

Protokoll Kalkstandzeit

Die Protokollerstellung findet innerhalb der Case-Struktur statt. Dazu wird zuerst das SubVI „Vorlage Protokoll Querformat“ ausgeführt. Darin wird ein neues Protokoll geöffnet und die Kopf- und Fußzeilen werden definiert. Anschließend wird die Überschrift für das Protokoll in Schriftgröße 20 eingefügt. Danach folgen drei Zeilenumbrüche und die Schriftgröße wird auf den Wert 10 reduziert. Im nächsten Schritt folgt die Einbindung der Tabelle „Benutzerdaten“, wobei die Gitternetzlinien der Tabelle ausgeblendet werden. Nun folgen zwei Zeilenumbrüche und die beiden Tabellen „Messwerte Überschrift“ und „Messwerte Daten“. Zum Schluss wird noch die Grafik des Graphen mit der Überschrift „Kalkstandzeit“ hinzugefügt. Damit sind alle erforderlichen Informationen im Protokoll hinterlegt und es kann gedruckt werden. Dazu fragt LabVIEW den Standarddrucker des PC's ab und verwendet diesen für die Ausgabe. Damit das Protokoll gespeichert werden kann wurde als Standard-

druck der „PDF Creator“ eingestellt. Somit erzeugt er ein PDF-File des Protokolls, welches anschließend über den Drucker ausgegeben werden kann. Danach wird das Protokoll gelöscht.

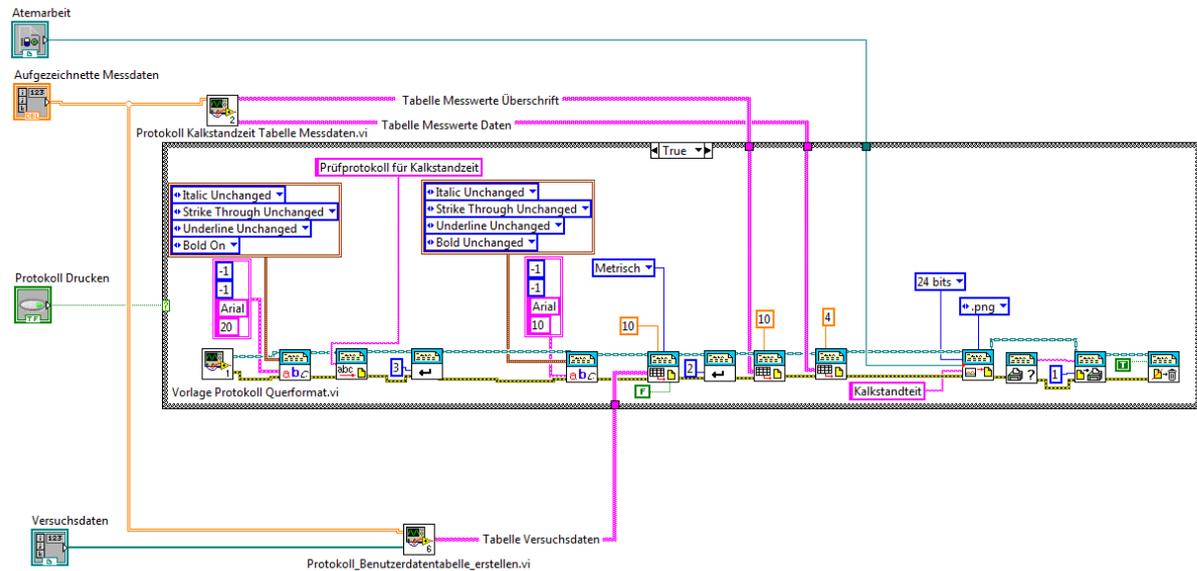


Abbildung 4.38: LabVIEW - SubVI Protokoll Kalkstandzeit

Die Erzeugung der Tabelle „Benutzerdaten“ ist in Abbildung 4.39 dargestellt. Es wird ein String Array mit Leerzeichen als Eintrag in der erforderlichen Größe erstellt. Anschließend wird das Array mit den Referenzen für die Textfelder aus Abbildung 4.37 - ① aufgerufen und in einer For-Schleife Zeile für Zeile abgearbeitet. Der Name und der Wert des Textfeldes werden dann in das neu erstellte String Array in Spalte 0 und 1 eingetragen. Anschließend werden die Spalten 3 und 4 des Arrays mit den folgenden Namen und Werten gefüllt:

- Tauchtiefe
- Atemvolumen
- Atemfrequenz
- Atemminutenvolumen
- Standardbedingungen

Der Wert für die Tauchtiefe wird aus dem Array „aufgezeichnete Messdaten“ ermittelt. Dafür wird die Spalte 9 der Arrays isoliert. Nun stehen sämtliche Tauchtiefen die während der Messung ermittelt wurden in einem eindimensionalen Array. Daraus wird der Mittelwert gebildet und die Zahl wird in ein String mit einer Nachkommastelle umgewandelt. Dann wird noch die Einheit angehängt und der so entstandene String wird in das Array „Benutzerdaten“ an der entsprechenden Stelle eingefügt. Die zwei Werte Atemvolumen und Atemfrequenz werden aus den globalen Variablen „Hub soll“ und „Frequenz soll“ ausgelesen und in ein String mit Einheit überführt. Das Atemminutenvolumen wird aus der Multiplikation von Atemvolumen und Atemfrequenz ermittelt und wie die vorherigen Größen in ein String umgewandelt.

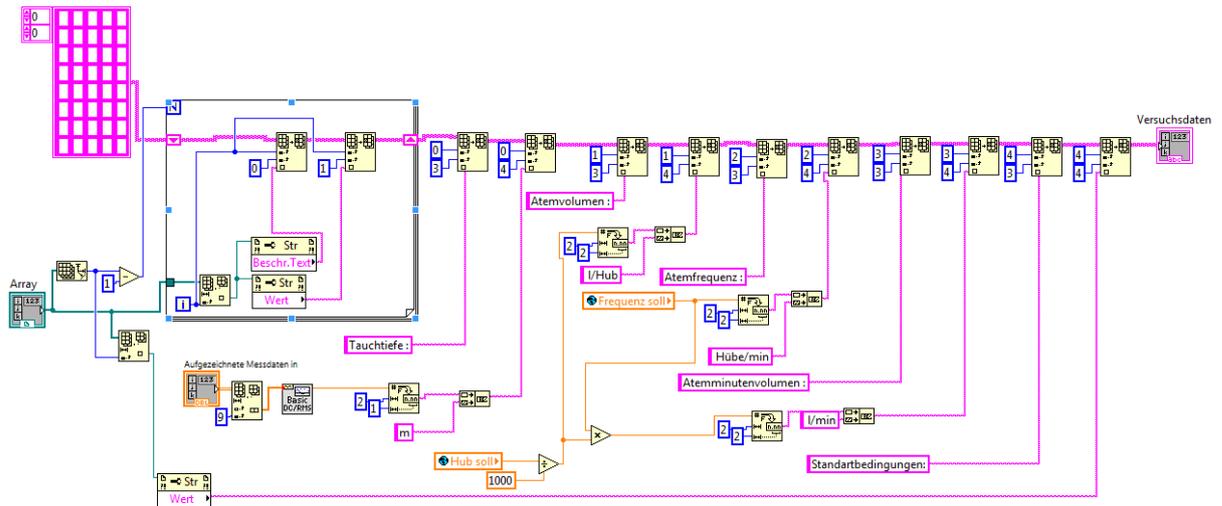


Abbildung 4.39: LabVIEW - SubVI Protokoll_Benutzerdatentabelle_erstellen

Die Erstellung der Tabellen „Messwerte Überschrift“ und „Messwerte“ erfolgt im SubVI „Protokoll Kalkstandzeit Tabelle Messdaten“ und ist in Abbildung 4.40 dargestellt. Dabei werden zwei String Arrays erzeugt, wobei das erste Array die Überschriften für das zweite enthält. Die Arrays werden initialisiert und die Beschriftung der Werte wurde manuell eingefügt. Das ist Möglich, da sich an den Einträgen nichts ändert. Lediglich die Zahlenwerte werden aus der aktuellen Messung übernommen und in das Array „Messwerte“ eingefügt. Dabei stammen die Temperaturdaten aus dem Array „aufgezeichnete Messdaten“ und die restlichen Werte werden aus globalen Variablen ausgelesen.

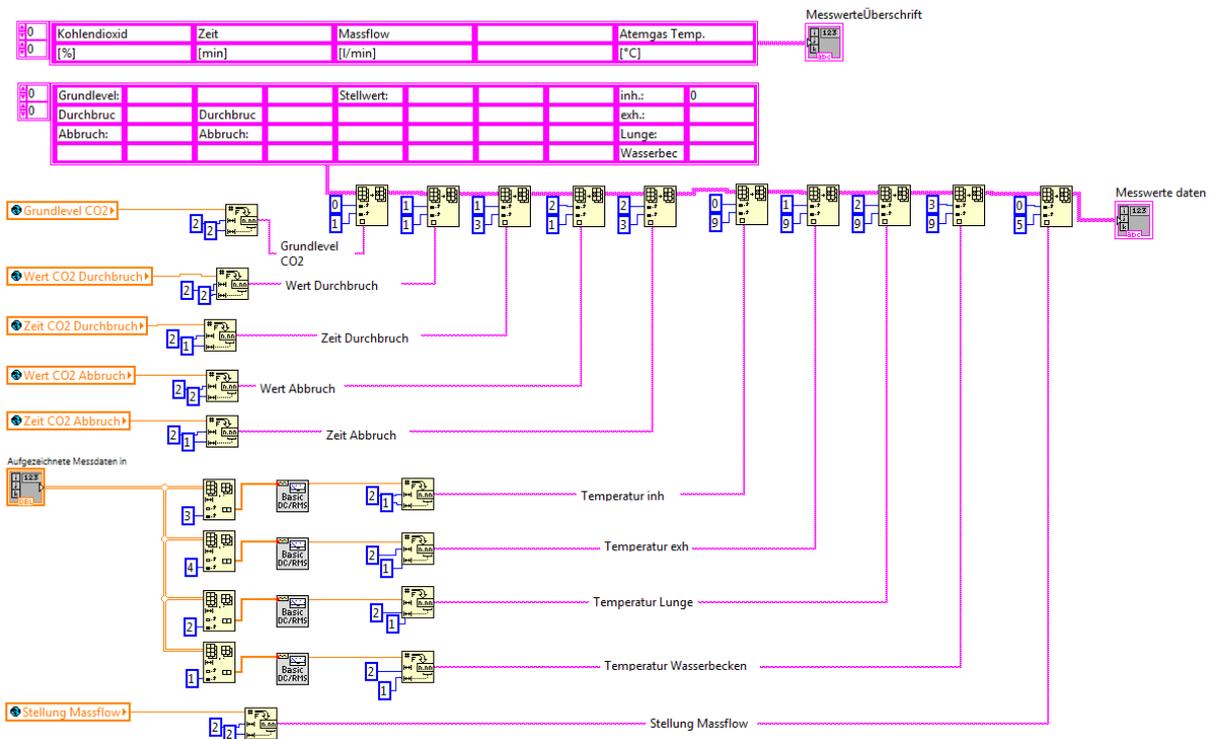


Abbildung 4.40: LabVIEW - SubVI Protokoll Kalkstandzeit Tabelle Messdaten

Protokoll Atemarbeit

Das Protokoll Atemarbeit wird grundsätzlich genauso wie das Protokoll Kalkstandzeit erstellt und ist in Abbildung 4.41 dargestellt.

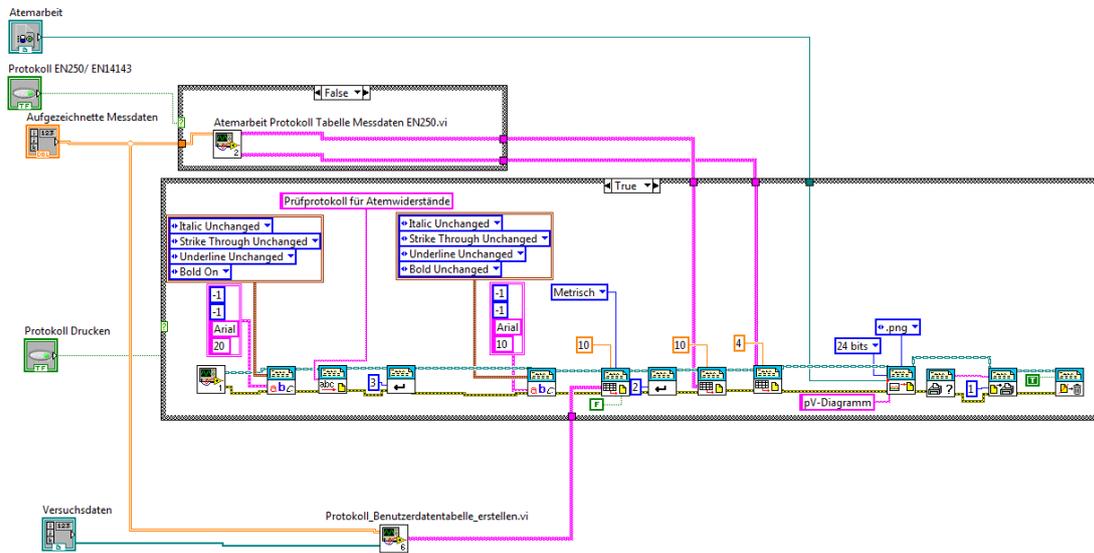


Abbildung 4.41: LabVIEW - Protokoll Atemarbeit

Der einzige Unterschied ist die Erstellung des String Arrays „Tabelle Messdaten“. In einer Case-Struktur wird geprüft, ob das Protokoll nach DIN EN 250 oder DIN EN 14143 erstellt wird. Dabei werden die unterschiedlichen Kennwerte der Atmung berücksichtigt, die in dem Array „Tabelle Messdaten“ aufgeführt werden. Das erfolgt durch zwei verschiedene SubVIs „Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN250“ [Abbildung 4.42] und „Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN14143“ [Abbildung 4.43].

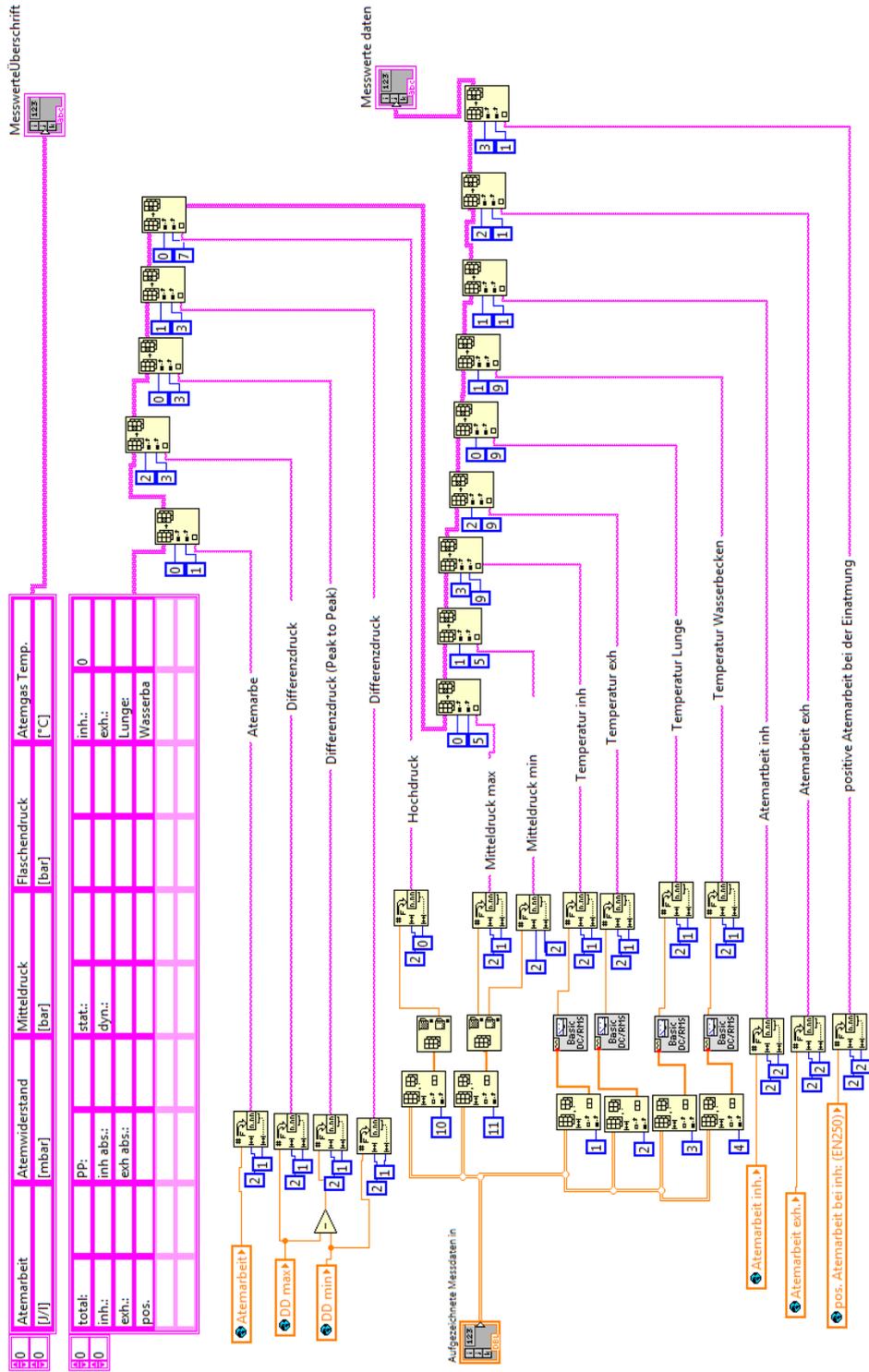


Abbildung 4.42: LabVIEW - SubVI Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN250

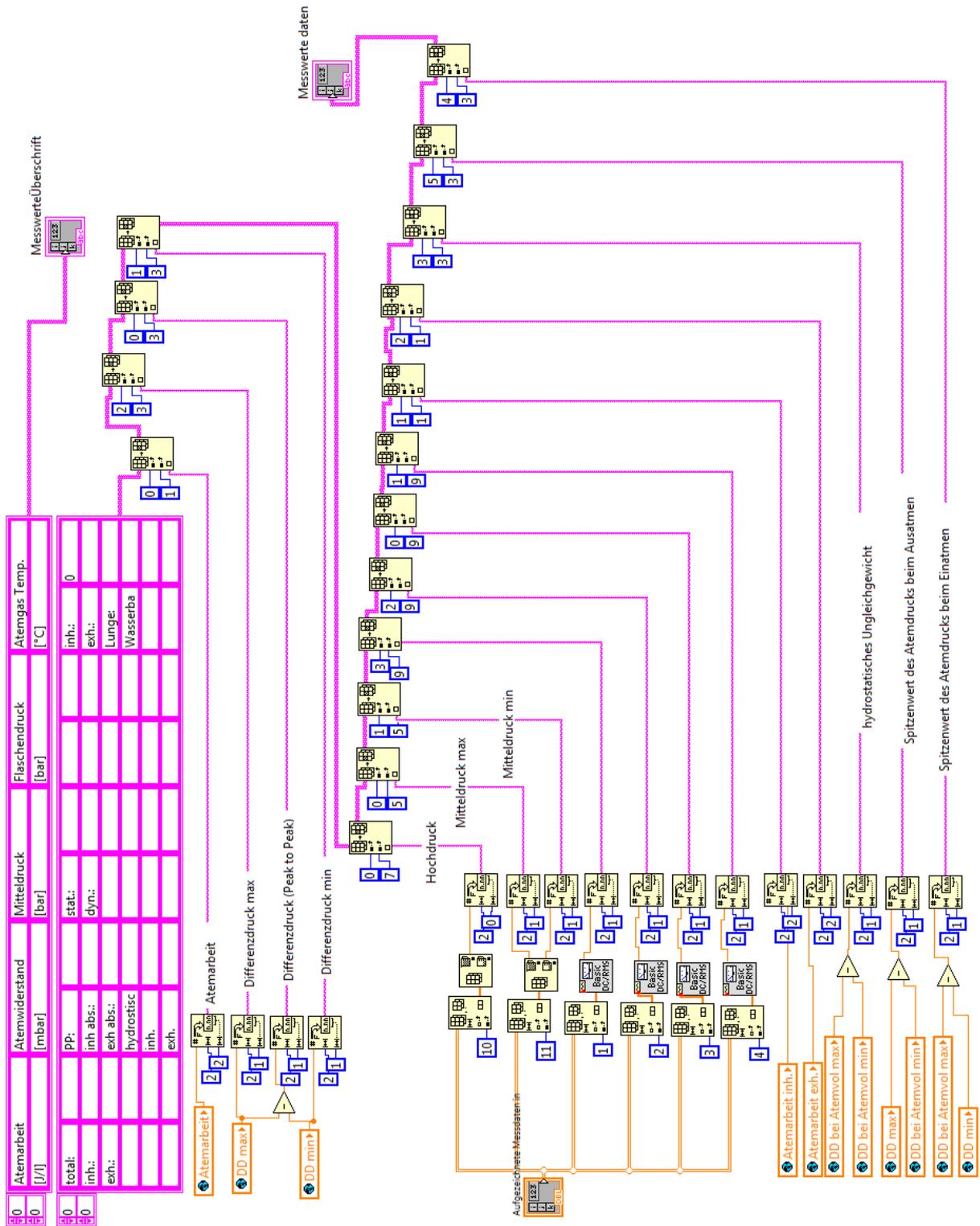


Abbildung 4.43: LabVIEW - SubVI Atemarbeit Protokoll Tabelle Messdaten EN14143

4.4 Grafische Bedienoberfläche

Die in Kapitel 4.3 beschriebenen Einzelprogramme bekommt der Benutzer der Software nicht zu Gesicht. Er sieht lediglich das Frontpanel [Abbildung 7.1] und kann die Software anwenden. Deshalb ist es nötig das Frontpanel einfach, übersichtlich und logisch aufzubauen. Dafür wurde das Frontpanel in zwei Bereiche eingeteilt. Im Bereich der „Daueranzeigen“ befinden sich die „Programmsteuerung“, die „Onlinedaten Drücke“, die „Bedienung Druckkammer“ und die „Bedienung Lupas 4“. Diese Anzeige- und Bedienelemente werden immer dargestellt und ermöglichen dadurch jederzeit einen schnellen Zugriff. Im zweiten Bereich „Registerkarten“ kann er Benutzer zwischen verschiedenen Anzeigen auswählen. Dabei stehen die Registerkarten „Messung vorbereiten“, „Online Werte“, „Atemarbeit“, „Kalkstandzeit“ und „Messdaten“ zur Verfügung. Eine genaue Beschreibung der Funktionen und Bedienung des Frontpanels ist in Kapitel 7.1 Bedienungsanleitung dargelegt.

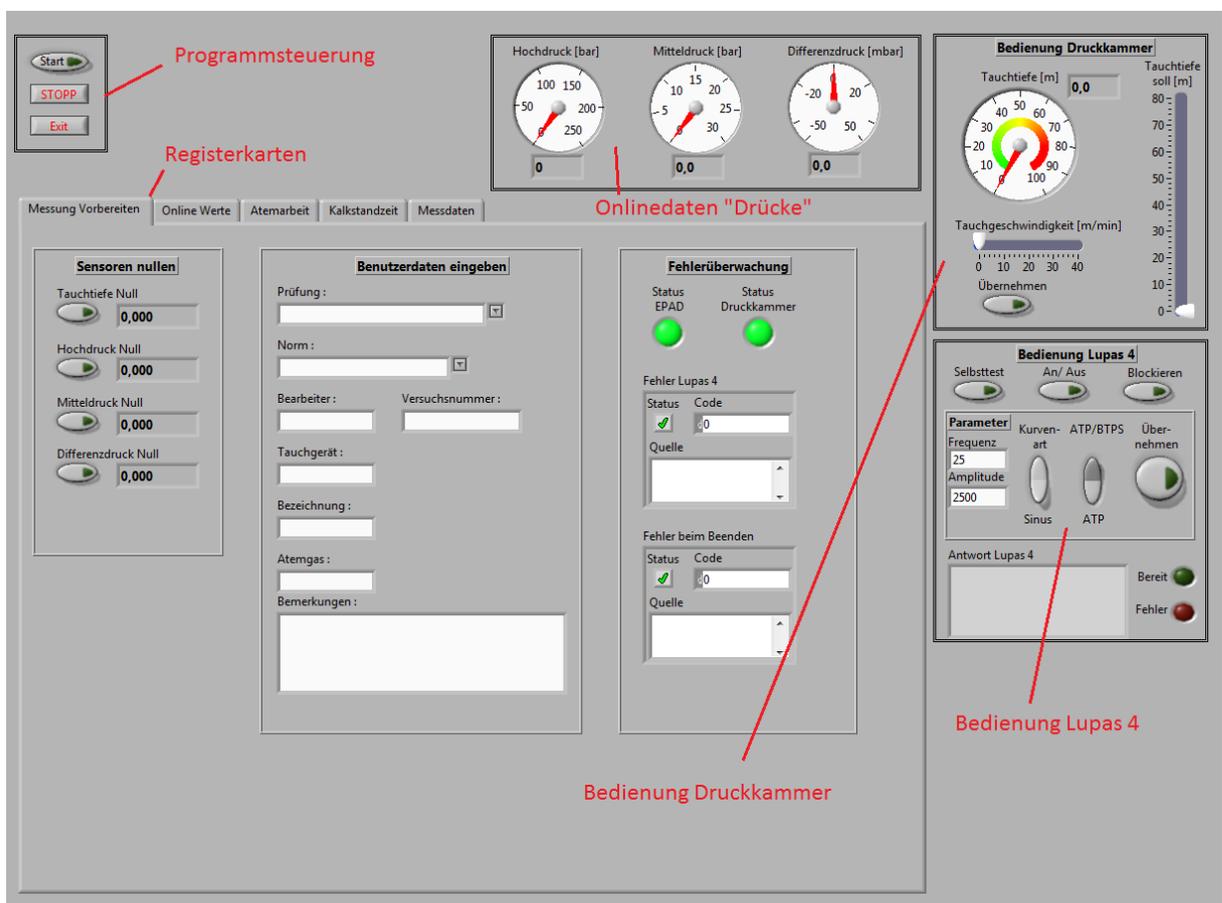


Abbildung 4.44: LabVIEW - Frontpanel

5 Validierung des Prüfstandes

Im folgenden Kapitel wird die Validierung des Prüfstandes erörtert. Dabei ist es das Ziel den Beweis zu erbringen, dass die erstellte Software die Messaufgaben sowie deren Auswertung durchführen kann. Dabei ist die Qualität der Messung für diese Betrachtung zweitrangig.

5.1 Verifizierung

Die Verifizierung des Prüfstandes erfolgt gemäß DIN EN 250 und DIN EN 14143. Dabei wird mit Hilfe einer Kalibrierdüse die Atemarbeit für den Prüfstand ermittelt. Dafür wird eine sinusförmige Atmung von 25 Hüben/min und 2,5 l/Hub an der künstlichen Lunge eingestellt. Die Atemarbeit soll bei einem absoluten Druck von 6 bar 3,3 J/l betragen. Außerdem muss der Ein- und Ausatemdruck bei ± 25 mbar sein.

In Tabelle 5 sind die Ergebnisse der Verifizierungsmessungen zusammengefasst.

Versuchsnummer	Tauchtiefe [m]	AMV [l/min]	Atemarbeit [J/l]	Einatemdruck [mbar]	Ausatemdruck [mbar]
Val-Kal-EN250-1	50m	62,5	3,50	-24,69	27,72
Val-Kal-EN250-2	50m	62,5	3,49	-24,88	27,85
Val-Kal-EN250-3	50m	62,5	3,50	-25,57	27,61
Val-Kal-EN250-4	50m	62,5	3,51	-25,28	27,71
Val-Kal-EN250-5	50m	62,5	3,51	-24,97	27,85
Val-Kal-EN14143-1	50m	62,5	3,50	-25,31	27,99
Val-Kal-EN14143-2	50m	62,5	3,46	-25,33	27,91
Val-Kal-EN14143-3	50m	62,5	3,47	-25,67	27,81
Val-Kal-EN14143-4	50m	62,5	3,51	-25,24	27,98
Val-Kal-EN14143-5	50m	62,5	3,52	-25,40	28,05
Mittelwert			3,498	-25,234	27,848
Soll			3,3	-25	25

Tabelle 5: Auswertung Verifizierung mit Kalibrierdüse

In Tabelle 5 sind die Messergebnisse aus jeweils 5 Messungen mit der Kalibrierdüse nach DIN EN 250 und DIN EN 14143 dargestellt. Dabei ist der Messaufbau bei beiden Messungen gleich. Es wurde lediglich der Auswertalgorithmus der Software verändert. Somit sollten die Messergebnisse gleich sein. Die ist auch der Fall, wie man in Spalten Atemarbeit, Ein- und Ausatemdruck der Tabelle 5 erkennen kann.

Wie man aus der Tabelle sieht, ist die Atemarbeit mit durchschnittlich 3,498 J/l um 6 % zu groß. Die zulässige Abweichung nach DIN EN 250 und DIN EN 14143 liegt bei 5 %. Der Mittelwert der Einatemdrücke liegt bei -25,234 mbar und damit im Toleranzbereich. Anders verhält es sich beim Mittelwert der Ausatemdrücke. Er liegt bei 27,848 mbar und weicht damit um 11,39 % ab.

Da die Abweichungen dauerhaft und gleichmäßig auftreten ist ein systematischer Fehler sehr wahrscheinlich.

Der Atemdruck wird ohne mathematische Bearbeitung in das Array „aufgezeichnete Messdaten“ geschrieben. Somit ist ein Fehler in der Berechnung ausgeschlossen. In der Analyse der vorliegenden Diagramme (Val-Kal-EN250-1 bis Val-Kal-EN250-5 und Val-Kal-EN14143-1 bis Val-Kal-EN14143-5) erkennt man im Bereich der maximalen Atemdrücke eine sinusförmige Schwingung. Diese führt zu Messspitzen von 1-2 mbar. Vermutlich ist das das Flattern der Richtungsventile innerhalb des Ein- und Ausatemkreises. Trotz einer Reinigung des Lagersitzes und Austausch der Richtungsventile konnte dieser Effekt nicht vollständig eliminiert werden.

Um den Fehler der Ausatemdrücke einzugrenzen wurden der Differenzdrucksensor und der Messaufbau überprüft. Der Differenzdrucksensor und die Messleitung wurden dabei als Fehler ausgeschlossen. Demzufolge verschob sich die Untersuchung auf den eigentlichen Messaufbau. Dabei wurde mit verschiedenen Verbindungsschläuchen zwischen der künstlichen Lunge und dem Tauchgerät experimentiert. Der Messaufbau wurde dafür auf die wesentlichen Bestandteile reduziert. Das bedeutet, dass die künstliche Lunge direkt, durch einen einzigen Atemschlauch ohne Richtungsventile, mit der Kalibrierdüse verbunden wurde. Jedoch brachte auch diese Änderung keine Änderung im Messergebnis.

Vermutlich entsteht dieser Fehler durch die Konstruktion des Anschlussstückes für das Tauchgerät. Dabei findet beim Ausatmen eine Querschnittsverjüngung direkt vor der Kalibrierdüse statt. Genau an diesem Punkt wird auch der Differenzdruck ermittelt. Somit erfolgt eine Messung des Staudruckes beim Ausatmen.

5.2 DIN EN 250 – Autonome Leichttauchgeräte mit Druckluft

5.2.1 Dynamische Leistungsfähigkeit

Die Messungen zur Überprüfung der dynamischen Leistungsfähigkeit nach DIN EN 250 werden am Dräger „Shark“ durchgeführt. Der „Shark“ ist der aktuelle zweistufige Druckminderer aus dem Portfolio von Dräger.

Versuchsnummer	Atemarbeit				Atemwiderstand		
	total	inh.	exh.	pos. bei inh.	PP	inh.	exh.
Val-Shark-EN250-15	2,6	0,98	1,59	0	37,8	-14,9	22,9
Val-Shark-EN250-16	2,5	0,96	1,58	0	37,3	-14,9	22,5
Val-Shark-EN250-17	2,6	0,98	1,57	0	39,4	-16,1	23,2
Val-Shark-EN250-18	2,6	0,97	1,59	0	38,7	-14,9	23,7
Val-Shark-EN250-19	2,5	0,96	1,57	0	38,6	-15,8	22,8
Mittelwert	2,56	0,97	1,58	0	38,36	-15,32	23,02
max. Abweichung	0,06	0,01	0,01	0	1,06	0,78	0,68
max. Abweichung in %	2,3	1,0	0,6	0,0	2,8	-5,1	3,0

Tabelle 6: Messdaten Atemarbeit Dräger Shark

Die Auswertung der Messdaten zeigt, dass die Ergebnisse durchaus plausibel erscheinen. Vergleiche mit früheren Messungen und den Erfahrungswerten der Entwicklungsingenieure bestätigen dies. Damit ist nachgewiesen, dass der Berechnungsalgorithmus für die Atemarbeit nach DIN EN 250 zuverlässig und korrekt arbeitet.

Die Fehlerbetrachtung bezieht sich auf die maximale Abweichung in Prozent, bezogen auf den Mittelwert. Bei den Atemwiderständen ist der Fehler beim Atemdruck während der Einatmung (inh.) am größten und beträgt 5,1 %. Die Drücke haben über den gesamten Atmeloop einen sinusförmigen Verlauf mit einer Frequenz von ca. 25 Hz. Da die Drücke jedoch in der Berechnung der Atemarbeit über das Atemvolumen integriert werden, haben die Druckspitzen nur einen minimalen Einfluss auf das Ergebnis. Damit lässt sich auch das gute Ergebnis der Fehlerbetrachtung für die Atemarbeit von maximal 2,3 % erklären.

5.2.2 Kaltwassertauglichkeit

Bei der Kaltwassertauglichkeit handelt es sich um eine manuell durchzuführende Prüfung. Dabei muss der Benutzer des Prüfstandes die Druckkammer betreten und die Einatemmembran für 10 Sekunden betätigen. Dadurch wird das freie Abströmen des Automaten simuliert. Hierbei ist ein Eingriff durch den Benutzer nicht zu vermeiden. Aus diesem Grund ist für den Test kein separates Unterprogramm vorhanden. Grundsätzlich wird jedoch die Software benötigt, um die künstliche Lunge während des Versuches anzusteuern.

5.3 DIN EN 14143 – Autonome Regenerationstauchgeräte

Für die Validierung nach DIN EN 14143 wird das Kreislaufstauchgerät „Ray“ der Firma Dräger eingesetzt.

5.3.1 Atemleistung

Die Ergebnisse der Validierungsmessungen zur Ermittlung der Atemleistung am Dräger „Ray“ sind in Tabelle 7 dargestellt.

Versuchsnummer	Atemarbeit			Atemwiderstand					
	total	inh	exh	pp	inh. Abs	exh. Abs	hydrst. Ungl.	inh. Spitzenwert	exh. Spitzenwert
Val-Ray-EN14143-10	2,30	0,56	1,74	43,2	-19,7	23,5	29,7	32,1	40,8
Val-Ray-EN14143-11	2,33	0,54	1,79	42,6	-20,0	22,7	30,6	32,6	40,7
Val-Ray-EN14143-12	2,36	0,56	1,80	44,8	-20,0	24,8	29,7	32,1	42,4
Val-Ray-EN14143-13	2,37	0,58	1,79	44,4	-20,1	24,3	30,1	32,7	41,8
Val-Ray-EN14143-14	2,34	0,58	1,76	43,2	-19,7	23,5	30,4	32,6	41,0
Mittelwert	2,34	0,564	1,776	43,64	-19,9	23,76	30,1	32,42	41,34
max. Abweichung	0,040	0,024	0,036	1,040	0,200	1,040	0,500	0,320	1,060
max. Abweichung in %	1,7	4,3	2,0	2,4	-1,0	4,4	1,7	1,0	2,6

Tabelle 7: Messdaten Atemarbeit Dräger Ray

Auch hier liegen die Ergebnisse in dem erwarteten Bereich. Der maximale Fehler liegt bei allen Mess- und Kennwerten unter 5% und erfüllt somit die Anforderung der Norm.

5.3.2 Kalkstandzeit

Die Durchführung der Kalkstandzeitmessungen brachte den Beweis, dass die erforderlichen Kennwerte richtig und Zuverlässig erfasst wurden. In Abbildung 5.1 ist der Graph der Kalkstandzeitmessung mit der Versuchsnummer „Val-Ray-14“ dargestellt. Dabei erkennt man ein sich einstellendes Plateau bei ca. 4 % Kohlendioxid innerhalb der ersten 10 min der Messung. Zu diesem Zeitpunkt wurde das Ausatemgas analysiert, um den zugeführten Volumenstrom an Kohlendioxid zu überprüfen. Anschließend wurde das Kohlendioxidanalysengerät an den Einatemkreis, dem eigentlichen Messpunkt für die Kalkstandzeitmessung, angeschlossen. Dabei sieht man deutlich den exponentiell-

len Anstieg der Kohlendioxidkonzentration, wie in Kapitel 4.3.4.2 beschrieben. Nach 15 und 74 min erkennt man einen kurzzeitigen Anstieg der Kohlendioxidkonzentration bis weit über die dargestellten 5 %. Diese Erscheinungen sind durch die zwischenzeitige Selbstkalibrierung des Messgerätes zu erklären. Trotz dieser Verfälschungen des Messergebnisses erfolgt die Detektion des Durch- und Abbruchkriteriums für diesen Test zuverlässig.

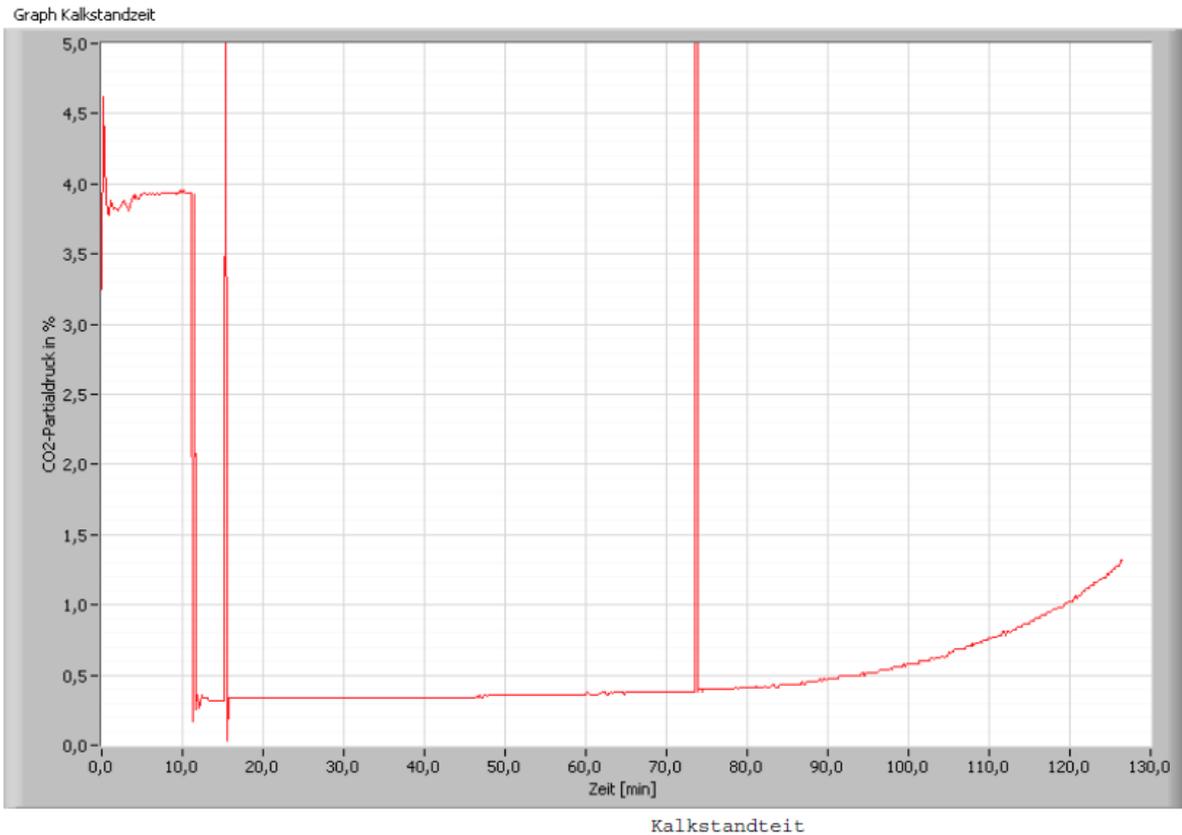


Abbildung 5.1: Graph der Messung Val-Ray-14

Damit ist der Beweis erbracht, dass die erstellt Software in der Lage ist die geforderten Prüfungen durchzuführen und richtig auszuwerten.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Bachelorthesis wurde eine neue Bediensoftware zur Messung von Tauchgeräten in einem automatisierten Tauchsimulator in LabVIEW erstellt. Hierbei handelt es sich jedoch nicht um ein Novum sondern um die Anpassung an den aktuellen Stand der Technik. Mit der nun vorhandenen Software ist es möglich autonome Tauchgeräte nach den aktuellen Anforderungen der DIN EN 250 und DIN EN 14143 zu überprüfen. Die Software beherrscht dabei die folgenden Prüfungen:

- Ermittlung der dynamischen Leistungsfähigkeit nach DIN EN 250
- Ermittlung der Kaltwassertauglichkeit nach DIN EN 250
- Ermittlung der Leistungsfähigkeit nach DIN EN 14143
- Ermittlung der Kalkstandzeit nach DIN EN 14143

Prinzipiell war die Bestimmung der zuvor genannten Werte auch mit der alten Bediensoftware möglich. Da Dräger als Standardsoftware für Prüfstände komplett auf LabVIEW umstellt, war eine Neuerstellung der Bediensoftware erforderlich.

Für die einfache und intuitive Bedienung der Software wurde eine übersichtliche und strukturierte grafische Benutzeroberfläche erzeugt. Dadurch können die Aktoren gesteuert und die erfassten Messwerte auf dem Bildschirm des PCs dargestellt werden. Die erstellte Oberfläche bietet dabei diverse Erweiterungsmöglichkeiten um weitere Steuerungselemente und Prüfungen unterzubringen.

Zur Prüfung der Tauchgeräte, entsprechend der genannten Normen, ist es nötig einige Voraussetzungen zu schaffen. Hierzu gehören der erhöhte Umgebungsdruck, eine Simulation der menschlichen Atmung und eine geeignete Erfassung und Auswertung der Messdaten.

Für die Simulation des erhöhten Umgebungsdrucks während eines Tauchgangs wurde eine automatisierte Tiefensteuerung implementiert. Der vorhandene Steuerstand mit seinen Ein- und Auslassventile kann nun über Relaiskarten mit dem PC angesteuert werden. So ist es möglich verschiedene Tauchtiefen anzufahren und zu halten. Mit der installierten Hardware ist es zurzeit jedoch noch nicht möglich eine Aufstiegsgeschwindigkeit von 10 m/min zu realisieren. Hier könnte mit einem neuen Proportionalauslassventil die Aufstiegsgeschwindigkeit bei geringen Tauchtiefen entscheidend verbessert werden.

Die Atmung des Geräteträgers wird durch die Verwendung einer künstlichen Lunge maschinell nachempfunden. Sie wird über den PC angesteuert und ist in der Lage verschiedene Atemformen zu realisieren.

Um die Prüfungen rechnergestützt durchführen zu können, müssen die Daten der Sensoren digital erfasst und ausgewertet werden. Die erfassten Messdaten werden durch Filterung und Mittelwertbildung aufbereitet und visuell dargestellt. Diverse Rechenoperationen ermitteln die entsprechenden Kennwerte der einzelnen Prüfungen und geben diese anschließend als Messprotokoll aus. Eine Option zur Speicherung der Messdaten in einem ASCII-File wäre eine sinnvolle Erweiterung in diesem Bereich.

Je nach Tauchgerät können Kalkstandzeitmessungen 5 Stunden und länger dauern. Dabei ist es wirtschaftlich sinnvoll den Prüfablauf soweit zu automatisieren, dass der Prüfenieur nicht die gesamte Zeit vor Ort sein muss. Diese Voraussetzungen wurden durch die neu entwickelte Software entscheidend verbessert. Durch eine Weiterentwicklung der Software wäre es nun möglich die Messdaten im Netzwerk zu streamen und von irgendeinem PC die Messung zu überwachen. Durch die bereits installierte Webcam stehen jederzeit Bilder vom Versuchsaufbau innerhalb der Druckkammer zur Verfügung.

Eine Sinnvolle Weiterentwicklung der Software wäre eine automatisierte Überwachung der Tauchgeschwindigkeit. Damit wäre es Möglich die Tauchgeschwindigkeit unabhängig vom Vordruck der Einlassventile zu regeln. Gleichzeitig ermöglicht dies eine Regelung der Aufstiegs geschwindigkeit in Abhängigkeit vom Kammerdruck.

7 Anhang

7.1 Bedienungsanleitung

Die vorliegende Software zur Bedienung der Druckkammer ist in der Lage ein Tauchgerät nach den Normen DIN EN 250 oder DIN EN 14143 zu messen. Dabei können die folgenden Prüfungen durchgeführt werden:

- Dynamische Leistungsfähigkeit nach DIN EN 250
- Kaltwassertauglichkeit nach DIN EN 250
- Atemleistung nach DIN EN 14143
- Kalkstandzeit nach DIN EN 14143

Alle für die Prüfung notwendigen Bedienungen von Geräten können zentral über die grafische Benutzeroberfläche gesteuert werden. Dazu zählen die Steuerung der künstlichen Lunge, der Tauchtiefe und des Mass Flow. Des Weiteren werden alle relevanten Daten von der Software erfasst und visuell dargestellt.

Diese Bedienungsanleitung bezieht sich auf die Softwareversion „Druckkammer_V1.2“.

Um die Software zu Benutzen sind die folgenden Voraussetzungen nötig:

- „Dräger“ Schriftart muss auf dem PC installiert sein
- Als Windows Standarddrucker sollte der PDF-Creator eingestellt sein
- Alle Programme die auf den seriellen Anschluss zugreifen müssen beendet sein (z.B. HyperTerminal)

7.1.1 Software starten

Die Software wird durch das Ausführen der Datei „Druckkammer_V1.2.vi“ gestartet. Anschließend öffnet sich LabVIEW und stellt das Frontpanel dar. Damit die Software arbeitet muss der Schalter „Start“ der Programmsteuerung betätigt werden.

7.1.2 Beschreibung der Bedienoberfläche

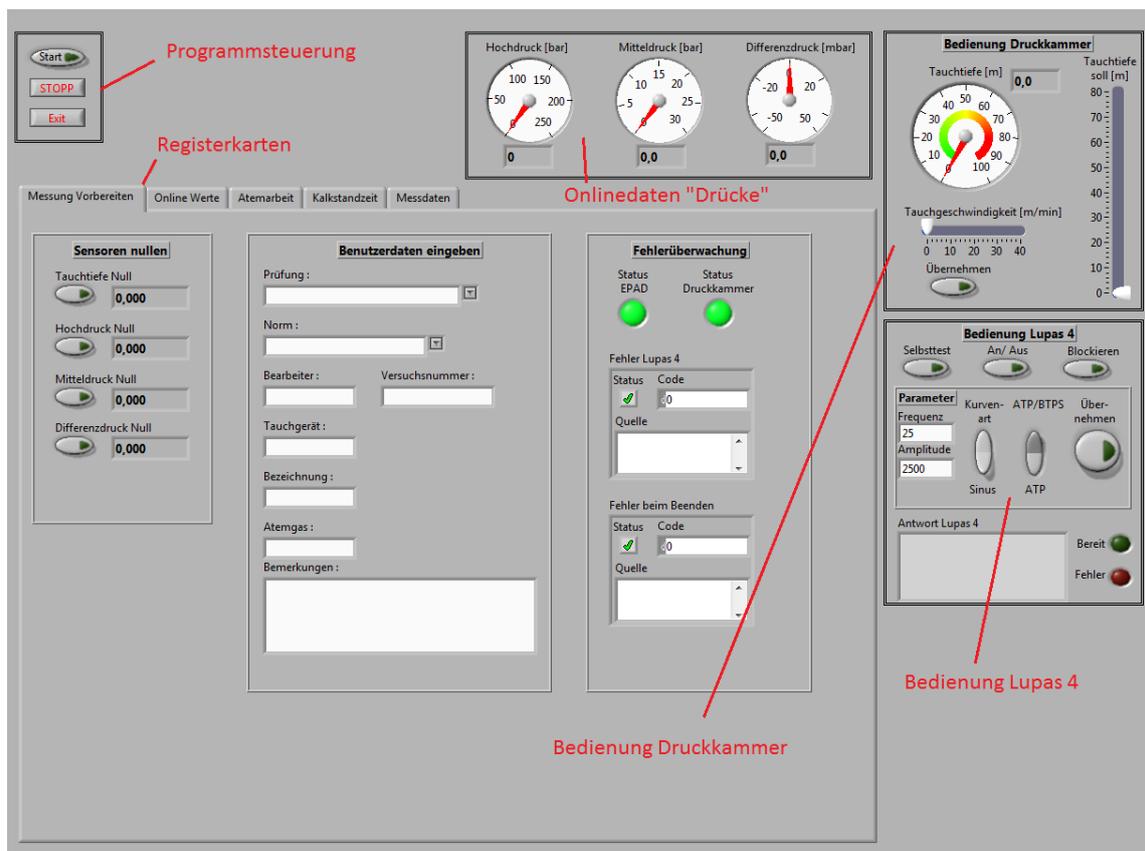


Abbildung 7.1: LabVIEW - Frontpanel

Das Frontpanel [Abbildung 7.1] ist in zwei Bereiche eingeteilt. Im Bereich der „Daueranzeigen“ befinden sich die „Programmsteuerung“, die „Onlinedaten Drücke“, die „Bedienung Druckkammer“ und die „Bedienung Lupas 4“. Diese Anzeige- und Bedienelemente werden immer dargestellt und ermöglichen dadurch jederzeit einen schnellen Zugriff. Im zweiten Bereich „Registerkarten“ kann er Benutzer zwischen verschiedenen Anzeigen auswählen. Dabei stehen die Registerkarten „Messung vorbereiten“, „Online Werte“, „Atemarbeit“, „Kalkstandzeit“ und „Messdaten“ zur Verfügung. Man kann jederzeit zwischen den Seiten der Registerkarten wechseln. Dies hat keinen Einfluss auf eventuell laufende Prüfungen.

7.1.3 Bedienung der Druckkammer

Das Bedienfeld der Druckkammer [Abbildung 7.2] befindet sich in der rechten oberen Ecke des Frontpanels und gehört zu den Daueranzeigen. In dem Rundinstrument wird die aktuelle Tauchtiefe in Meter grafisch und numerisch angezeigt. Rechts daneben befindet sich der Schieberegler für die gewünschte Tauchtiefe. Im unteren Bereich befindet sich ein Schieberegler für die Tauchgeschwindigkeit und der Schalter „Übernehmen“.

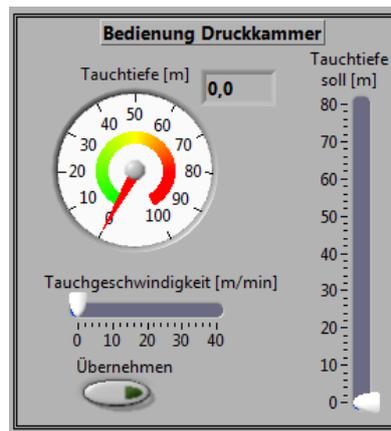


Abbildung 7.2: LabVIEW - Frontpanel - Ausschnitt Bedienung Druckkammer

Damit die Druckkammer auf eine bestimmte Tauchtiefe gefahren wird, muss der Wert in dem Schieberegler „Tauchtiefe [m] soll“ eingestellt werden. Anschließend muss vom Benutzer die Tauchgeschwindigkeit in dem gleichnamigen Schieberegler eingestellt werden. Durch betätigen des Schalters „Übernehmen“ werden die Einstellungen der beiden Schieberegler übernommen und die entsprechende Tauchtiefe wird angefahren.

Der Schieberegler „Tauchgeschwindigkeit“ wird nur für die Regelung der Abtauchgeschwindigkeit verwendet. Die Auftauchgeschwindigkeit ist abhängig vom Kammerdruck und kann nicht manuell geregelt werden. Sie wird über einen internen Berechnungsalgorithmus ermittelt.

Die eingestellte Tauchtiefe wird im Bereich von ± 5 cm selbstständig gehalten.

Weitere Informationen über den Verlauf der Tauchtiefe, die Regelgrenzen und die Stellungen der Ventile sind in der Registerkarte „Online Werte\Kammerdruck“ einsehbar.

7.1.4 Bedienung der Lupas 4

Das Bedienfeld der künstlichen Lunge „Lupas 4“ [Abbildung 7.3] befindet sich rechts mittig im Frontpanel und gehört zu den Daueranzeigen. Im oberen Teil des Bedienfeldes stehen die Schalter „Selbsttest“, „An/ Aus“ und „Blockieren“ zur Verfügung. Direkt darunter ist das Feld „Parameter“ indem die Atemfrequenz, der Hub, die Kurvenart und die Standardbedingungen des Atemgases eingestellt werden können. Im unteren Teil des Bedienfeldes werden die gesendeten und empfangenen Befehle der Lunge angezeigt. Außerdem befindet sich in diesem Bereich die Fehlerüberwachung, welche über die beiden Kontrollleuchten „Bereit“ und „Fehler“ realisiert ist.



Abbildung 7.3: LabVIEW - Frontpanel - Ausschnitt Bedienung Lupas 4

Schalter „Selbsttest“

Um die künstliche Lunge zu betreiben ist ein Selbsttest erforderlich. Dieser wird durch das Betätigen des gleichnamigen Schalters ausgelöst. Dabei übernimmt die Lunge auch die eingestellten Parameter. Nachdem der Selbsttest erfolgreich durchlaufen wurde, leuchtet die LED „Bereit“ grün.

Schalter „An/Aus“

Wird der Schalter „An/ Aus“ aktiviert, startet die Lunge und fördert das eingestellte Volumen mit der vorgegebenen Frequenz. Wenn der Schalter deaktiviert wird, stoppt die Lunge bei der aktuellen Position.

Schalter „Blockieren“

Bei Aktivieren des Schalters „Blockieren“, fährt die Lunge auf einen Hub von 1000 ml und hält diese Position. Dabei beginnt der Schalter „Blockieren“ zu blinken. Der Motor wird durch das Anlegen einer Spannung auf der Position halten. Dadurch hat der Motor eine Drehzahl von 0 Umdrehungen/min und der Ankerstrom wird maximal. Die dabei entstehende Wärme wird durch einen Lüfter abgeführt. Trotzdem ergibt sich eine thermische Belastung für den Antriebsmotor. Um diese zu minimieren soll-

te die Funktion „Blockieren“ nur kurzzeitig ausgeführt werden. Wird der Schalter wieder deaktiviert, geht die Lunge in ihren vorherigen Betriebszustand zurück.

Parameter

In diesem Abschnitt kann die Atemfrequenz und das Atemvolumen ausgewählt werden. Durch klicken auf den entsprechenden Wert öffnet sich ein Auswahlménü, indem eine der vordefinierten Zahlen ausgewählt werden kann. Bei der Amplitude, also dem Atemvolumen, besteht zusätzlich die Möglichkeit einen eigenen Wert einzugeben. Dazu wird im Auswahlménü der Wert „<Andere>...“ ausgewählt. Anschließend kann über die Tastatur der neue Wert eingegeben und mit „Enter“ bestätigt werden. Hierbei werden nur Werte zwischen 0 und 3750 ml übernommen. Über den Schalter „Kurvenart“ kann zwischen einer Atmung in Sinus- oder Trapezform ausgewählt werden. Der Schalter „ATP/ BTPS“ steuert den Hub der Lunge nach den entsprechenden Standardbedingungen. Wird die Atemluft bei Umgebungstemperatur geatmet, muss der Schalter auf „ATP“ stehen. Wenn jedoch die Ausatemluft über den Luftbefeuchter erwärmt und befeuchtet wird, muss der Schalter auf „BTPS“ gestellt werden. Durch betätigen des Schalters „Übernehmen“ werden die eingestellten Parameter an die Lunge übermittelt. Bei der Atmung mit BTPS ist es wichtig den Schalter „Übernehmen“ zusätzlich direkt vor der Messung, bei einem eingeschwungenen System, noch einmal zu betätigen. Dies ist notwendig, da der Hub der Lunge anhand der Ein- und Ausatemtemperatur berechnet wird.

Fehler

Sobald die Lunge einen Fehler feststellt, leuchtet die LED „Fehler“ rot und die LED „Bereit“ erlischt. Der Fehler wird zusätzlich im Fenster „Antwort Lupas 4“ angezeigt. Dabei erscheint ein kleines oder großes „E“ gefolgt von einer ein- bis dreistelligen Zahl. Der Fehler kann somit in der Gebrauchsanweisung der Lupas 4 nachgeschlagen werden. Um die Lunge nach Auftreten eines Fehlers wieder betriebsbereit zu machen muss ein erneuter Selbsttest durchgeführt werden.

7.1.5 Messung Vorbereiten

„Messung Vorbereiten“ ist die erste von fünf Auswahlmöglichkeiten der Registerkarte und ist in Abbildung 7.4. dargestellt.

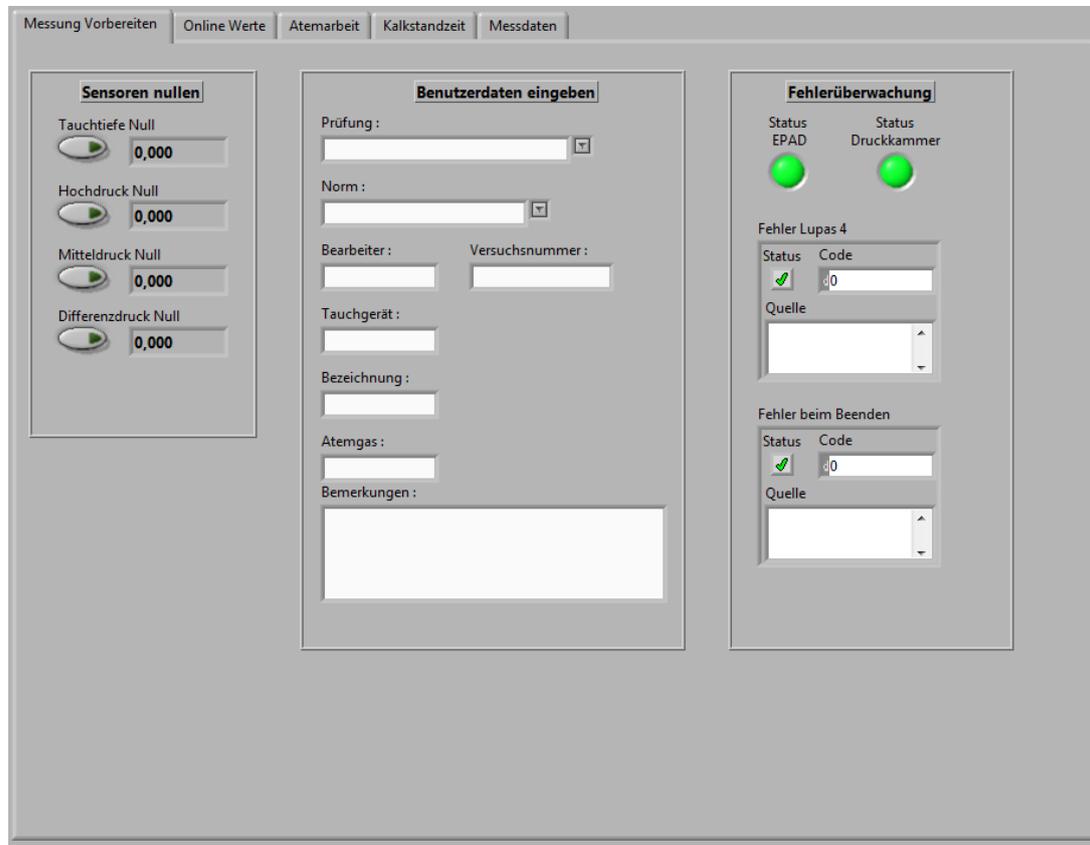


Abbildung 7.4: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Messung Vorbereiten“

Sensoren Nullen

Um die Messung vorzubereiten müssen die Sensoren an die aktuellen Umweltbedingungen angepasst werden. Dazu wird der Offset der Sensoren durch das Betätigen der Schalter „Tauchtiefe Null“, „Hochdruck Null“ und „Mitteldruck Null“ ermittelt. Dabei darf das zu messende Tauchgerät schon mit den Druckmessumformern verbunden sein. Es darf jedoch noch kein Hochdruck am Tauchgerät anliegen. Außerdem muss in der Druckkammer der aktuelle Umgebungsdruck herrschen. Der Schalter „Differenzdruck Null“ sollte erst betätigt werden, wenn das Tauchgerät angeschlossen ist, sich im Wasserbecken befindet und unter Druck steht. Dazu sollte auch die Lunge blockiert werden.

Benutzerdaten

Die Benutzerdaten sind für die Erstellung eines eindeutigen Protokolls nötig. Sie sollten daher in der Vorbereitungsphase der Messung eingegeben werden. Die Daten können jederzeit verändert werden und werden erst bei der Erstellung des Protokolls abgerufen. Dabei stehen zwei Auswahlfelder zur Verfügung, „Prüfung“ und „Norm“. Durch klicken auf den Auswahlschalter neben dem entsprechen-

den Feld öffnet sich ein Auswahlménü. Mit dem Mauscursor kann dann der jeweilige Eintrag ausgewählt werden. Die restlichen Textfelder können frei editiert werden.

Fehlerüberwachung

Im Abschnitt Fehlerüberwachung wird die Kommunikation der seriellen Anschlüsse des PCs überwacht. Die beiden LEDs „Status Druckkammer“ und „Status EPAD“ prüfen dabei ob die jeweilige RS 232 Schnittstelle korrekt geöffnet wurde. Ist das der Fall, leuchten sie grün. Das Fehlercluster „Fehler Lupas 4“ überwacht permanent die Kommunikation des PCs mit der Lunge. Sobald ein Fehler auftritt wird dieser angezeigt und beschrieben. Das Fehlercluster „Fehler beim Beenden“ prüft, ob nach dem Stoppen des Programms alle Schnittstellen ordnungsgemäß geschlossen wurden.

7.1.6 Online Werte

„Online Werte“ ist die zweite von fünf Auswahlmöglichkeiten der Registerkarte. In diesem Abschnitt werden alle erfassten Messwerte in Echtzeit angezeigt. Dabei ist diese Anzeige unabhängig von den Messungen Atemarbeit oder Kalkstandzeit. Innerhalb der Registerkarte „Online Werte“ befindet sich eine zweite Registerkarte mit den Einträgen „Temperaturen“, „Drücke“, „Atemloop“ und „Kammerdruck“.

Temperaturen [Abbildung 7.5]

In diesem Abschnitt werden die gemessenen Temperaturen des EPAD im Verlaufsdiagramm dargestellt. Dabei werden immer die letzten 10 Sekunden angezeigt. Rechts neben dem Diagramm befinden sich die Legende mit der Beschriftung und eine numerische Anzeige der Temperaturen.

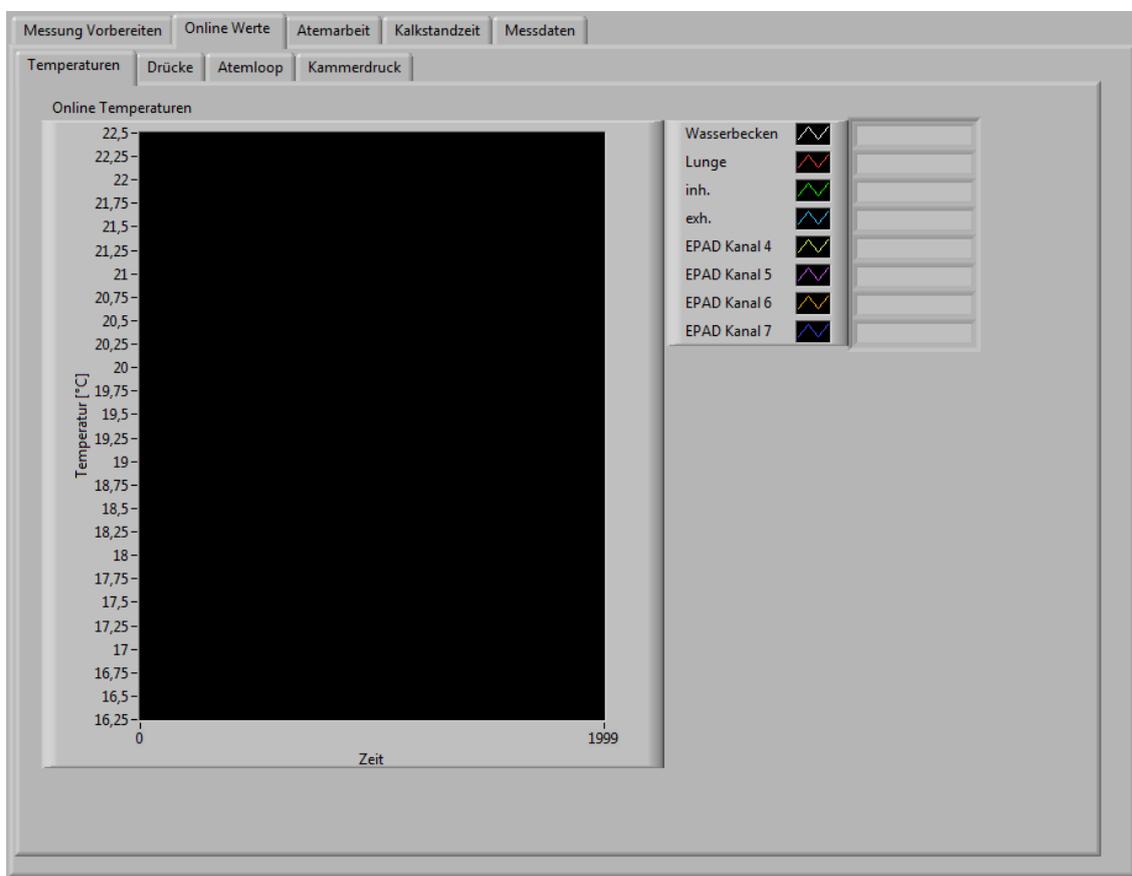


Abbildung 7.5: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Temperaturen“

Drücke [Abbildung 7.6]

In diesem Abschnitt werden die gemessenen Drücke am Tauchgerät visualisiert. Dazu gehören der Hochdruck, der Mitteldruck und der Differenzdruck. Wie auch bei den Temperaturen wird dabei ein Verlaufsdigramm der letzten 10 Sekunden angezeigt.

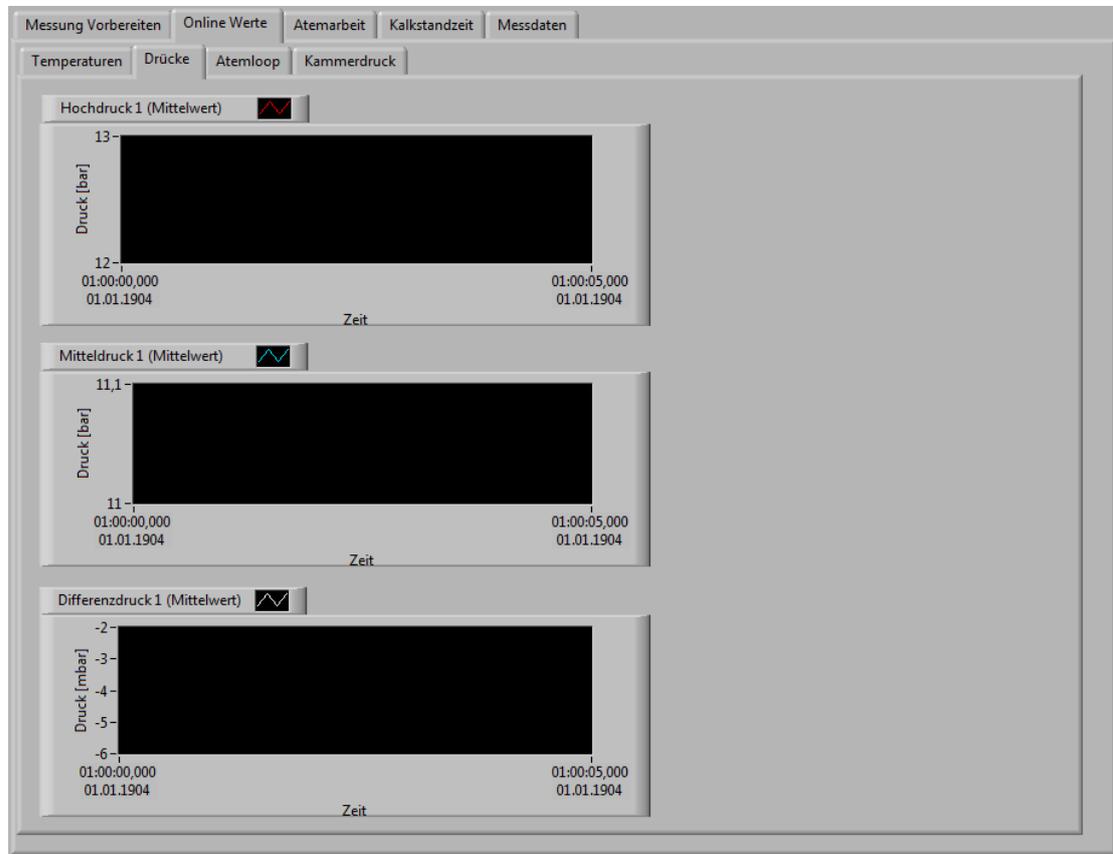


Abbildung 7.6: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Drücke“

Atemloop [Abbildung 7.7]

In diesem Abschnitt wird der Differenzdruck über den Hub der Lunge, also das Atemvolumen, dargestellt. Wie auch bei den beiden vorherigen Abschnitten werden die letzten 10 Sekunden dargestellt.

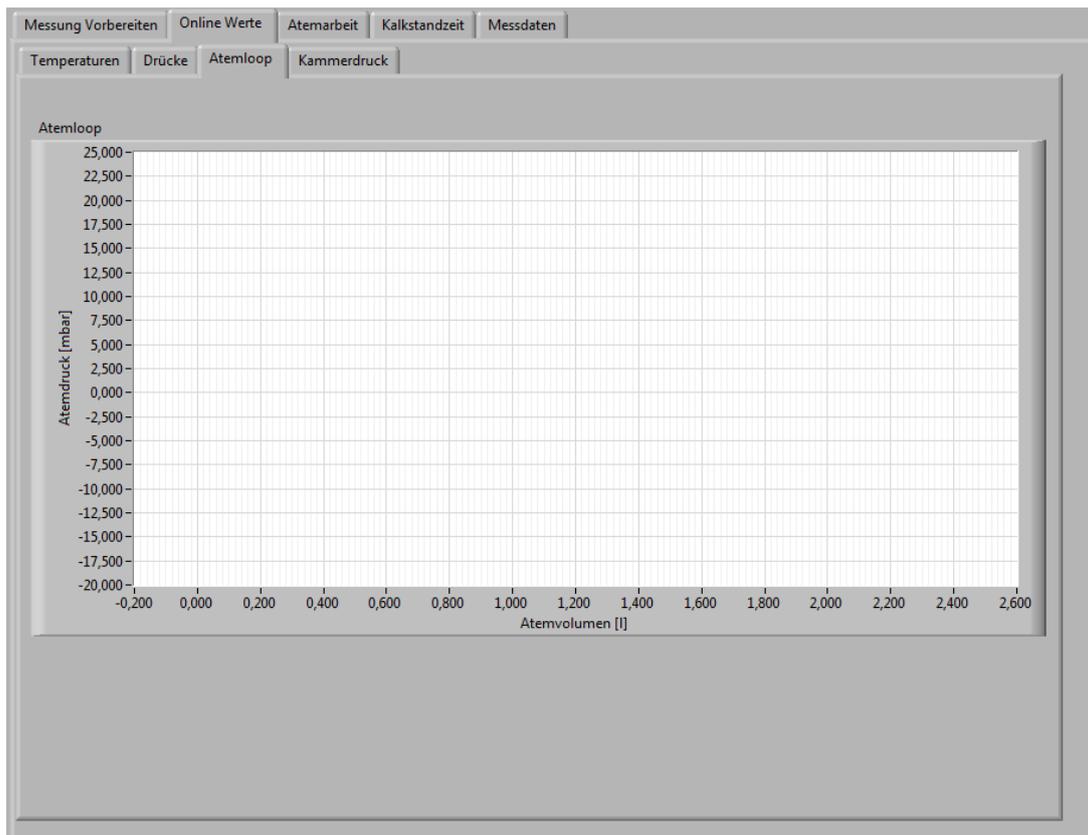


Abbildung 7.7: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte\ Atemloop“

Kammerdruck [Abbildung 7.8]

Im letzten Abschnitt der „Online Werte“ wird der Kammerdruck, also die Tauchtiefe, detailliert dargestellt. In dem Diagramm „Regelgrenzen“ werden die aktuelle Tauchtiefe, die vorgegebene Tauchtiefe sowie die obere und die untere Regelgrenze angezeigt. Darunter befindet sich das Diagramm „Kammerdruck“ welches den Verlauf der Tauchtiefe seit Start des Programms visualisiert.

Des Weiteren werden die Antworten der Kommunikation mit den NUDAM Relaiskarten der Tiefensteuerung in Textform und über LED's dargestellt. Falls beim Auslesen der Ventilstellungen ein Fehler auftritt, wird dies durch die LED „Lesefehler Ventile Kammerdruck“ angezeigt.

Das ausgegraute Bedienfeld „Faktor Tauchgeschwindigkeit“ beschreibt den Zusammenhang zwischen dem Vordruck an den Einlassventilen und dem Einlassvolumenstrom. Es kann nicht variiert werden, da der Vordruck durch den Benutzer nicht verändert werden kann.

Außerdem wird der Regelwert für die Einlassventile in Prozent dargestellt.

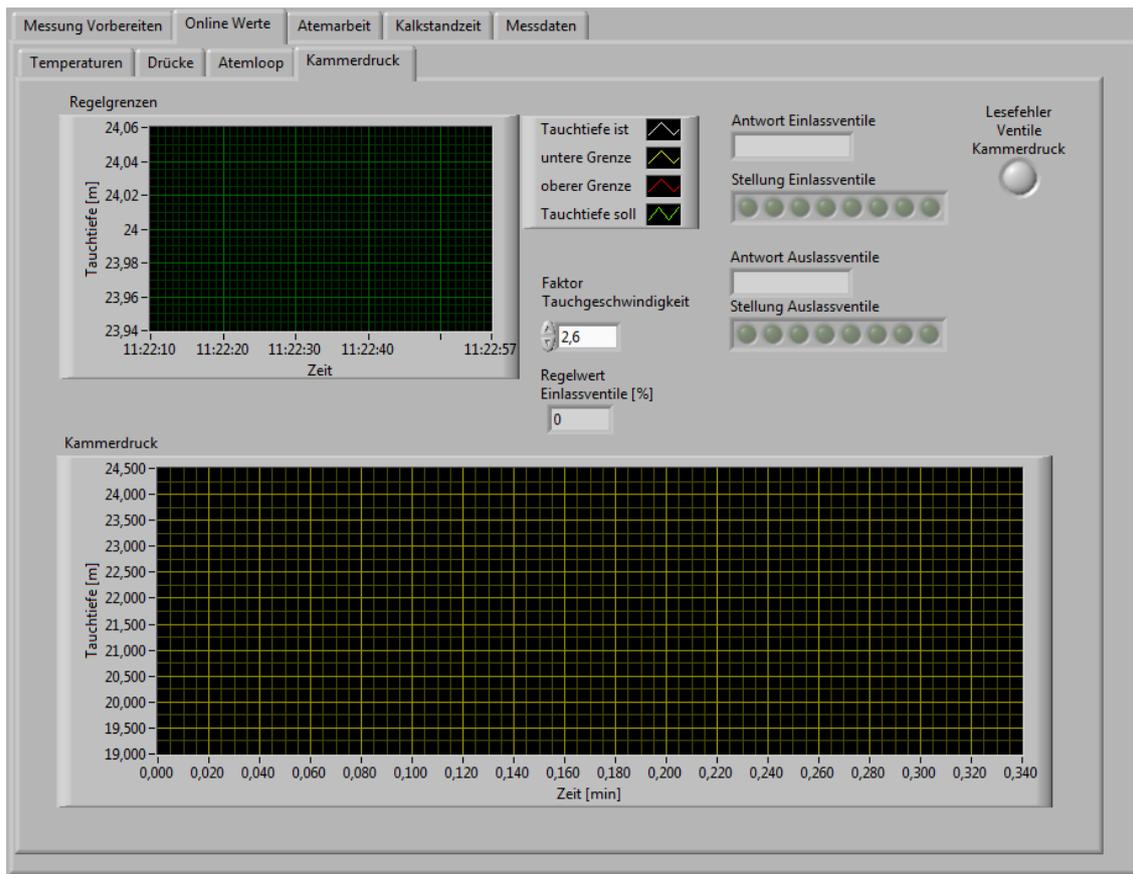


Abbildung 7.8: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Online Werte/ Kammerdruck“

7.1.7 Ermittlung der Atemarbeit

„Atemarbeit“ ist die dritte von fünf Auswahlmöglichkeiten der Registerkarte. In diesem Abschnitt erfolgt die Messung und Auswertung der dynamischen Leistungsfähigkeit.

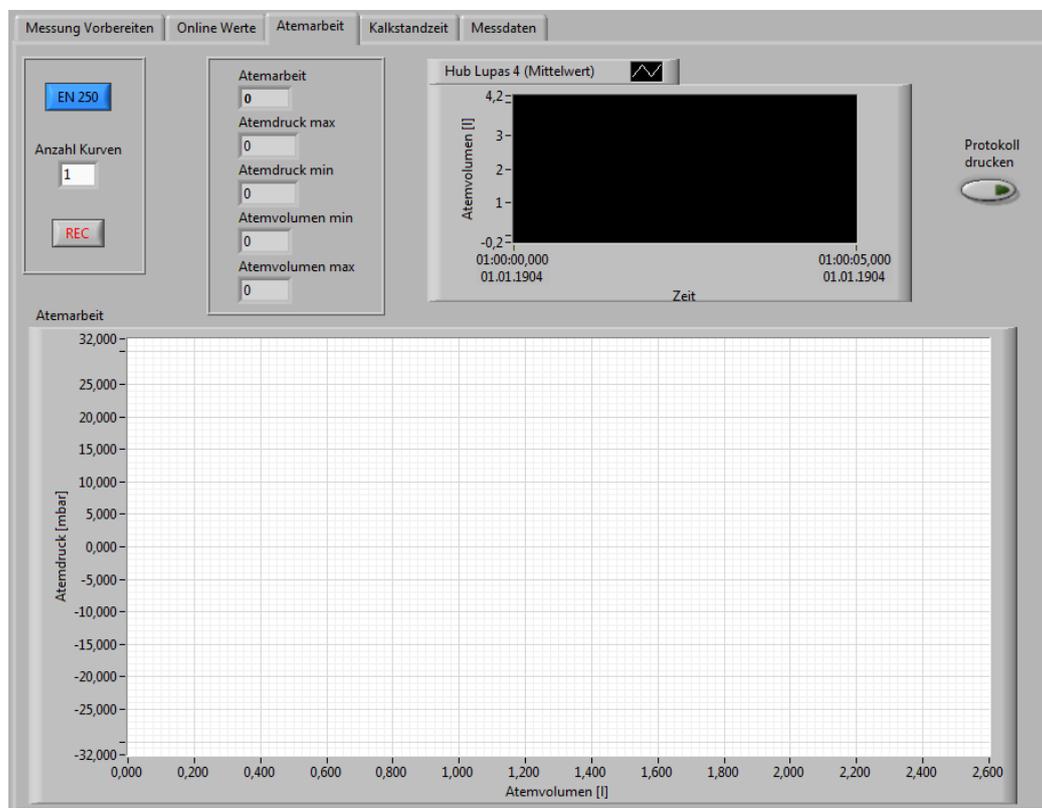


Abbildung 7.9: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Atemarbeit“

Als Vorbereitung ist die Lunge einzuschalten. Anschließend muss der Hub der Lupas 4 im gleichnamigen Diagramm beobachtet werden. Erst wenn der Hub gleichmäßig zwischen null und der eingegebenen Amplitude schwingt kann die Messung gestartet werden. Bei einer Messung nach BTPS sind die Hinweise zur Steuerung der Lupas 4 zu beachten.

Für die Durchführung einer Messung muss zuerst über den blauen Schalter bestimmt werden, ob die Auswertung nach DIN EN 250 oder DIN EN 14143 erfolgen soll. Anschließend wird die Anzahl der aufzunehmenden Kurven über ein Auswahlfeld eingegeben. Durch betätigen des Schalters „REC“ wird die Aufzeichnung der Messdaten gestartet. Jetzt werden die aktuellen Messdaten gespeichert und sind unter dem Registerkarteneintrag „Messwerte“ einsehbar. Parallel zur Datenaufzeichnung wird der Atemloop in Echtzeit im Diagramm „Atemarbeit“ visualisiert. Nachdem die eingegebene Anzahl an Atemkurven aufgenommen wurde, wird automatisch die Auswertung durchlaufen. Die Ergebnisse der wichtigsten Kennwerte wie Atemarbeit, minimaler und maximaler Differenzdruck sowie minimales und maximales Atemvolumen werden numerisch in den gleichnamigen Textfeldern dargestellt. Die Anzeige der Kennwerte und des Atemloops bleiben solange erhalten, bis eine neue Messung durchgeführt wird.

Nachdem die Messung durchgeführt wurde kann über den Schalter „Protokoll drucken“ das Protokoll erstellt werden. Durch das Betätigen des Schalters werden die Benutzerdaten aus der Registerkarte „Messung Vorbereiten“ in das Protokoll übernommen. Das Protokoll kann beliebig oft gedruckt wer-

den. Auch eine Änderung der Benutzerdaten mit anschließender Protokollerstellung ist an dieser Stelle möglich. Das Protokoll wird immer über den in Windows definierten Standarddrucker ausgegeben.

7.1.8 Kalkstandzeitmessung

„Kalkstandzeitmessung“ ist die vierte von fünf Auswahlmöglichkeiten der Registerkarte. In diesem Abschnitt erfolgt die Messung und Auswertung der Kohlendioxidkonzentration im Einatemkreis.

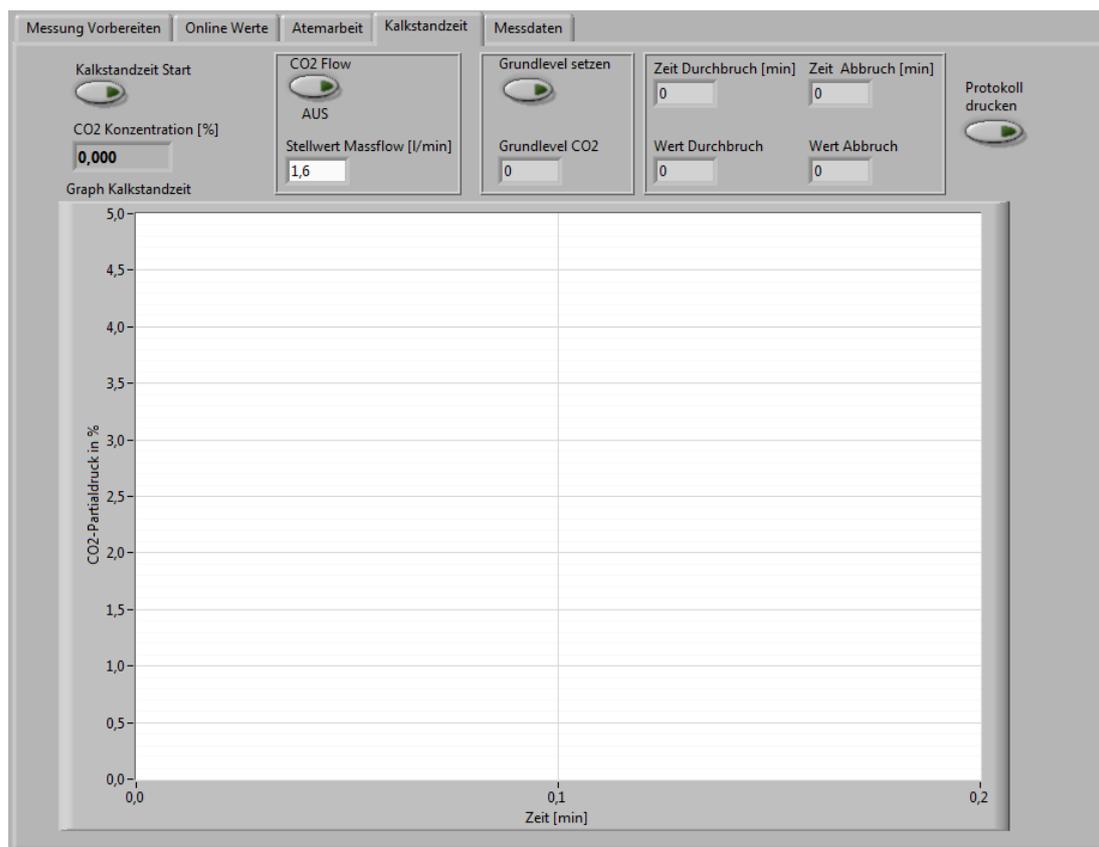


Abbildung 7.10: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Kalkstandzeit“

Als Vorbereitung ist die Lunge einzuschalten. Anschließend muss der Stellwert für die Kohlendioxidzuführung gemäß DIN EN 14143 Tabelle 4 vorgenommen werden. Danach wird durch Aktivieren des Schalters „CO2 Flow“ die Zuführung von Kohlendioxid gestartet. Direkt im Anschluss sollte die Messung durch Betätigen des Schalters „Kalkstandzeit Start“ begonnen werden. Nun wird alle 10 Sekunden der aktuelle Messwert aufgenommen.

Die aktuelle Kohlendioxidkonzentration in Prozent wird im Anzeigeelement „CO2 Konzentration“ dargestellt. Gleichzeitig wird die Kohlendioxidkonzentration über die Zeit im Graph „Kalkstandzeit“ visualisiert. Spätestens nach zwei Minuten sollte eine konstante Anzeige der Kohlendioxidkonzentration erfolgen. Dies ist das Grundlevel welches hauptsächlich durch den Totraum am Mundstück entsteht. Um das Grundlevel zu dokumentieren und damit die Voraussetzungen für die Ermittlung des Durchbruch- und Abbruchkriteriums zu schaffen, muss der Schalter „Grundlevel setzen“ betätigt werden. Dadurch wird das Durchbruchkriterium (Grundlevel + 0,5) und das Abbruchkriterium

(Grundlevel + 1,0) ermittelt. Anschließend läuft die Messung, bis die beiden Werte überschritten werden. Sobald einer der beiden Werte erreicht wurde, werden der Messwert und die dazugehörige Zeit in den Anzeigeelementen numerisch dargestellt. Nachdem das Abbruchkriterium erfasst wurde, kann die Messung durch Deaktivieren des Schalters „Kalkstandzeit Start“ beendet werden. Zusätzlich muss die Kohlendioxidzufuhr durch Drücken des Schalters „CO2 Flow“ unterbrochen werden. Die Anzeigen bleiben solange erhalten, bis eine neue Messung gestartet wird.

Anschließend kann das Protokoll, wie unter Punkt 0 Atemarbeit beschrieben, erstellt werden.

7.1.9 Messdaten

The screenshot shows a LabVIEW front panel with five tabs: 'Messung Vorbereiten', 'Online Werte', 'Atemarbeit', 'Kalkstandzeit', and 'Messdaten'. The 'Messdaten' tab is active, displaying a table titled 'aufgezeichnete Messdaten'. The table has 15 columns and 30 rows, with every cell containing the number '0'. On the left side of the table, there are two vertical sliders, each with a '0' next to it, indicating a range or scale for the data.

Abbildung 7.11: LabVIEW - Frontpanel – Ausschnitt „Messdaten“

„Messdaten“ ist die fünfte von fünf Auswahlmöglichkeiten der Registerkarte. In diesem Abschnitt werden alle aufgezeichneten Messdaten der letzten Messung in einem Array dargestellt. Die Spalten beinhalten dabei die in Tabelle 8 aufgeführten Messwerte.

Spalte	Beschreibung
1	Verstrichene Zeit seit Messbeginn
2	Temperatur Wasserbad
3	Temperatur Lunge
4	Temperatur Einatemkreis
5	Temperatur Ausatemkreis
6	Temperatur Kanal 4
7	Temperatur Kanal 5
8	Temperatur Kanal 6
9	Temperatur Kanal 7
10	Tauchtiefe
11	Hochdruck
12	Mitteldruck
13	Differenzdruck
14	Hub Lupas 4
15	CO2 Konzentration Einatemkreis

Tabelle 8: Array "erfasste Messdaten"

7.2 Messprotokolle

7.2.1 Kalibrierdüse nach EN 250

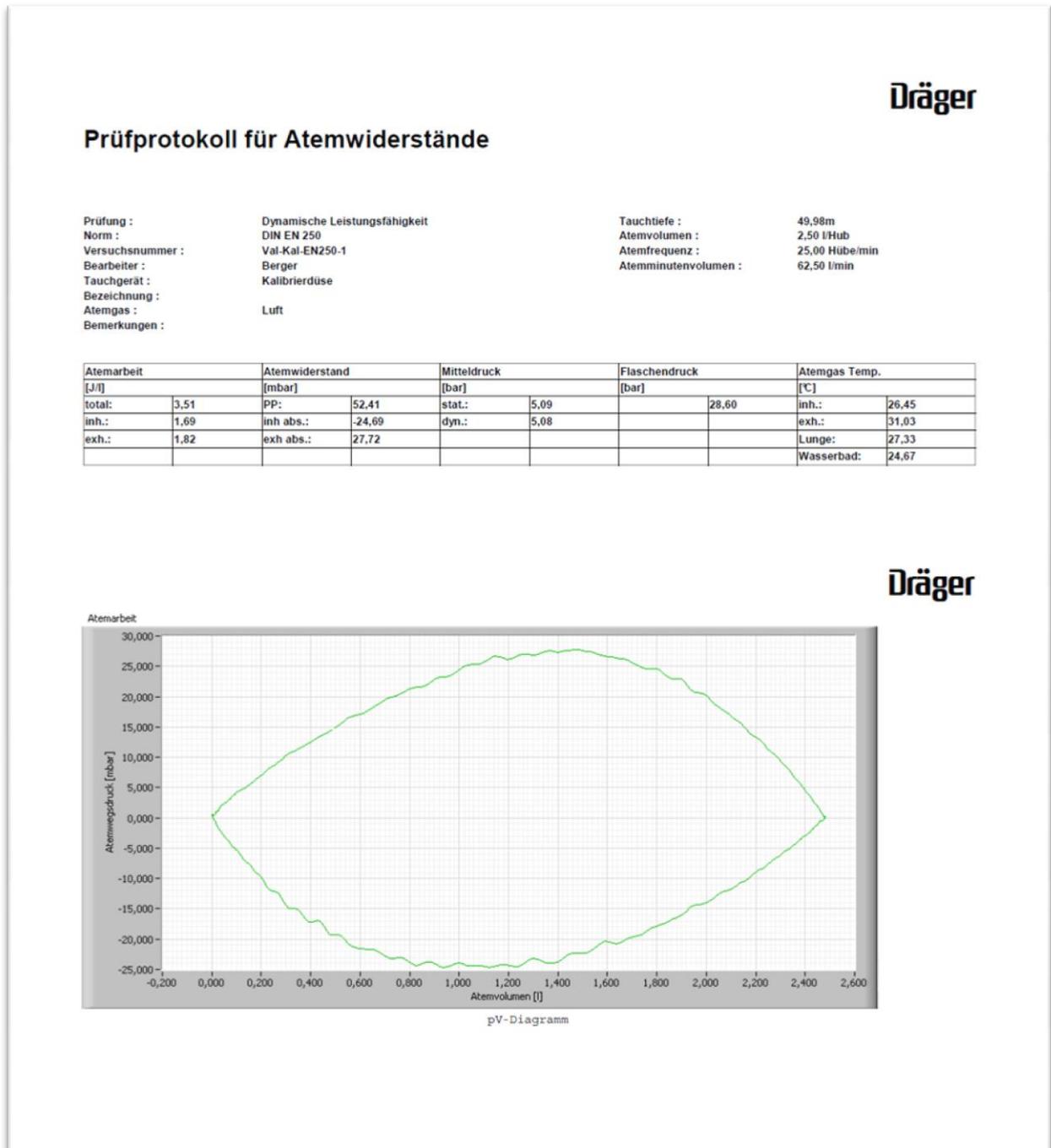


Abbildung 7.12: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-1

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung : Dynamische Leistungsfähigkeit
 Norm : DIN EN 250
 Versuchsnummer : Val-Kal-EN250-2
 Bearbeiter : Berger
 Tauchgerät : Kalibrierdüse
 Bezeichnung :
 Atemgas : Luft
 Bemerkungen :

Tauchtiefe : 49,96m
 Atemvolumen : 2,50 l/Hub
 Atemfrequenz : 25,00 Hübe/min
 Atemminutenvolumen : 62,50 l/min

Atemarbeit [J/l]	Atemwiderstand [mbar]		Mitteldruck [bar]		Flaschendruck [bar]		Atemgas Temp. [°C]	
total: 3,49	PP: 52,73	stat.: 5,09	28,63				inh.: 26,36	
inh.: 1,67	inh abs.: -24,88	dyn.: 5,08					exh.: 30,74	
exh.: 1,82	exh abs.: 27,85							Lunge: 27,25
								Wasserbad: 24,61

Dräger

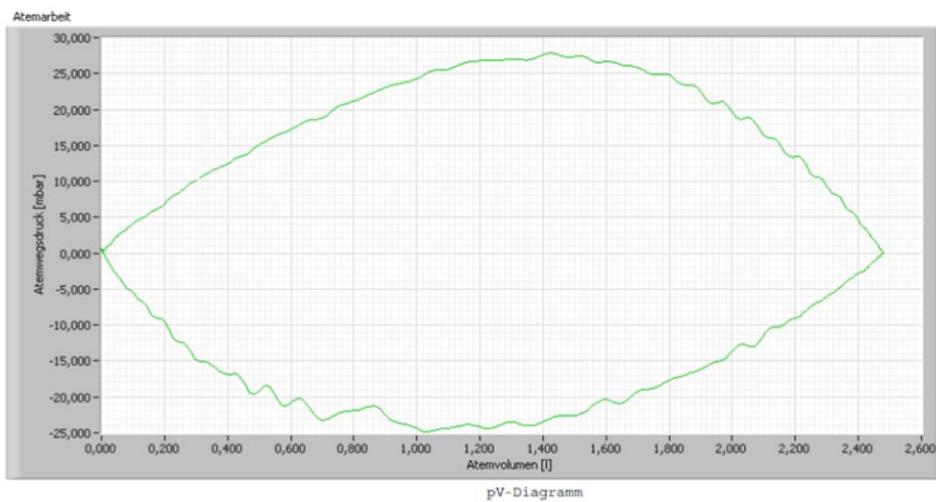


Abbildung 7.13: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-2

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung : Dynamische Leistungsfähigkeit
 Norm : DIN EN 250
 Versuchsnummer : Val-Kal-EN250-3
 Bearbeiter : Berger
 Tauchgerät : Kalibrierdüse
 Bezeichnung :
 Atemgas : Luft
 Bemerkungen :

Tauchtiefe : 49,98m
 Atemvolumen : 2,50 l/Hub
 Atemfrequenz : 25,00 Hübe/min
 Atemminutenvolumen : 62,50 l/min

Atemarbeit [J/l]	Atemwiderstand [mbar]		Mitteldruck [bar]		Flaschendruck [bar]	Atemgas Temp. [°C]	
total:	3,50	PP:	53,18	stat.:	5,09	28,62	inh.: 26,01
inh.:	1,69	inh abs.:	-25,57	dyn.:	5,08		exh.: 30,62
exh.:	1,82	exh abs.:	27,61				Lunge: 27,17
							Wasserbad: 24,56

Dräger

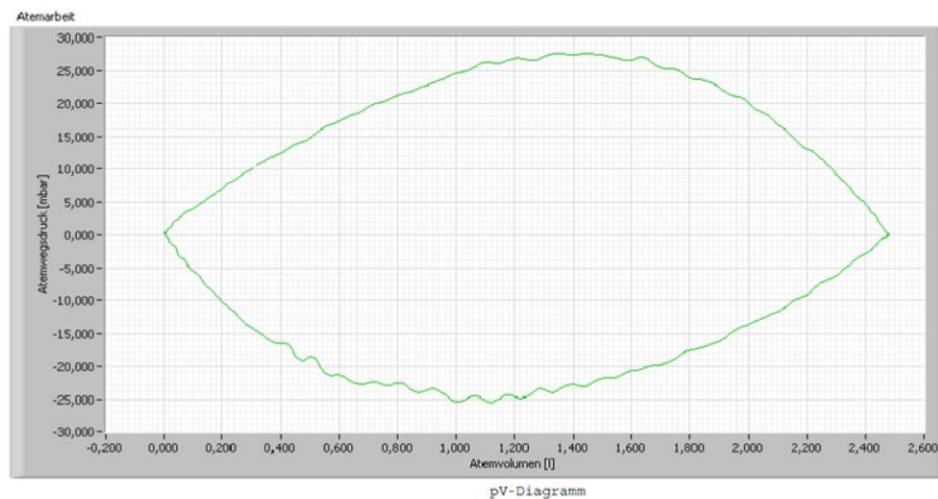


Abbildung 7.14: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-3

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,02m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Kal-EN250-4	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Kalibrierdüse		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit [J/l]	Atemwiderstand [mbar]		Mitteldruck [bar]		Flaschendruck [bar]	Atemgas Temp. [°C]	
total:	3,51	PP: 52,98	stat.: 5,09		28,66	inh.:	26,04
inh.:	1,68	inh abs.: -25,28	dyn.: 5,08			exh.:	30,52
exh.:	1,83	exh abs.: 27,71				Lunge:	27,07
						Wasserbad:	24,44

Dräger

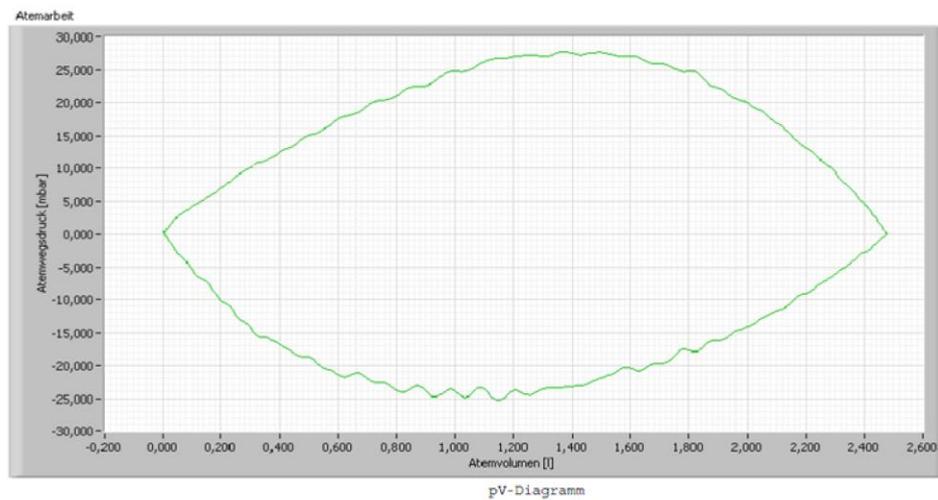


Abbildung 7.15: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-4

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	49,99m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Kal-EN250-5	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Kalibrierdüse		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	3,51	PP:	52,82	stat.:	5,09		28,65	inh.:	26,04
inh.:	1,69	inh abs.:	-24,97	dyn.:	5,08			exh.:	30,43
exh.:	1,82	exh abs.:	27,85					Lunge:	27,01
								Wasserbad:	24,37

Dräger

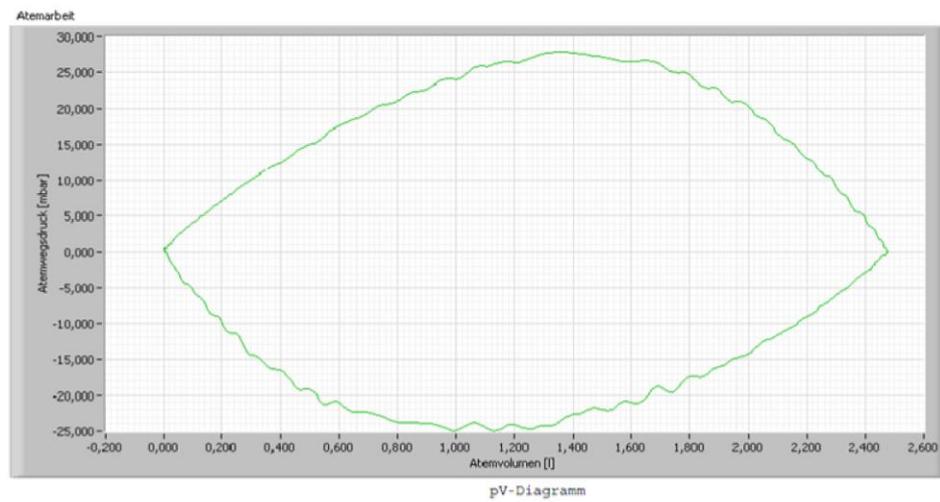


Abbildung 7.16: Prüfprotokoll Val-Kal-EN250-5

7.2.2 Kalibrierdüse nach EN 14143

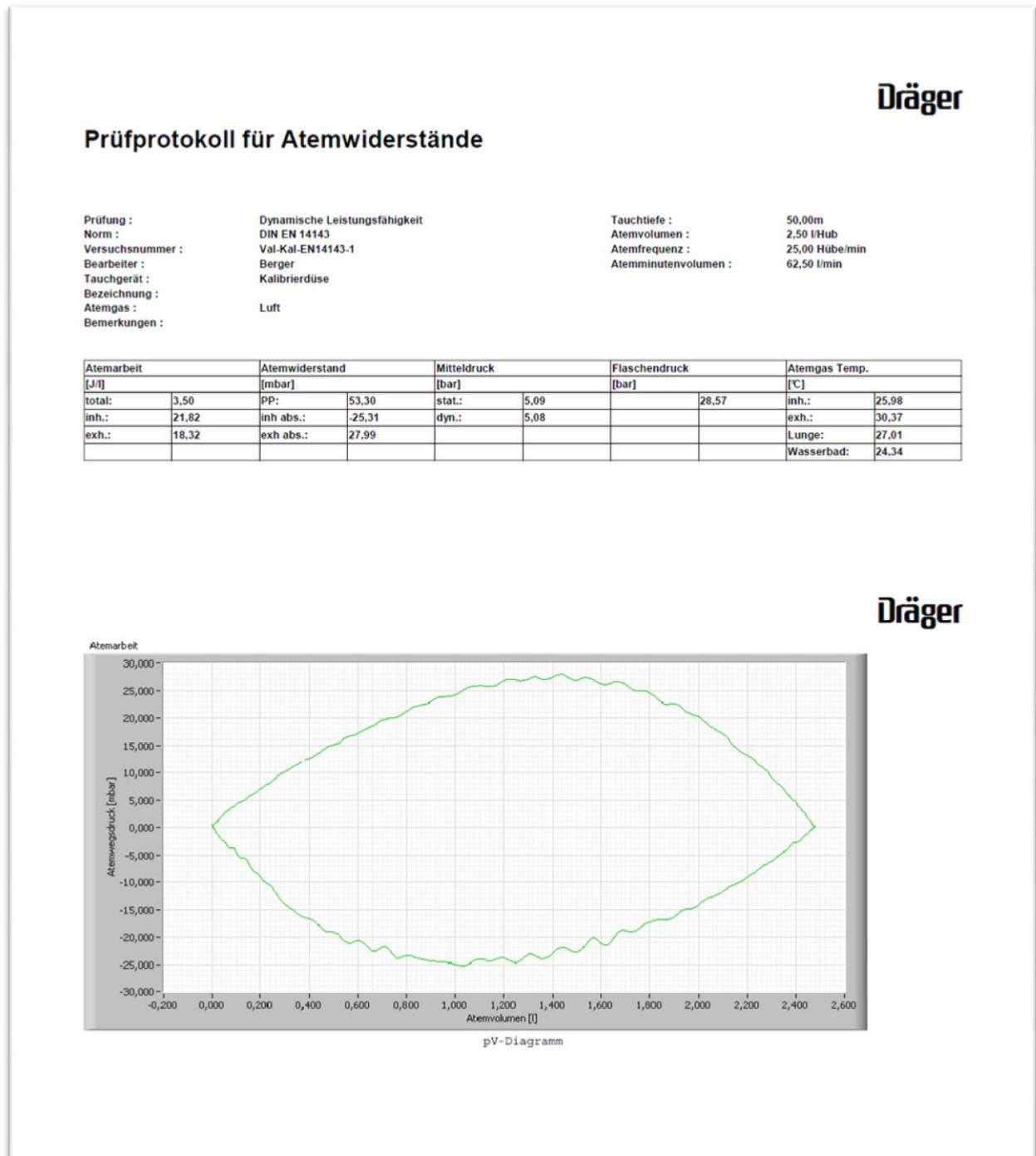


Abbildung 7.17: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-1

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,01m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Kal-EN14143-2	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Kalibrierdüse		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit	Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]	[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	3,46	PP: 53,24	stat.:	5,09	28,60		inh.:	25,61
inh.:	21,82	inh abs.: -25,33	dyn.:	5,09			exh.:	30,12
exh.:	18,36	exh abs.: 27,91					Lunge:	26,66
							Wasserbad:	24,08

Dräger

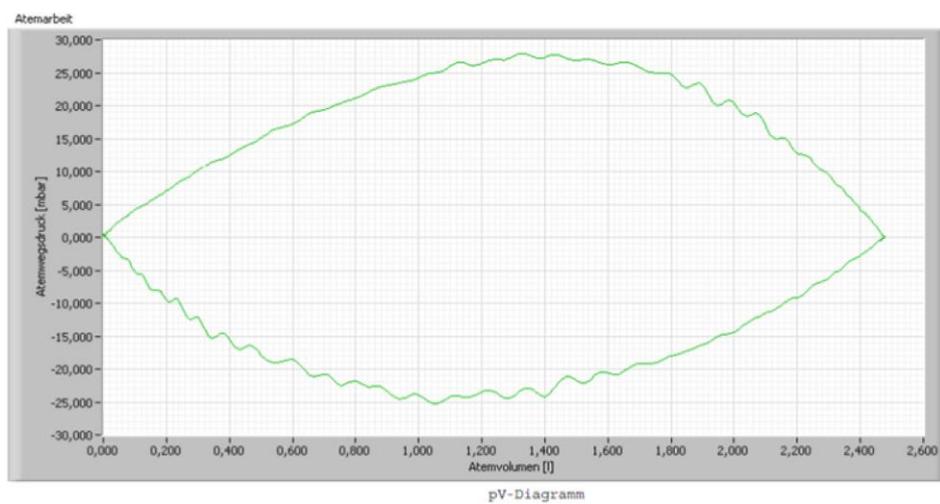


Abbildung 7.18: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-2

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,02m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Kal-EN14143-3	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Kalibrierdüse		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	3,47	PP:	53,48	stat.:	5,10		28,59	inh.:	25,72
inh.:	21,82	inh abs.:	-25,67	dyn.:	5,09			exh.:	30,13
exh.:	18,35	exh abs.:	27,81					Lunge:	26,69
								Wasserbad:	24,11

Dräger

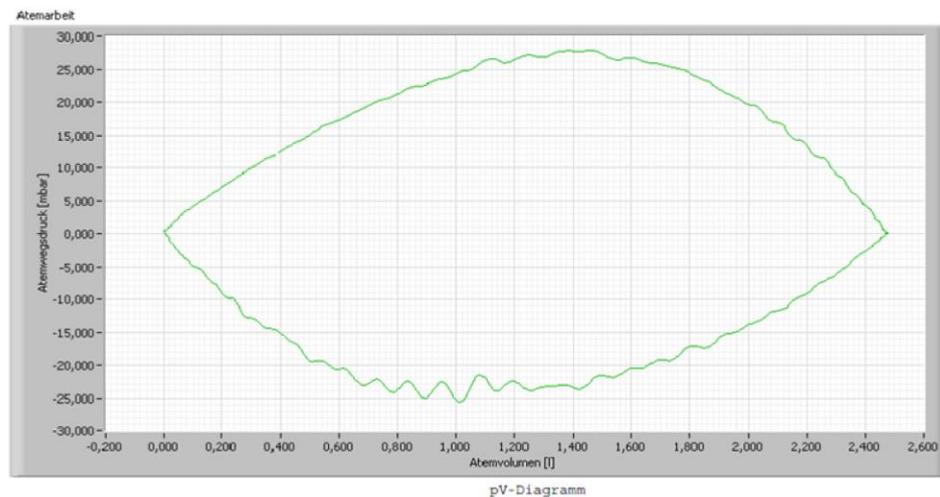


Abbildung 7.19: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-3

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung : Dynamische Leistungsfähigkeit
 Norm : DIN EN 14143
 Versuchsnummer : Val-Kal-EN14143-4
 Bearbeiter : Berger
 Tauchgerät : Kalibrierdüse
 Bezeichnung :
 Atemgas : Luft
 Bemerkungen :

Tauchtiefe : 49,98m
 Atemvolumen : 2,50 l/Hub
 Atemfrequenz : 25,00 Hübe/min
 Atemminutenvolumen : 62,50 l/min

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	3,51	PP:	53,21	stat.:	5,09		28,63	inh.:	25,63
inh.:	21,82	inh abs.:	-25,24	dyn.:	5,08			exh.:	29,97
exh.:	18,31	exh abs.:	27,98					Lunge:	26,60
								Wasserbad:	23,95

Dräger

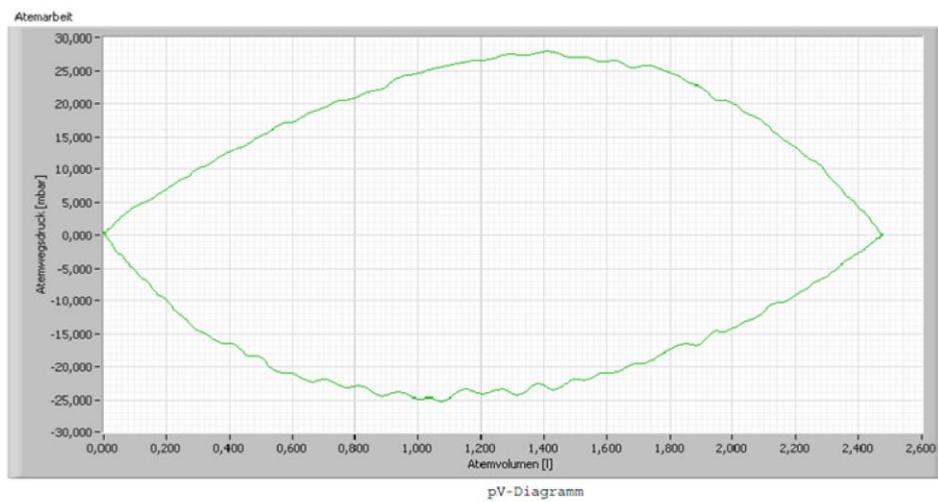


Abbildung 7.20: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-4

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,00m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Kal-EN14143-5	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Kalibrierdüse		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Fiaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	3,52	PP:	53,45	stat.:	5,09		28,45	inh.:	25,37
inh.:	21,83	inh abs.:	-25,40	dyn.:	5,08			exh.:	29,72
exh.:	18,31	exh abs.:	28,05					Lunge:	26,39
								Wasserbad:	23,83

Dräger

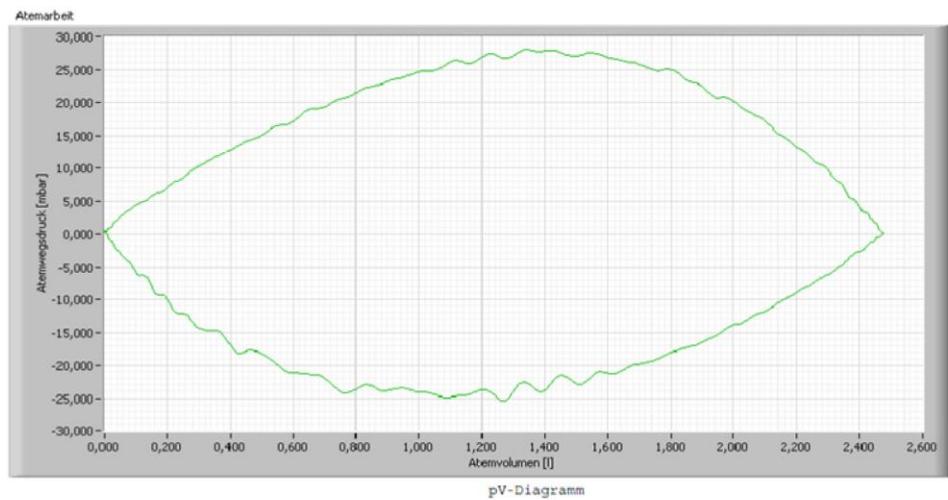


Abbildung 7.21: Prüfprotokoll Val-Kal-EN14143-5

7.2.3 Atemwiderstand nach EN 250

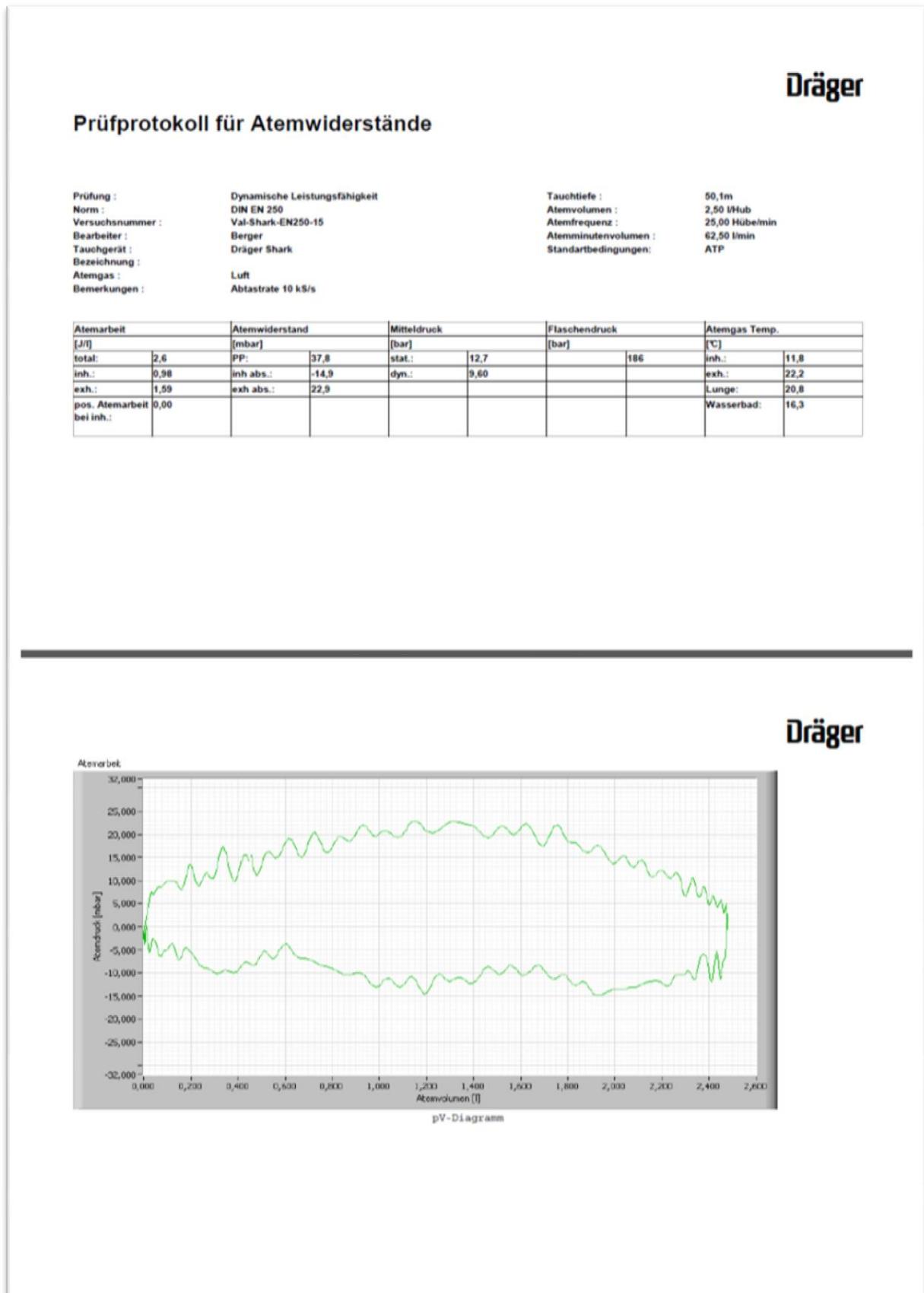


Abbildung 7.22: Protokoll Val-Shark-EN250-15

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,0m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Shark-EN250-16	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchergerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen :	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :	Abtastrate 10 kS/s		

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,5	PP:	37,3	stat.:	12,8		181	inh.:	9,6
inh.:	0,96	inh abs.:	-14,9	dyn.:	9,55			exh.:	21,2
exh.:	1,58	exh abs.:	22,5					Lunge:	20,0
pos. Atemarbeit bei inh.:	0,00							Wasserbad:	16,2

Dräger

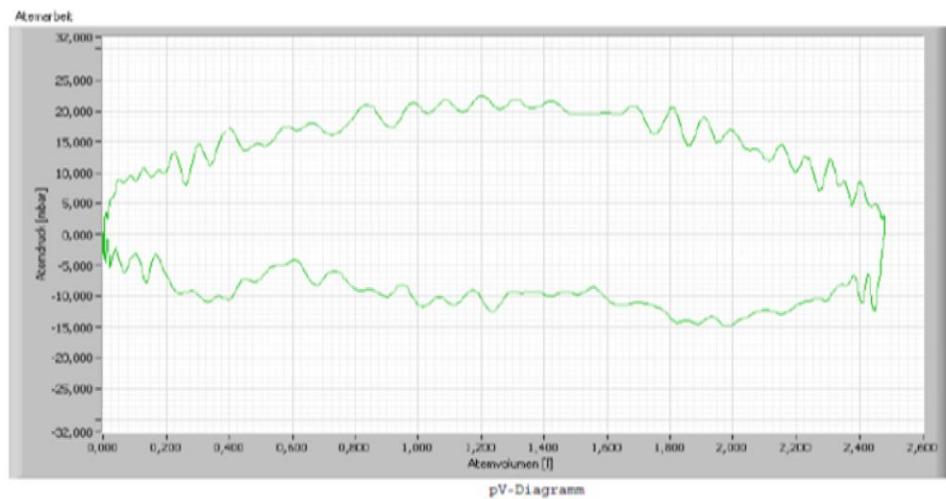


Abbildung 7.23: Protokoll Val-Shark-EN250-16

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,0m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Shark-EN250-17	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :	Abtastezeit 10 kS/s		

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,6	PP:	39,4	stat.:	12,8		180	inh.:	9,7
inh.:	0,98	inh abs.:	-16,1	dyn.:	9,51			exh.:	21,2
exh.:	1,57	exh abs.:	23,2					Lunge:	19,9
pos. Atemarbeit bei inh.:	0,00							Wasserbad:	16,3

Dräger

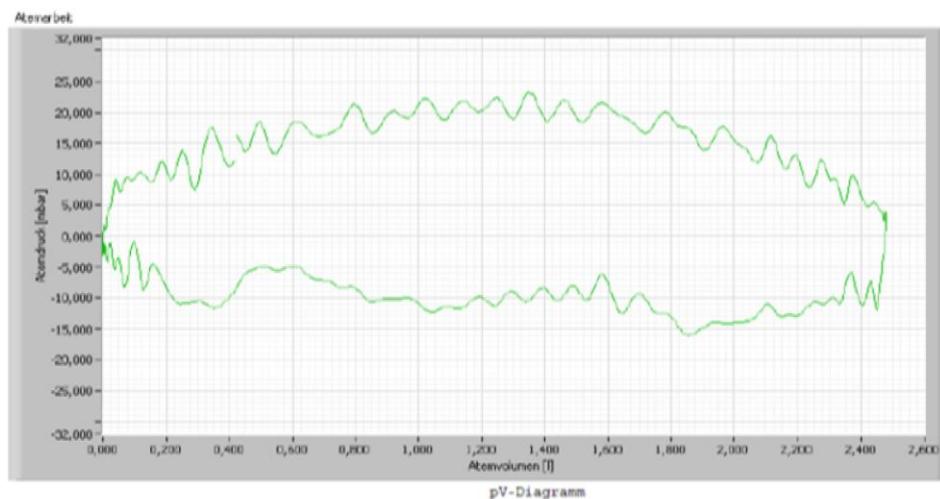


Abbildung 7.24: Protokoll Val-Shark-EN250-17

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,1m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Shark-EN250-19	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :	Abtastezeit 10 kS/s		

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,6	PP:	38,7	stat.:	12,9		178	inh.:	9,4
inh.:	0,97	inh abs.:	-14,9	dyn.:	9,57			exh.:	20,9
exh.:	1,59	exh abs.:	23,7					Lunge:	19,5
pos. Atemarbeit bei inh.:	0,00							Wasserbad:	16,3

Dräger

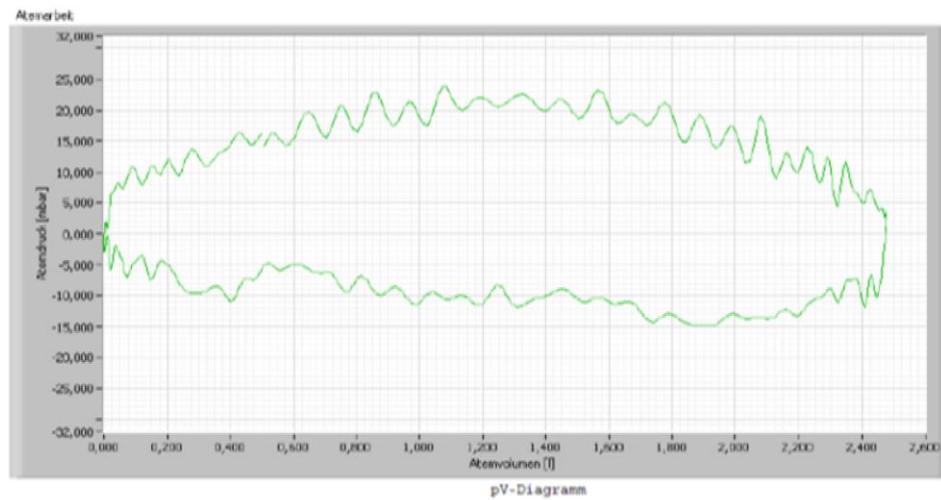


Abbildung 7.25: Protokoll Val-Shark-EN250-18

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	50,0m
Norm :	DIN EN 250	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Shark-EN250-18	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :	Abtastrate 10 kS/s		

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,5	PP:	38,6	stat.:	12,9		179	inh.:	9,5
inh.:	0,96	inh abs.:	-15,8	dyn.:	9,54			exh.:	20,9
exh.:	1,57	exh abs.:	22,8					Lunge:	19,6
pos. Atemarbeit bei inh.:	0,00							Wasserbad:	16,2

Dräger

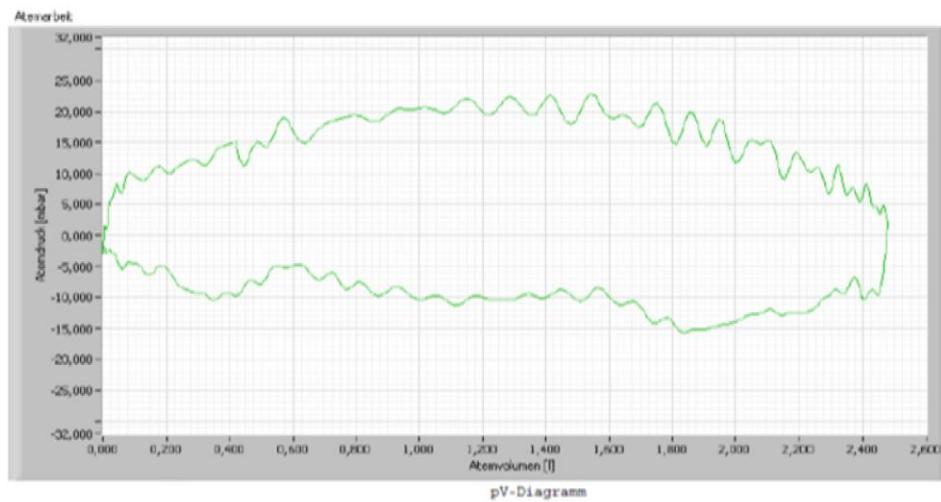


Abbildung 7.26: Protokoll Val-Shark-EN250-19

7.2.4 Atemwiderstand nach EN 14143

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	24,0m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-ray-EN14143-10	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen :	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit		Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]		[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,30	PP:	43,2	stat.:	11,2		12	inh.:	17,7
inh.:	0,56	inh abs.:	-19,7	dyn.:	10,8			exh.:	21,1
exh.:	1,74	exh abs.:	23,5					Lunge:	21,1
		hydrostisches Ungleichgew.:	29,7					Wasserbad:	16,5
		inh. Spitzenwert:	32,1						
		exh. Spitzenwert:	40,8						

Dräger

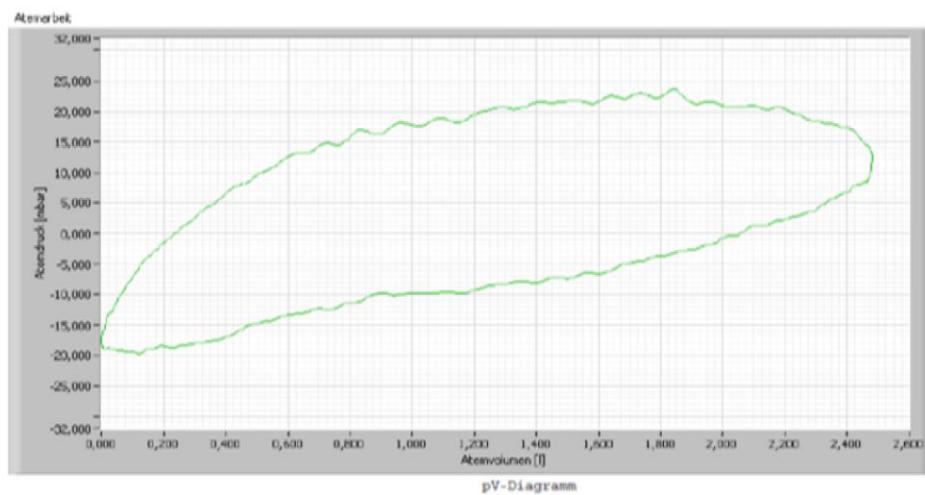


Abbildung 7.27: Protokoll Val-Ray-EN14143-10

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	24,0m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-ray-EN14143-11	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchergerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit	Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.		
[J/l]	[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]		
total:	2,33	PP:	42,6	stat.:	11,2		12	inh.:	17,7
inh.:	0,54	inh abs.:	-20,0	dyn.:	10,8			exh.:	21,0
exh.:	1,79	exh abs.:	22,7					Lunge:	21,1
		hydrostisches Ungleichgew.:	30,6					Wasserbad:	16,5
		inh. Spitzenwert:	32,6						
		exh. Spitzenwert:	40,7						

Dräger

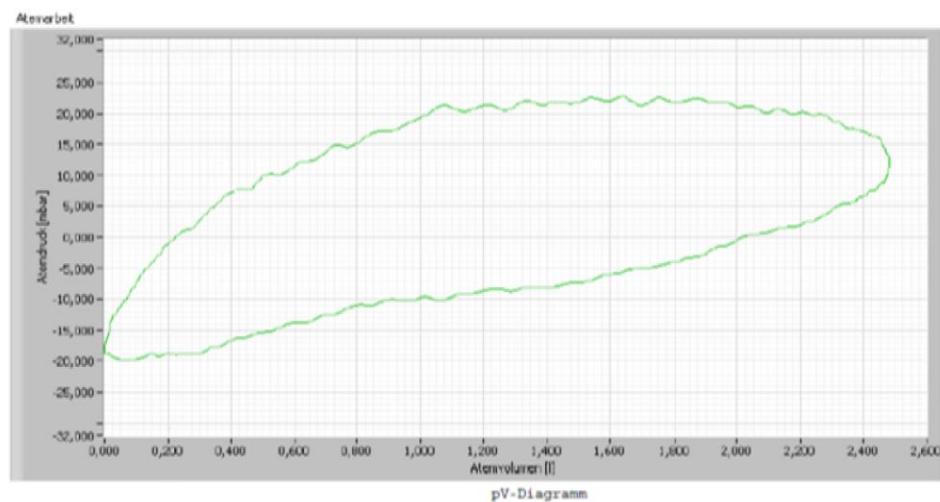


Abbildung 7.28: Protokoll Val-Ray-EN14143-11

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	24,0m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-ray-EN14143-12	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit	Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]	[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,36	PP:	44,8	stat.:	11,2		inh.:	17,8
inh.:	0,56	inh abs.:	-20,0	dyn.:	10,8		exh.:	21,0
exh.:	1,80	exh abs.:	24,8				Lunge:	21,1
		hydrostisches Ungleichgew.:	29,7				Wasserbad:	16,6
		inh. Spitzenwert:	32,1					
		exh. Spitzenwert:	42,4					

Dräger

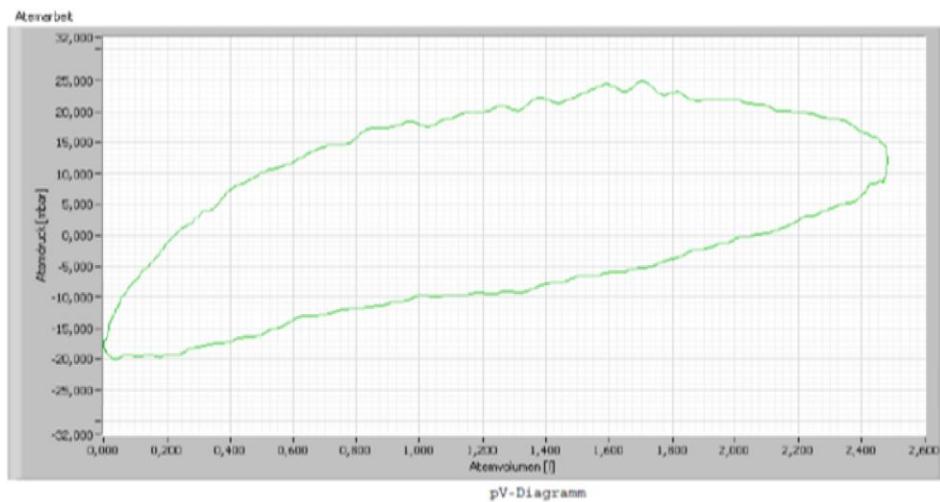


Abbildung 7.29: Protokoll Val-Ray-EN14143-12

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	24,0m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-ray-EN14143-13	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen:	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit	Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.		
[J/l]	[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]		
total:	2,37	PP:	44,4	stat.:	11,2			inh.:	17,7
inh.:	0,58	inh abs.:	-20,1	dyn.:	10,8			exh.:	21,0
exh.:	1,79	exh abs.:	24,3					Lunge:	21,1
		hydrostisches Ungleichgew.:	30,1					Wasserbad:	16,5
		inh. Spitzenwert:	32,7						
		exh. Spitzenwert:	41,8						

Dräger

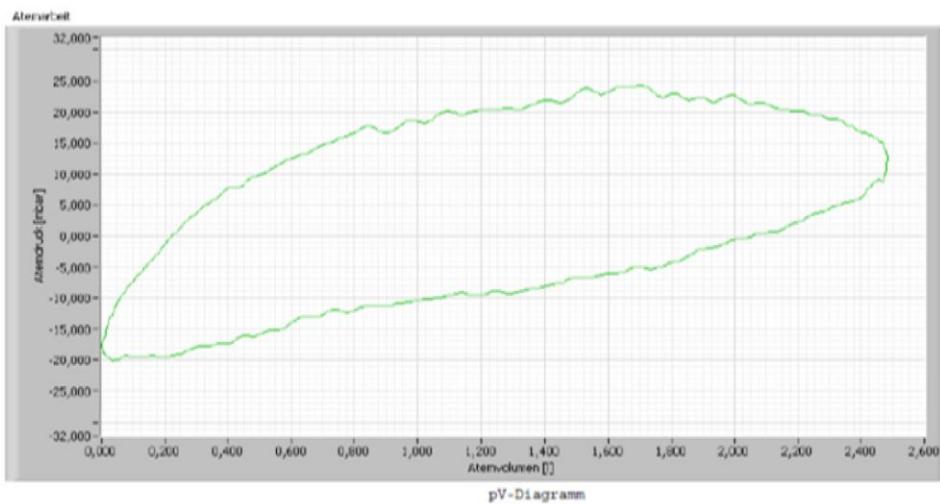


Abbildung 7.30: Protokoll Val-Ray-EN14143-13

Dräger

Prüfprotokoll für Atemwiderstände

Prüfung :	Dynamische Leistungsfähigkeit	Tauchtiefe :	24,0m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,50 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-ray-EN14143-14	Atemfrequenz :	25,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	62,50 l/min
Tauchgerät :	Dräger Shark	Standartbedingungen :	ATP
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :			

Atemarbeit	Atemwiderstand		Mitteldruck		Flaschendruck		Atemgas Temp.	
[J/l]	[mbar]		[bar]		[bar]		[°C]	
total:	2,34	PP:	43,2	stat.:	11,2		inh.:	17,9
inh.:	0,58	inh abs.:	-19,7	dyn.:	10,8		exh.:	21,0
exh.:	1,76	exh abs.:	23,5				Lunge:	21,0
		hydrostisches Ungleichgew.:	30,4				Wasserbad:	16,5
		inh. Spitzenwert:	32,6					
		exh. Spitzenwert:	41,0					

Dräger

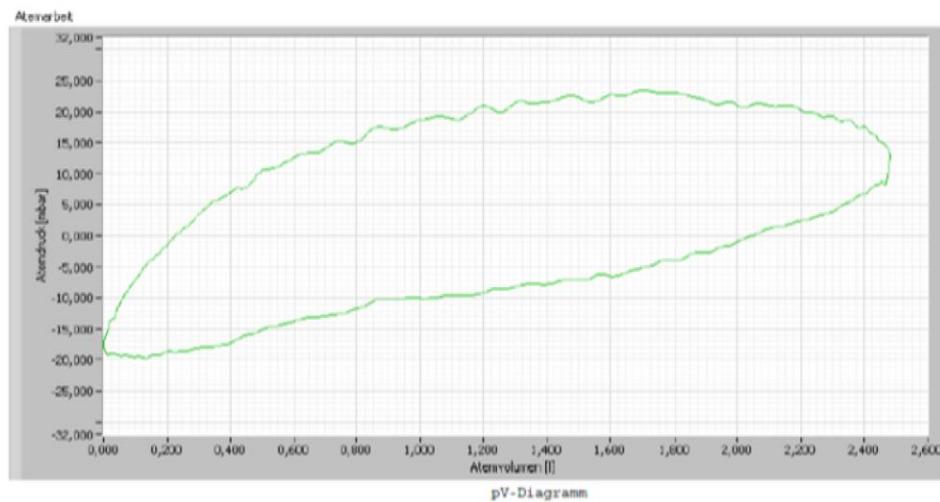


Abbildung 7.31: Protokoll Val-Ray-EN14143-14

7.2.5 Kalkstandzeit

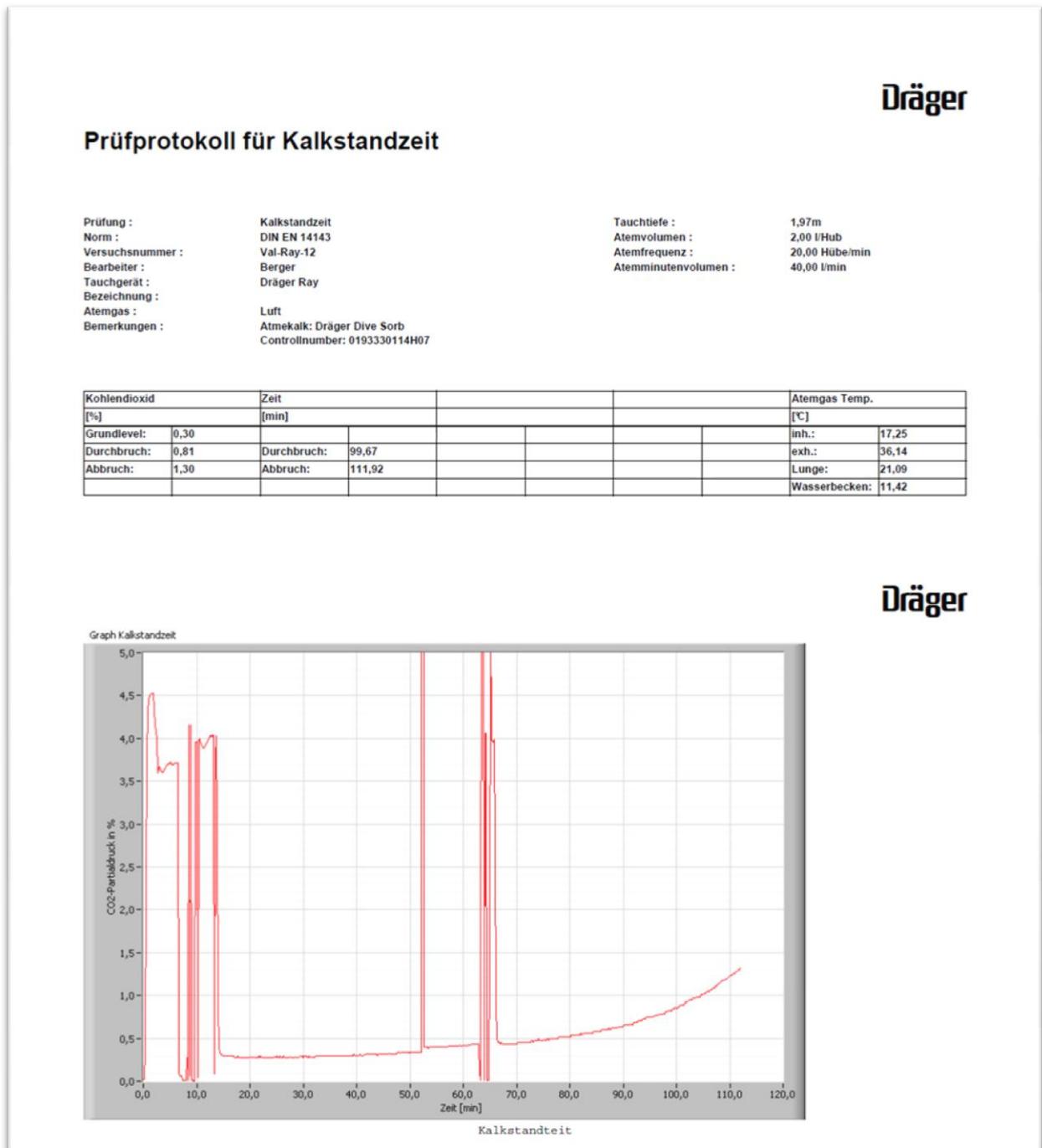


Abbildung 7.32: Prüfprotokoll Val-Ray-12

Dräger

Prüfprotokoll für Kalkstandzeit

Prüfung :	Kalkstandzeit	Tauchtiefe :	2,02m
Norm :	DIN EN 14143	Atemvolumen :	2,00 l/Hub
Versuchsnummer :	Val-Ray-13	Atemfrequenz :	20,00 Hübe/min
Bearbeiter :	Berger	Atemminutenvolumen :	40,00 l/min
Tauchgerät :	Dräger Ray		
Bezeichnung :			
Atemgas :	Luft		
Bemerkungen :	Atemkalk: Dräger Dive Sorb Control number: 0193330114H07		

Kohlendioxid		Zeit		Atemgas Temp.	
[%]		[min]		[°C]	
Grundlevel:	0,34			inh.:	19,81
Durchbruch:	0,85	Durchbruch:	106,88	exh.:	36,77
Abbruch:	1,34	Abbruch:	124,22	Lunge:	22,30
				Wasserbecken:	13,82

Dräger

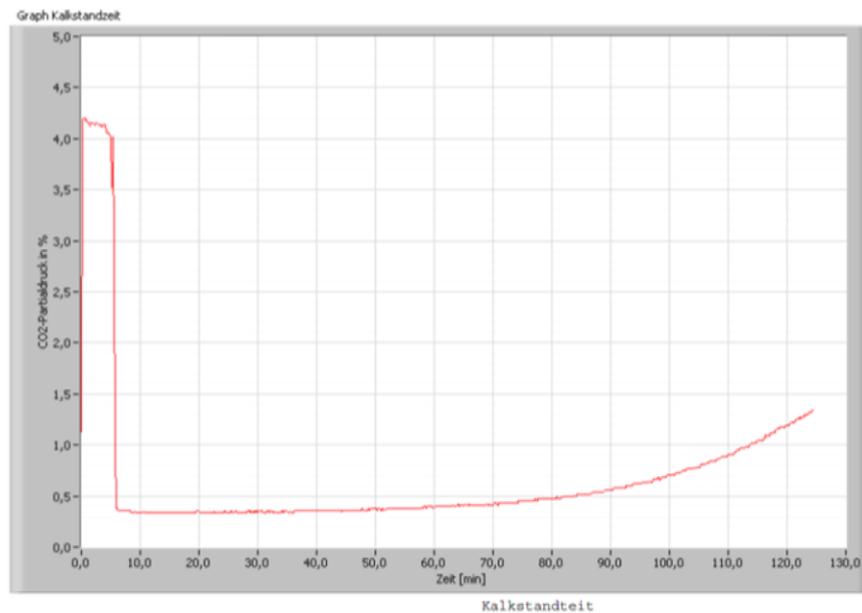


Abbildung 7.33: Prüfprotokoll Val-Ray-13

Dräger

Prüfprotokoll für Kalkstandzeit

Prüfung : Kalkstandzeit
 Norm : DIN EN 14143
 Versuchsnummer : Val-Ray-14
 Bearbeiter : Berger
 Tauchgerät : Dräger Ray
 Bezeichnung :
 Atemgas : Luft
 Bemerkungen : Atemkalk: Dräger Dive Sorb
 Controll number: 0193330114H07

Tauchtiefe : 2,01m
 Atemvolumen : 2,00 l/Hub
 Atemfrequenz : 20,00 Hübe/min
 Atemminutenvolumen : 40,00 l/min

Kohlendioxid		Zeit		Atemgas Temp.	
[%]		[min]		[°C]	
Grundlevel:	0,32			inh.:	20,35
Durchbruch:	0,83	Durchbruch:	112,87	exh.:	36,92
Abbruch:	1,32	Abbruch:	126,37	Lunge:	22,91
				Wasserbecken:	15,09

Dräger

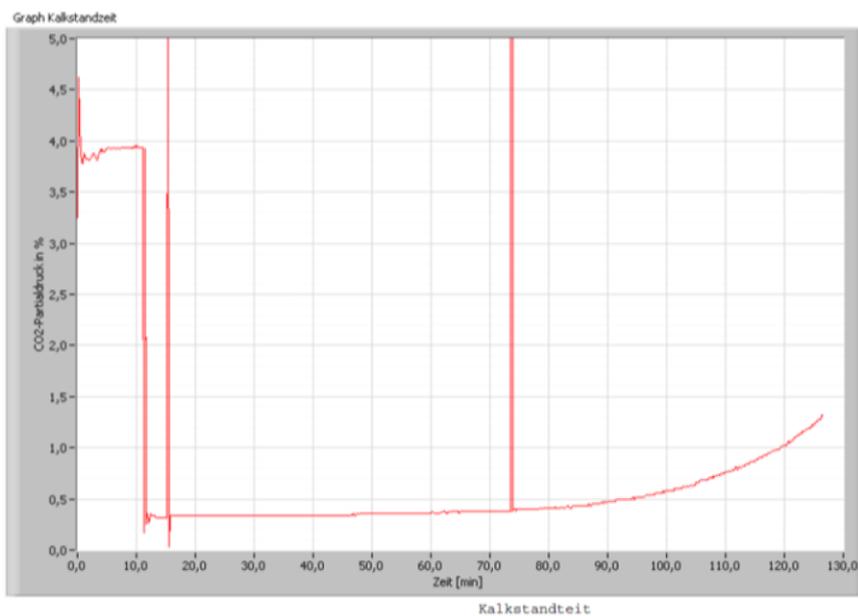


Abbildung 7.34: Prüfprotokoll Val-Ray-14

7.3 VIs

7.3.1 Hauptschleife

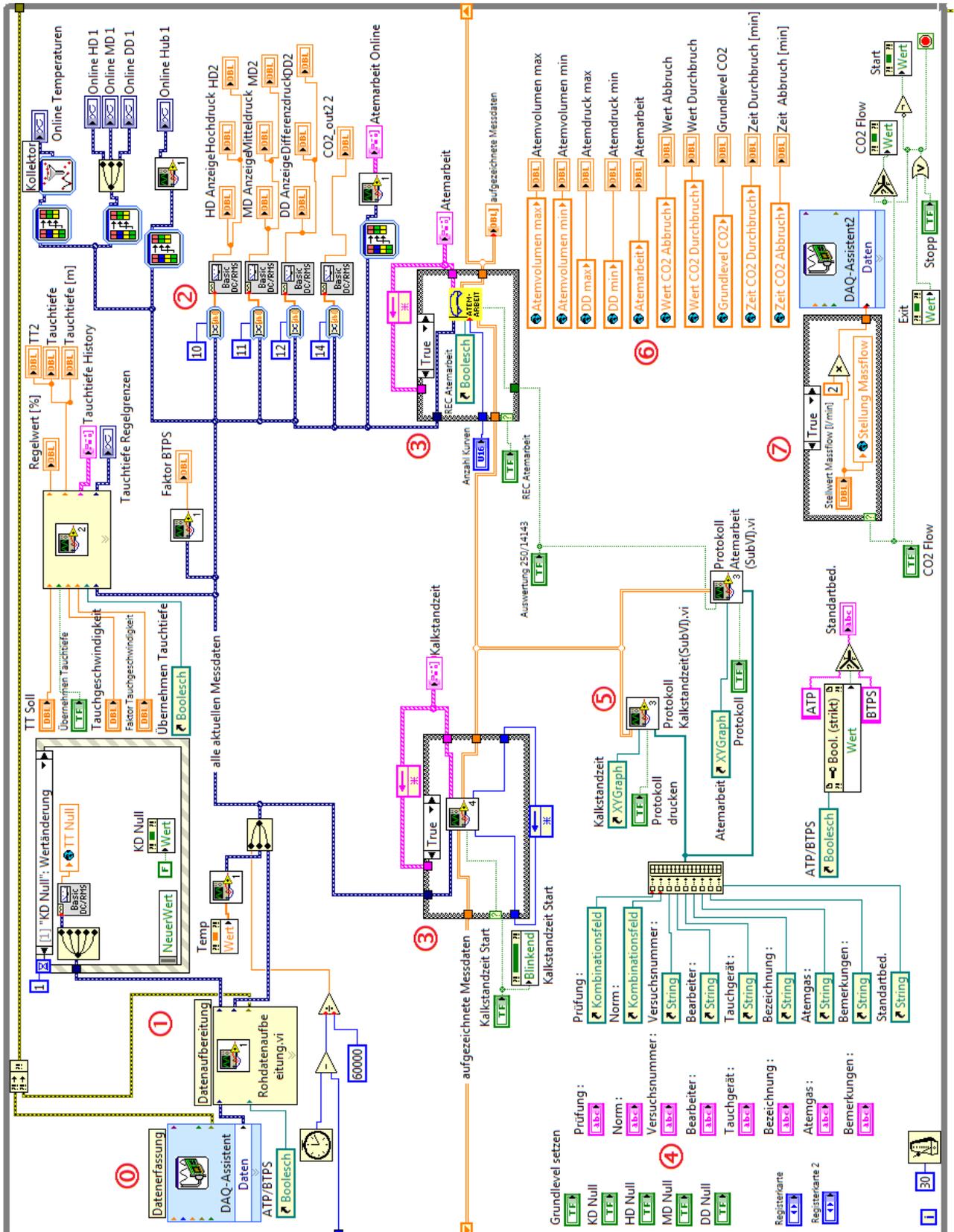


Abbildung 7.35: LabVIEW - Hauptschleife (ausklappbar)

8 Literaturverzeichnis

1. www.dräger.de. [Online]
2. **Vinci, Leonardo da.** (*1452; Y1519) ital. Künstler und Erfinder.
3. **Cousteau, Jacques-Yves.** (* 1910; Y1997) franz. Meeresforscher.
4. **Haas, Hans.** (* 1919) öster. Tauchpionier.
5. **National Instruments.** *Hersteller von Hard- und Softwareprodukten.* www.ni.com/germany.
6. **Dalton, John.** (*1766; Y1844) engl. Naturforscher.
7. **Joule, James Prescott.** (*1818; Y1889) brit. Physiker.
8. **Sir Thomson, William.** (*1824, Y1904) brit. Physiker.
9. **Robert F.Schmidt, Florian Lang, Gerhard Thews.** *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie.* s.l. : Axel Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005. 3-540-21882-3.
10. Prüfung von Atemregler nach DIN EN 250. *DIVEMASTER - Das Fachmagazin.* Nr: 64.
11. **Deutsches Institut für Normung.** *DIN EN 250 - Autonome Leichttauchgeräte mit Druckluft, Anforderungen, Prüfungen, Kennzeichnungen.* s.l. : Beuth Verlag GmbH, 2000.
12. —. *DIN EN 14143 - Autonome Regenerationstauchgeräte.* 2003 : Beuth Verlag GmbH.
13. **Dewetron.** *Anbieter von Test- und Messsystemen.* <http://www.dewetron.com/de>.
14. **Weidner, Mario M.** *Technical Diving - Tauchen am Limit.* Cham : Müller Rüschnikon, 1998. 3-275-01263-0.
15. **Georgi, Wolfgang.** *Einführung in LabVIEW.* Leipzig : Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag, 2009. 978-3-446-41560-7.
16. **Stibbe, Axel.** *Sporttauchen.* Bad Oeynhausen : Verlag Stephanie Nagelschmid, 2008. 978-3-7688-2448-4.
17. **National Instruments.** *LabVIEW - Grundlagen 1 - Übungen.* 2009.
18. **Magens, Sönke Johann.** *Diplomarbeit - System zur elektronischen Druckregelung in bemannten Druckkammern.* Lübeck : s.n., 2008.
19. **Hübner, Reimund.** *Nitroxtauchen.* Bozen : Müller Rüschnikon, 2004. 3-275-01510-9.
20. **National Instruments.** *LabVIEW-Grundlagen 1 - Kurshandbuch.* 2009.
21. **Roggenbach, Bredebusch, Kromp,.** *Tauchausbildung zum CMAS*.* Augsburg : Delius Klasing Verlag, 2010. 978-3-7688-3173-4.

22. **Roggenbach, Bredebusch, Kromp.** *Praxis des Tauchens*. Stuttgart : Verlag Stephanie Nagelschmid, 2002. 3-89594-047-X.

23. **Friedrich Plötzender, Birgit Plötzender.** *Praxiseinstieg in LabVIEW*. Poing : Franzi Verlag, 2010. 978-3-7723-4039.