

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Fakultät Life Sciences

Department Biotechnologie

**Entwicklung einer in den  
Probenröhrchen Sortierer ATRAS integrierten  
Füllstandsmessung für Blut- und Urinprobenröhrchen**

**Bachelorarbeit**

im Studiengang Biotechnologie

Vorgelegt von

Merle Hüttemann

Matrikelnr.: 1971955

Hamburg

den 04.12. 2012

1. Gutachter: Frau Prof. Dr. Gesine Cornelissen (HAW Hamburg)
2. Gutachter: Herr Prof. Dr. Boris Tolg (HAW Hamburg)

Die Abschlussarbeit wurde in Zusammenarbeit mit der Firma T&O LabSystems erstellt.

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit mit dem im Ausgabeantrag formulierten Thema ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

Merle Hüttemann

Hamburg, den 04.12.2012

## Danksagung

---

### Danksagung

An erster Stelle sei hier der Firma T&O LabSystems für die Möglichkeit, die Bachelorarbeit dort durchzuführen, gedankt. In diesem Rahmen ist insbesondere Herr Jens-Uwe Finck zu erwähnen, der mir bezüglich der Dimensionierung der Schaltungen und bei Problemen hinsichtlich der Programmierung stets zur Seite stand.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Gesine Cornelissen bedanken, die meine Betreuung während der Erstellung dieser Arbeit und die Rolle der Erstgutachterin übernommen hat. Trotz meiner vielen Fragen beantwortet sie jene stets geduldig und unterstütze mich mit ihrem fachlichen Wissen.

Herrn Prof. Dr. Boris Tolg danke ich für die Übernahme der Zweitkorrektur.

Ein herzlicher Dank sei meinen Eltern gewidmet, die mir trotz der damaligen Lebensumstände die Aufnahme des Studiums ermöglichten, wofür ich ihnen für immer verbunden sein werde.

### Abstract

The present Bachelor thesis deals with the topic of developing a measurement in order to state the fill level of blood- and urine-sample tubes. The aim is to find out those samples, which do not have enough liquid for carrying out the following analysis, and would consequently lead to a wasting of resources. This method is to be integrated into the ATRAS (Automatic Tube Registration And Sorting), an instrument which isolates, recognizes and sorts tubes, depending on which analysis is to be done with the interior. Therefore the development must be adjusted to the given circumstances in the mainframe.

The first part of the development is devoted to the problem of identifying the tubes while transporting them on a conveyor belt, like it is done in the ATRAS. The solution was achieved by using a scanner and a self-invented program, which records the profile of the passing object. Because of this information conclusions could be drawn to the volume the tube possesses. Furthermore, investigations were done whether the signal should be transmitted better by current or voltage in order to optimize the identification. As a result the transmission by current showed smaller interferences.

In the second part, the concentration lay on the actual measurement of the fill level. Even though in this context many different procedures exist, the only acceptable one in this case was the method determining the weight. For this purpose two series of tests were carried out, one with resistance strain gauges, the other with a piezoelectric sensor. However, the first mentioned method did not have the required sensitivity to distinguish between the varying states of fill. In contrast, the piezoelectric sensor fulfilled the demands, thus further investigations were established to find out the best way the sensor could be applied. The given results underlined the manufacturer's information, which is to use it in an upright orientation.

Finally, both pieces of development were combined by integrating them into one program, which includes the identification, the measurement of the weight and the respective evaluation. The final result is a measurement, which has the ability to find out samples with more than ten percent fault of the real filling level.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Problemstellung unter Berücksichtigung aktueller Technologien.....	1
1.2	Vorstellung des ATRAS .....	3
1.3	Überblick über Probenröhrchen .....	5
<b>2</b>	<b>Theoretischer Hintergrund</b> .....	<b>6</b>
2.1	Profilschanner .....	6
2.2	Dehnungsmessstreifen .....	7
2.3	Piezoelektrische Sensoren.....	9
2.4	Brückenschaltungen.....	10
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>11</b>
3.1	Erkennung der Probenröhrchen .....	11
3.1.1	Spannungsabhängige Übertragung des Messsignals .....	11
3.1.2	Stromabhängige Übertragung des Messsignals.....	12
3.1.3	Scale-Up .....	13
3.2	Gewichtsbestimmung DMS .....	15
3.2.1	Ursprüngliche Halterung .....	15
3.2.2	Geometrisch veränderter Halter.....	16
3.3	Gewichtserfassung mittels Piezosensor .....	17
3.3.1	Ball-Down-Orientierung.....	17
3.3.2	Aufrechte Anordnung des Sensors .....	18
3.4	Bestimmung des Füllstands .....	19
3.4.1	Programm <i>Füllstandsmessung</i> .....	19
3.4.2	Erprobung des kompletten Systems .....	21
3.4.3	Modifizierter Versuchsaufbau .....	22
<b>4</b>	<b>Ergebnisdarstellung und Auswertung</b> .....	<b>23</b>
4.1	Identifikation der Probenröhrchen .....	23
4.1.1	Übermittlung des Messsignals per Spannung.....	23
4.1.2	Übermittlung des Messsignals per Strom.....	27
4.1.3	Maßstabsanpassung .....	32

4.2	Messung des Gewichts mit DMS.....	34
4.2.1	Unveränderter Halter .....	34
4.2.2	Modifizierte Halterung .....	34
4.3	Messung des Gewichts mit Piezosensor .....	35
4.3.1	Hängende Sensorausrichtung .....	35
4.3.2	Ball-Up-Orientierung.....	37
4.4	Erfassung des Füllstands.....	39
4.4.1	Anwendung <i>Füllstandsmessung</i> .....	39
4.4.2	Überprüfung der Gesamtentwicklung .....	40
4.4.3	Veränderter Versuchsaufbau .....	40
<b>5</b>	<b>Ergebnisdiskussion.....</b>	<b>43</b>
5.1	Identifikation der Probenröhrchen .....	43
5.2	Gewichtserfassung mittels DMS .....	47
5.3	Gewichtsbestimmung Piezosensor .....	49
5.4	Füllstandsermittlung .....	51
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerung und Ausblick.....</b>	<b>53</b>
<b>7</b>	<b>Quellenangaben .....</b>	<b>56</b>
7.1	Literaturverzeichnis .....	56
7.2	Abbildungsverzeichnis.....	57
7.3	Laborverzeichnis.....	57
<b>Anhang.....</b>	<b>.....</b>	<b>I</b>
Berechnungen .....	.....	I
Abtastrate Datalogger I.....	.....	I
Abtastrate Datalogger II .....	.....	II
Abschätzung der Beleuchtungsstärke.....	.....	III
Messergebnisse .....	.....	IV
Bestimmung Röhrchenleergewicht.....	.....	IV
Ball-Down-Orientierung.....	.....	V
Ball-Up-Orientierung.....	.....	VI
Füllstandsmessung.....	.....	VI

## Inhaltsverzeichnis

---

Technische Zeichnungen .....	VII
Ursprüngliche Halterung .....	VII
Geometrisch veränderte Halterung.....	VIII
Systeme zur Identifikation.....	IX
Vermessung aller Röhren.....	IX
Prüfung 1 .....	XI
Vermessung aller Röhren 1000 Hz.....	XIII
Füllstandsmessung.....	XIV

## Abkürzungsverzeichnis

ATRAS	Automatic-Tube-Registration-And-Sorting
DMS	Dehnungsmessstreifen
GBO	Greiner Bio-One
GND	Ground
PTFE	Polytetrafluorethylen

# 1 Einleitung

## 1.1 Problemstellung unter Berücksichtigung aktueller Technologien

Das Ziel dieser Arbeit ist es, eine Füllstandsmessung für Blut- und Urinprobenröhrchen zu entwickeln, die in das Sortiergerät ATRAS (s. 1.2 Vorstellung des ATRAS) eingebaut werden kann. Auf diesem Weg sollen Proben, die zu wenig Inhalt für die anschließenden Analysen enthalten, erkannt und in ein Fehlerfach sortiert werden, damit für die Untersuchung keine Ressourcen unnötig verbraucht werden.

Für die Füllstandsmessung müssen folgende Voraussetzungen erfüllt sein:

- Anpassung an die im ATRAS zur Verfügung stehenden, räumlichen Verhältnisse
- Messung in kurzen Zeitabständen, so dass der eigentliche Sortiervorgang nicht behindert wird
- Einfache Umsetzung, die möglichst keiner Wartung, bzw. Rekalibration bedarf
- Keine bzw. geringe Abnutzungserscheinungen, da in einer Stunde bis zu 1600 Proben gemessen und sortiert werden können [1]

Des Weiteren sollen, sofern dies möglich ist, bereits in dem ATRAS vorhandene Komponenten für die Messung genutzt werden. Hinzu kommt ebenfalls, dass es sich um eine kostengünstige Technik handeln sollte. Dies bedeutet den Verzicht auf komplette Fertigungssysteme und stattdessen die eigene Produktion aus mehreren Einzelbauteilen.

Um zu entscheiden, ob der benötigte Füllstand in einem Probenröhrchen unterschritten wurde, muss zunächst das Sollvolumen der Probe bekannt sein. Aus jenem Grund lässt sich diese Arbeit in folgende zwei Hauptteile gliedern: Die Identifikation der Probenröhrchen und die eigentliche Füllstandsmessung.

Damit ein auf dem Förderband transportiertes, liegendes Röhrchen identifiziert werden kann, eignet sich die Aufnahme des Profils am besten, da jenes in direktem Zusammenhang mit dem zu befüllenden Volumen steht. Für diese Zwecke werden von der Industrie komplette Profils Scanner angeboten.

## Einleitung

---

Da es sich hierbei jedoch um Fertigsysteme handelt und diese nach Möglichkeit nicht verwendet werden sollten, ist diese Technik nur die zweite Wahl. An erster Stelle steht der eigens von T&O Labsystems entwickelte Profils Scanner (s. 2.1 Profils Scanner), der bisher eingesetzt wurde, um die Orientierung der Röhren auf dem Förderband festzustellen. Werden mit diesem nur unzureichende Ergebnisse erzielt und die Proben nicht mit der geforderten Genauigkeit identifiziert, so ist die Verwendung des anderen Profils Scanners in Erwägung zu ziehen. Die Genauigkeit, die bei der Erkennung gefordert wird, sieht folgendermaßen aus: Beträgt das zugeordnete Volumen mehr oder weniger als 10% des eigentlichen Volumens, so darf dieser Fall maximal einmal bei 1000 Identifikationen auftreten.

Zur Feststellung des Füllstands existieren mehrere praktizierte Methoden [4], von denen jedoch nur wenige auf die hier beschriebene Problematik angewendet werden können. So sind beispielsweise alle direkten Messverfahren, wie z. B. elektromechanische Lotsysteme, nicht umsetzbar, weil die Proben während des gesamten Vorgangs verschlossen bleiben müssen und kein direkter Zugang zur Flüssigkeit besteht. Aus diesem Grund können bei den indirekten Verfahren auch weder die Messung per Widerstands- noch per Kapazitätsänderung genutzt werden. In Frage kommen lediglich berührungslose Messverfahren, wie über die Optik oder den Druck.

Bei erst genanntem könnte das Prinzip der Reflexion von Strahlung ausgenutzt werden, allerdings ergeben sich auch hier Probleme. Zum einen kann die Strahlung durch das Material des Röhrens und des aufgeklebten Etiketts gestört werden. Zum anderen ist die Oberfläche der Flüssigkeit auf Grund der Transportbewegung nie im Ruhezustand und macht dadurch eine genaue Messung dieser Art zunichte.

Aus diesen Gründen wird der Füllstand indirekt über den Druck bestimmt. Um ein passendes System für den ATRAS zu entwickeln, wird die Druckaufnahme mittels Dehnungsmessstreifen und Piezosensor getestet und beide miteinander verglichen.

## 1.2 Vorstellung des ATRAS

Das Hauptprodukt von T&O Labsystems ist der Probenröhrchensortierer *ATRAS* (s. Abb. 1) [1]. Die Abkürzung steht für Automatic-Tube-Registration-And-Sorting, woraus sich bereits die Hauptaufgabe des Geräts ableiten lässt. Ziel ist es, in Laboren ankommende Probenröhrchen automatisch zu identifizieren und zu sortieren, um den Arbeitsaufwand zu verringern. Der Ablauf des Prozesses wird im Folgenden schrittweise verdeutlicht.



**Abb. 1: ATRAS**

In der Abbildung ist das komplette Sortiergerät erkennbar. Die Röhrchen werden links hineingefüllt, vereinzelt und rechts in eines der Fächer sortiert.

Die angekommenen Probenröhrchen werden dem Sorter zunächst als Schüttgut zugeführt (s. Abb. 2). Jener vereinzelt sie anschließend, indem jeweils ein Röhrchen auf einem Mitnehmer empor gehoben und auf das Förderband abgelegt wird. Abstreichvorrichtungen sorgen dafür, dass nicht versehentlich mehrere Proben auf einen Mitnehmer geladen werden.



**Abb. 2: Vereinzelung der Proben**

Die Probenröhrchen werden in die vorgesehene Auffangvorrichtung geschüttet, gefolgt von dem eigentlichen Vereinzelungsvorgang. Die Trennung erfolgt nach dem First-In/First-Out-Prinzip.

## Einleitung

Auf dem Förderband werden die Röhren als erstes durch einen Scanner transportiert, wo der Barcode der Probe eingelesen wird (s. Abb. 3). Dieser enthält viele Informationen, wie beispielsweise den Spender der Probe oder den Auftrag gebenden Arzt. Für das Sortiersystem ist es jedoch wichtig zu wissen, welche Analyse mit der Probe durchgeführt werden soll.

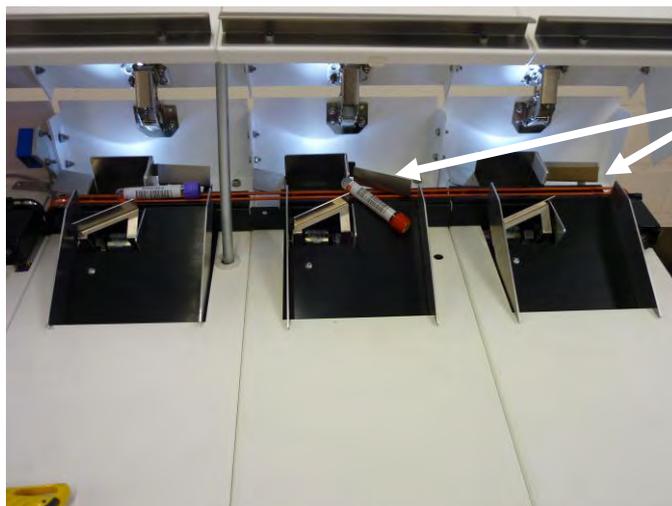


Scanner

### Abb. 3: Scannen

Das Erfassen des Barcodes geschieht mit Hilfe von zwei Scannern, die auf einem kamerabasierten System beruhen. Ein zusätzlicher, unten angebrachter Spiegel sorgt dafür, dass eine 360°-Ansicht möglich ist, ohne dass das Röhren gedreht werden muss.

Soll z. B. der Glukosegehalt bestimmt werden, so muss das Röhren in das dafür vorgesehene Fach sortiert werden. Dies geschieht über ein Weichensystem (s. Abb. 4). Jenes wird automatisch, auf Grund der Informationen des Barcodes so gestellt, dass die Probe an der richtigen Stelle vom Förderband geschoben wird. Anschließend rollt sie in das entsprechende Fach.



Schieber

### Abb. 4: Weichensystem

Ein elektrisch ansteuerbarer Schieber wird auf das Förderband geschwenkt, so dass das Röhren von diesem herunter geschoben wird.

Als weitere Applikationen sind eine Röhrenerkennung auf Grund der Kappenfarbe und ein Röhrendreher vorgesehen.

## 1.3 Überblick über Probenröhrchen

Die Aufgabe der aus Kunststoff gefertigten Probenröhrchen besteht in erster Linie darin, einen sicheren Transport vom Ort der Befüllung zum Ort der Analyse zu gewährleisten. Zusätzlich soll durch sie aber auch eine leichtere Gewinnung der Probe gerade in Bezug auf die Blutentnahme möglich sein [2]. Viele der Röhrchen werden von den Herstellern mit einem definierten Vakuum geliefert, so dass das Blut auf Grund des Unterdrucks über die Nadel in das direkt angeschlossene Probengefäß gesogen wird. Auf diesem Weg wird das Ansaugen durch Anziehen eines Spritzenkolbens umgangen.



**Abb. 5: Möglichkeiten der Informationsspeicherung**

Alle abgebildeten Röhrchen werden der Heparin-Gruppe (Na-/Li) zugeordnet.

Links: Firma Vacutainer ohne integrierten Ring

Mitte: GBO-Standardröhrchen

Rechts: GBO-Röhrchen mit Trenngel.

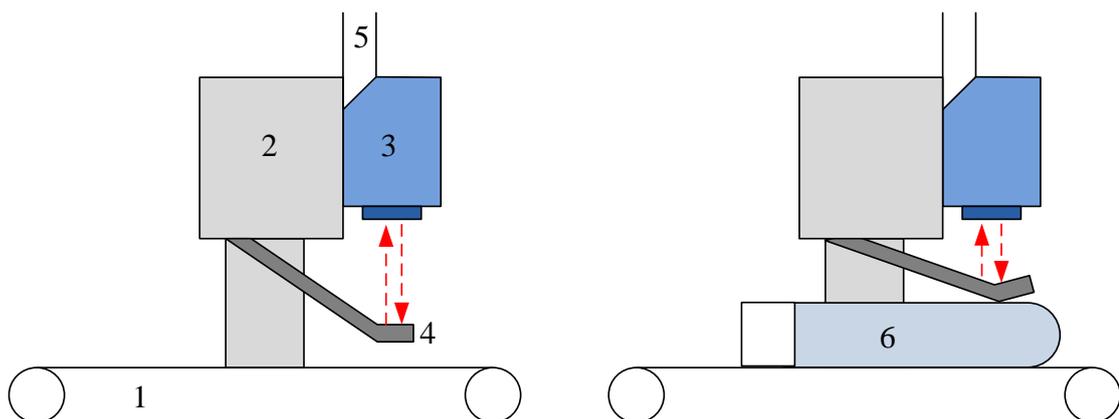
Des Weiteren werden mit Hilfe des Röhrchens jedoch auch Informationen vermittelt. Hierzu zählen zum einen Etiketten, die auf die Außenseite geklebt werden und u. a. Daten über den Spender oder die Auftrag gebende Arztpraxis enthalten können. Zum anderen wird auch darüber informiert, welche Art von Untersuchung mit der beinhalteten Flüssigkeit durchgeführt werden soll. Dies geschieht entweder über einen Barcode, der ebenfalls von außen an das Röhrchen geheftet wird, oder über die Art der Verschlusskappe. Der dafür verwendete Parameter ist die Kappenfarbe [3]. Es existieren zwei Systeme von Farbcodes, über die auf die anzustehende Analyse geschlossen werden kann, entweder nach DIN/ISO 6710 oder EN 14820. Um eine noch exaktere Zuordnung zu ermöglichen, benutzt beispielsweise das Unternehmen Greiner Bio-One ein Prinzip in dem ein Ring in den Verschluss integriert ist und als weiterer Informationsspeicher dient (s. Abb. 5). Für die Analysen selbst wird immer ein bestimmtes Volumen der Probe benötigt, so dass bei einer Unterschreitung des Sollvolumens nicht alle Untersuchungen durchgeführt werden könnten und sich z. B. kein großes Blutbild erstellen ließe [2]. Insbesondere bei Probenröhrchen, die Zusätze wie beispielsweise für die Gerinnungshemmung enthalten, ist das Einhalten des Volumens wichtig, da die Masse des zugesetzten Stoffes auf ein bestimmtes Volumen von Flüssigkeit abgestimmt ist.

# 2 Theoretischer Hintergrund

## 2.1 Profils Scanner

Bei dem Profils Scanner, der zur Identifikation der Probenröhrchen verwendet werden soll, handelt es sich um eine einzelne Komponente des ATRAS. Deren Aufgabe bestand bisher darin, die Kappenseite einer Probe zu erkennen und den danach geschalteten Röhrchendreher, falls nötig, zu aktivieren. Auf diesem Wege wurde sichergestellt, dass die Orientierung bei allen Proben die gleiche ist.

Der Profils Scanner besteht aus einem photoelektrischen Näherungssensor und einer beweglichen Klappe, die beim Passieren eines Röhrchens angehoben wird und dessen äußerer Form folgt. Beide Einzelteile sind an einem Halter befestigt, der neben dem Förderband platziert ist (s. Abb. 6).



**Abb. 6: Aufbau und Funktion des Profils Scanners**

Links ist der Aufbau des Profils Scanners von der Seite gesehen zu erkennen. Bei den roten Pfeilen handelt es sich um das ausgesendete und reflektierte Licht. Zuordnung der Nummern: 1 Förderband, 2 Halter, 3 Näherungssensor, 4 Klappe, 5 Anschlusskabel und 6 Probenröhrchen.

Rechts erkennt man das Verhalten des Scanners beim Durchlauf eines Röhrchens. Je höher die Klappe angehoben wird, desto geringer wird der ausgegebene Strom bzw. die Spannung.

In dem Näherungssensor befindet sich eine LED als Sendeeinheit, die Licht von 660 nm emittiert (s. CD, Datenblätter, Abstandssensor). Dieses fällt auf die Oberfläche der Klappe, wird reflektiert und von der Empfängereinheit im Sensor registriert. Auf Grund der ausgewerteten Intensität wird ein dazu proportionales Signal ausgegeben. Hierbei kann es sich um Strom oder Spannung handeln, was im weiteren Verlauf der Arbeit als strom- bzw. spannungsabhängiges Messsignal bezeichnet wird.

## 2.2 Dehnungsmessstreifen

Bei Dehnungsmessstreifen handelt es sich um elektrische Leiter, die auf einem Messkörper aufgeklebt werden [5]. Wirkt auf diesen Körper nun eine Kraft, die eine geringe Verformung nach sich zieht, so hat jene auch Einfluss auf den aufgebrauchten Messstreifen.

Das Prinzip eines Dehnungsmessstreifens beruht darauf, dass sich der Widerstand des Leiters durch die Deformation ändert. Wirkt beispielsweise eine Zugkraft auf den Leiter, so nimmt seine Länge um den Wert  $\Delta l$  zu und sein Durchmesser minimal ab. Als Dehnung  $\varepsilon$ ,

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}, \quad (2.1)$$

mit

$\Delta l$  := Wert der Längenänderung [m]

$l$  := Länge ohne Krafteinwirkung [m]

bezeichnet man allgemein die relative Längenänderung.

Analog hierzu kann der Leiter auch einer Druckkraft ausgesetzt werden, was einer Stauchung gleich kommt und folglich zu einer negativen Dehnung führt. Da der Widerstand eines Leiters bekanntermaßen von seiner Länge und dem Querschnitt abhängig ist, kann die relative Widerstandsänderung,

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \quad (2.2)$$

mit

$\Delta R$  := Wert der Widerstandsänderung [ $\Omega$ ]

$R$  := Widerstand ohne Krafteinwirkung [ $\Omega$ ]

$k$  := Materialabhängiger Proportionalitätsfaktor [-]

$\varepsilon$  := Dehnung [-]

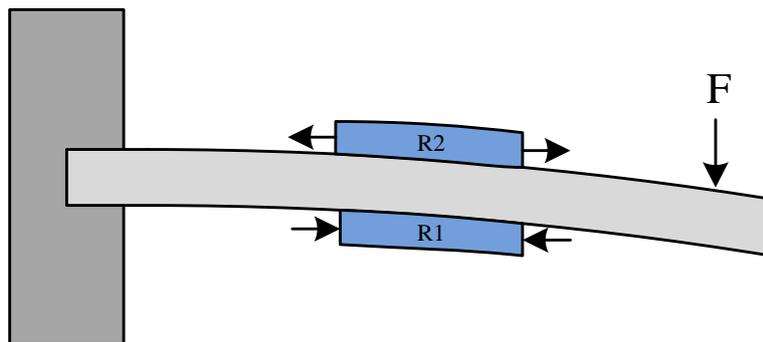
der Dehnung gleichgesetzt werden.

## Theoretischer Hintergrund

---

Problematisch an der Verwendung von Dehnungsmessstreifen ist deren Temperaturabhängigkeit [6]. Um diese zu unterbinden, wird zum einen das Material Konstantan verwendet, was sich durch eine sehr geringe Temperaturabhängigkeit auszeichnet, zum anderen werden Brückenschaltungen benutzt (2.4 Brückenschaltungen). Unter Verwendung von beispielsweise zwei Dehnungsmessstreifen lässt sich eine Halbbrücke erstellen. Hierbei werden die Streifen wie in Abb. 7 angeordnet, so dass einer eine Dehnung erfährt, währenddessen der andere gestaucht wird.

Diese Anordnung bietet den Vorteil, dass sich die Widerstände in gleichem Maße mit der Temperatur verändern und sie so keinen Einfluss auf die Spannung in der Brückendiagonalen besitzt. Des Weiteren ergibt sich durch den Aufbau ein stärkeres Ausgangssignal als bei nur einem Dehnungsmessstreifen, da die Widerstandsänderungen gegenläufig sind. Bei Verwendung einer Vollbrücke, also insgesamt vier Streifen, würde sich das Ausgangssignal nochmals verstärken.



**Abb. 7: Anordnung der DMS für eine Halbbrückenschaltung**

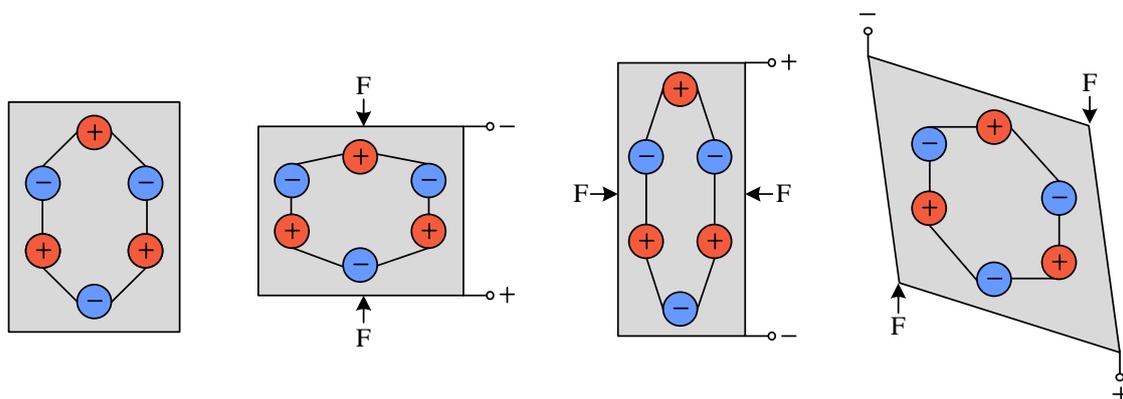
Bei dem Messkörper, auf den die Streifen aufgeklebt werden, handelt es sich in diesem Beispiel um einen einfachen Stab, auf welchen eine Kraft  $F$  wirkt. Durch die Biegung kommt es im oberen DMS zu einer Dehnung, im unteren hingegen zu einer Stauchung. Die restlichen Widerstände zum Aufbau einer kompletten Brücke sind nicht abgebildet.

Anwendung finden Dehnungsmessstreifen zum einen zur Dehnungs- oder Drehmomentmessung an Maschinen oder Fahrzeugteilen, um dort eine bestimmte Funktion des Bauteils zu überwachen [7]. Zum anderen werden sie auch in der Kraft- und Druckmessung eingesetzt, beispielsweise bei Brückenträgern.

## 2.3 Piezoelektrische Sensoren

Bei allen piezoelektrischen Sensoren treten folgende zwei Effekte auf. Zum einen der namensgebende piezoelektrische Effekt [5]. Hierunter wird verstanden, dass sich ein elektrisch polarisierter Körper bei Einwirkung von mechanischen Kräften elastisch verformt und sich so durch die Verschiebung der Dipole die gesamte Polarisation verändert. Werden an diesen Körper Elektroden angelegt, so kann eine Spannung registriert werden, da sich auch die darauf influenzierten Ladungen ändern.

Je nachdem, an welchen Flächen diese Ladungen auftreten, werden Längs-, Quer- oder Schereffekt an einem piezoelektrischen Körper unterschieden (s. Abb. 8). Der piezoelektrische Effekt kommt in unterschiedlichen Werkstoffen vor, die als Sensormaterial verwendet werden. Hierzu zählen Einkristalle, z. B. Quarz, polykristalline keramische Stoffe oder aber auch organische Polymere.



**Abb. 8: Auftretende Effekte an einem piezoelektrischen Körper**

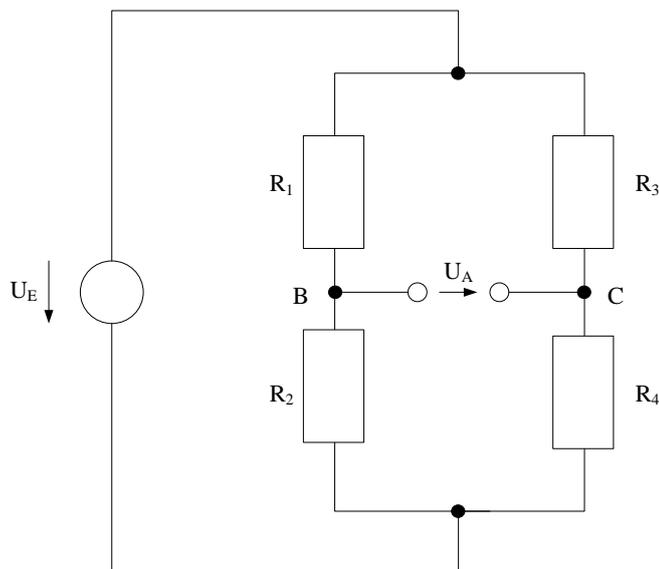
Links ist das vereinfachte Schema eines Quarzgitters dargestellt. Im weiteren Verlauf der Reihe sind der Längs-, Quer- und Schereffekt abgebildet, die auf Grund unterschiedlicher Ansetzungspunkte der einwirkenden Kräfte zustande kommen.

Zum anderen tritt in vielen piezoelektrischen Sensoren der pyroelektrische Effekt auf [6]. Dies bedeutet, dass die vorher beschriebene Polarisation auch durch Temperaturänderungen hervorgerufen werden kann.

Einsatz finden piezoelektrische Sensoren in vielen verschiedenen Zweigen der Industrie, u. a. der Automatisierungstechnik, Pneumatik oder Medizintechnik. Die Anwendungen reichen von Ultraschallmesssystemen bis zu Bewegungsmeldern, in denen der pyroelektrische Effekt ausgenutzt und die Änderung der Umgebungstemperatur auf Grund der Körperwärme registriert wird.

## 2.4 Brückenschaltungen

Unter Brückenschaltungen wird allgemein eine Anordnung von Widerständen zu einem Netzwerk verstanden [8]. Der bekannteste Vertreter dieser Art ist die Wheatstone'sche Brückenschaltung (s. Abb. 9). Sollte das Verhältnis zwischen  $R_3$  zu  $R_4$  und  $R_1$  zu  $R_2$  gleich sein, so ist auch das Potential an den Punkten B und C gleich und in der Brückendiagonalen ist keine Spannung  $U_A$  messbar. Diese Brückenordnung wird oft als Ausschlagsbrücke verwendet, was bedeutet, dass ein Ausschlag von  $U_A$  erfolgt, sobald sich einer der Widerstände ändert. Die Spannungsänderung kommt dadurch zustande, dass das Verhältnis der Widerstände untereinander nicht mehr ausgeglichen ist und folglich an B und C unterschiedliche Potentiale vorherrschen.



**Abb. 9: Wheatstone'sche Brücke**

Je nachdem, wie viele der Widerstände als Sensoren eingesetzt werden, unterscheidet man zwischen Viertel-, Halb- und Vollbrücke mit jeweils einem, zwei oder vier variablen Widerständen.

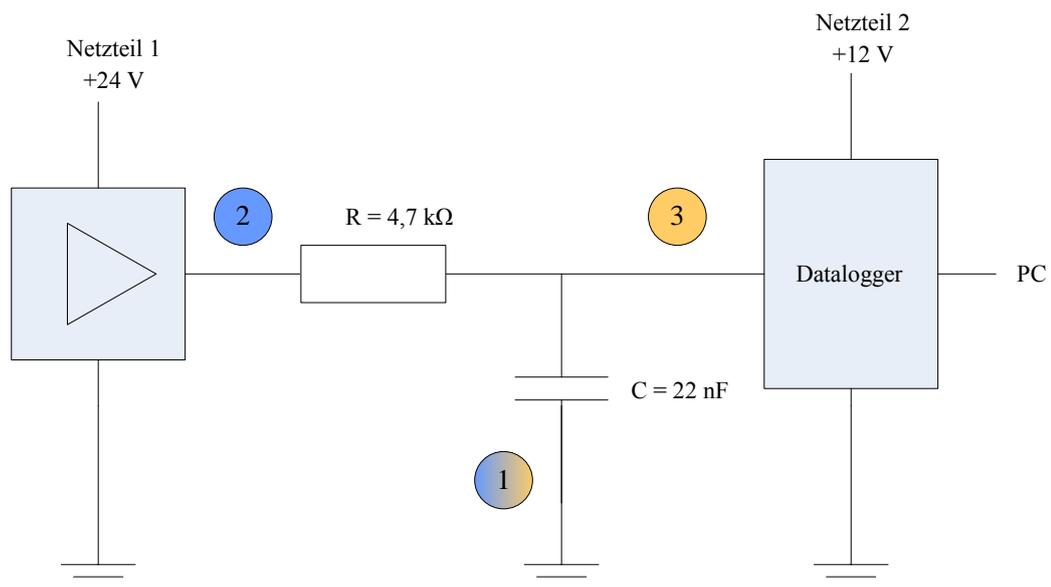
Eine solche Widerstandsänderung kann z. B. hervorgerufen werden, indem einer der Widerstände durch einen Dehnungsmessstreifen ersetzt wird, dessen Widerstand vom einwirkenden Druck abhängt (s. 2.2 Dehnungsmessstreifen). Somit wäre es möglich, die nicht-elektrische Größe Druck in Form der elektrischen Größe Spannung zu registrieren.

# 3 Material und Methoden

## 3.1 Erkennung der Probenröhrchen

### 3.1.1 Spannungsabhängige Übertragung des Messsignals

Zur Messung des spannungsabhängig übertragenen Signals wurde der Versuchsaufbau gemäß Abbildung 10 vorgenommen.



**Abb. 10: Versuchsaufbau spannungsabhängige Übertragung**

Die farbigen Kreise stellen die Punkte für die Messung mit dem Oszilloskop dar. Blau entspricht hierbei der Messung vor dem Tiefpass, orange nach eben genanntem. Die Stelle mit der Ziffer eins ist der Massebezug, der in beiden Fällen der gleich war und deshalb zweifarbig ist.

Der Motor des Förderbands wurde auf 50 Hz eingestellt. Seine Versorgungsspannung lief ebenfalls über das Netzteil 1. Im Ruhezustand betrug der Abstand beim Profilschanner zwischen Klappe und Lichtsensor 4,2 cm.

Die Punkte, an denen die Messungen mit dem Oszilloskop im Ruhezustand durchgeführt wurden, waren folgende: Vor dem Tiefpass an den Stellen 1 und 2 (s. Abb. 10) und nach dem Tiefpass mit demselben Massebezug und an Punkt 3.

Zur Vermessung der Röhrchen wurden jene in einem Abstand zum Profilschanner per Hand auf das Förderband gelegt. Hierbei zeigte die Röhrchenöffnung mit Deckel stets in die Transportrichtung. Nach Durchlaufen des Scanners erfolgte die Abnahme vom Förderband ebenfalls manuell.

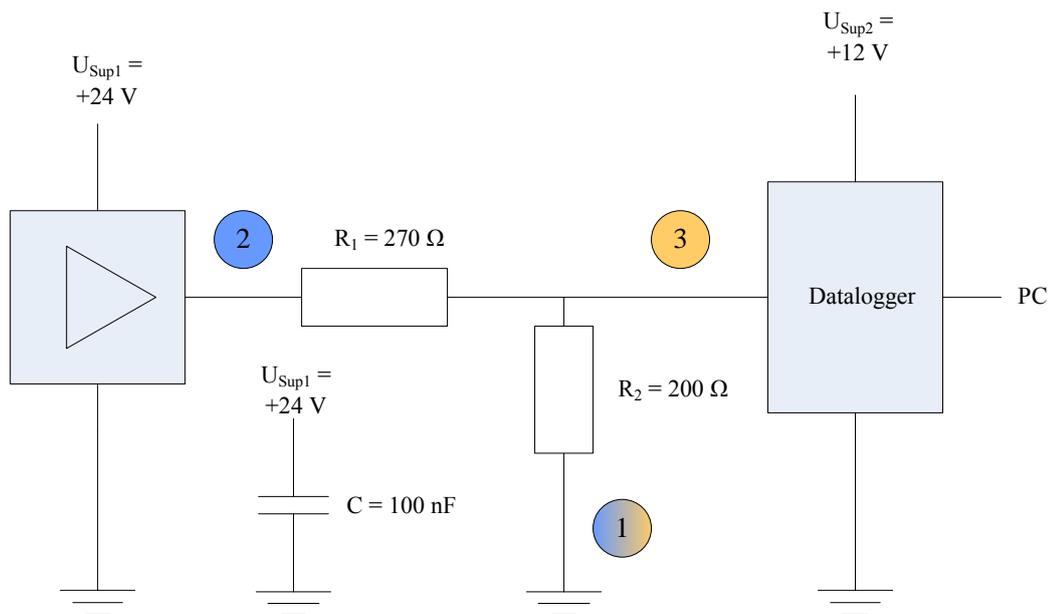
## Material und Methoden

Der zur Verfügung gestellte Datalogger erfasste das ankommende Signal in einem bestimmten zeitlichen Abstand und sandte die Daten an den angeschlossenen PC. Pro Minute wurde dort automatisch eine Excel-Datei regeneriert, in der die Messwerte der vergangenen sechzig Sekunden aufgelistet waren.

Um die Reproduzierbarkeit des Systems zu untersuchen, wurden drei ausgewählte Probenröhrchen jeweils zehn Mal gemessen. Jene waren *Vacuette 9 ml*, *Venosafe 8,5 ml* und *Sarstedt 10 ml*.

### 3.1.2 Stromabhängige Übertragung des Messsignals

Um das Messsignal der stromabhängigen Übertragung festzuhalten, erfolgte der Versuchsaufbau wie unter Abbildung 11 dargestellt.



**Abb. 11: Versuchsaufbau stromabhängige Übertragung**

Die farbigen Kreise beziehen sich wie im vorherigen Versuch auf die Messpunkte, die mit dem Oszilloskop untersucht wurden. Der Kondensator wurde in die Schaltung integriert, indem er die beiden Anschlussbuchsen des Netzteils 1 wie bei einem Kurzschluss miteinander verbunden hat.

Im Vergleich zum vorherigen Versuch wurden an den Parametern, z. B. der Motorfrequenz oder der Art der Röhrchenvermessung keine Änderungen vorgenommen. Auch die Datenerfassung und -übertragung des Dataloggers erfolgte wie bereits vorher erläutert.

Zunächst erfolgte die Messung mit dem Oszilloskop an den markierten Punkten.

Anschließend wurden die drei Röhren *Vacurette 9 ml*, *Venosafe 8,5 ml* und *Sarstedt 10 ml* jeweils zehn Mal vermessen, um die Reproduzierbarkeit des Systems zu untersuchen.

Um den Einfluss äußerer Faktoren auf die Messung abschätzen zu können, wurde zum einen ein Karton über den Profilschaber und einen Teil des Förderbands gestülpt. Zum anderen fanden Modifikationen an der Oberfläche des Schabers statt, die Auswirkungen auf die Reflexion haben sollten. So wurde der Schaber einmal mit Papier und einmal mit dem Kunststoff *PTFE* beklebt. Die Dicke der beiden Materialien betrug weniger als einen Millimeter, so dass dieser Einfluss auf die Messung vernachlässigt wurde.

Damit die Parameter zur Identifizierung der Probenröhren festgelegt werden konnten, musste jedes davon zehn Mal vermessen werden. In einer anschließenden ersten Prüfung, in der jedes Röhren erneut vermessen wurde, erfolgte dann die Erprobung und Verbesserung des aufgestellten Systems. Danach schloss sich eine weitere, zweite Prüfung an.

### 3.1.3 Scale-Up

Um die Versuchsbedingungen den real im ATRAS existierenden anzupassen, wurde die Motorleistung des Förderbands auf 1000 Hz erhöht. Damit weiterhin ungefähr die gleiche Anzahl von Messwerten pro Röhren aufgenommen wird, erfolgte die Verwendung eines anderen Dataloggers, der über eine schnellere Abtastrate von mindestens 7,4 ms verfügt (s. Anhang, Berechnungen, Abtastrate Datalogger I). Der Versuchsaufbau (s. Abb. 11) erfuhr keine Änderungen.

Die Datenaufnahme wurde mit einem selbst geschriebenen Programm durchgeführt, welches ebenfalls verschiedene Parameter, wie z. B. das Minimum ausgeben konnte (s. CD, Programme, Scale-Up).

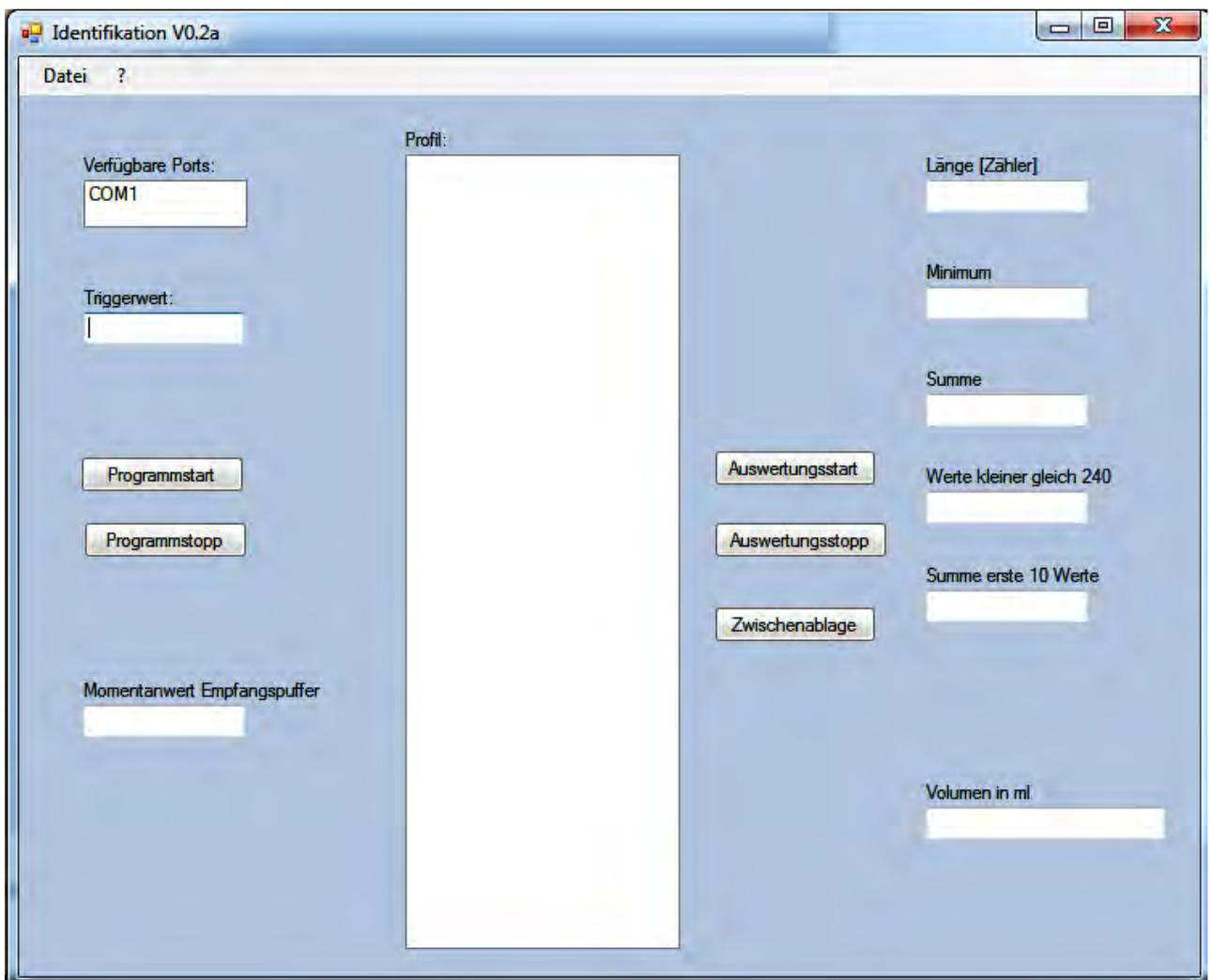
## Material und Methoden

Die Benutzeroberfläche ist in Abb. 12 dargestellt. Der Programmstart kann nur erfolgen, wenn der zu benutzende Port und der Schwellenwert angegeben werden. Danach wird in dem Feld unten links der momentane, von der Messapparatur gelieferte Wert angezeigt.

Unterschreitet dieser den Triggerwert, werden die eingehenden Daten in der Profil-Listbox hinterlegt. Über den Button „Auswertungsstart“ erfolgt dann die Ausgabe der rechts aufgelisteten Parameter an Hand der aufgenommenen Werte.

Das Vermessen und Aufstellen eines Systems zur Identifikation erfolgte wie bereits unter 3.1.2, letzter Absatz beschrieben. Danach wurde das Programm dahingehend ergänzt, dass es aus den Parametern das Volumen eines Röhrchens ableiten kann.

Zum Schluss erfolgte eine weitere Versuchsreihe, in der jeweils zehn Vertreter der Röhrchen *Vacurette 9,5 ml*, *Sarstedt 10 ml* und *Vacurette 4 ml* geprüft wurden.



**Abb. 12: Benutzeroberfläche des Programms *Identifikation V0.2a***

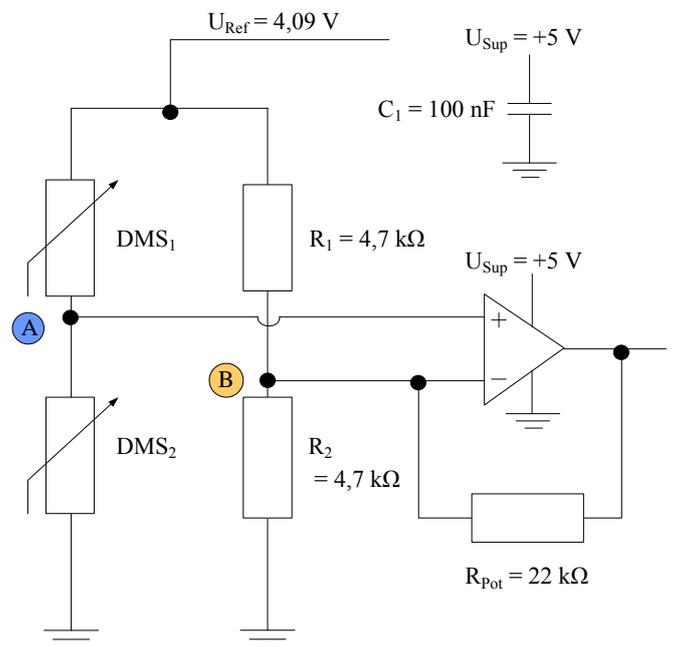
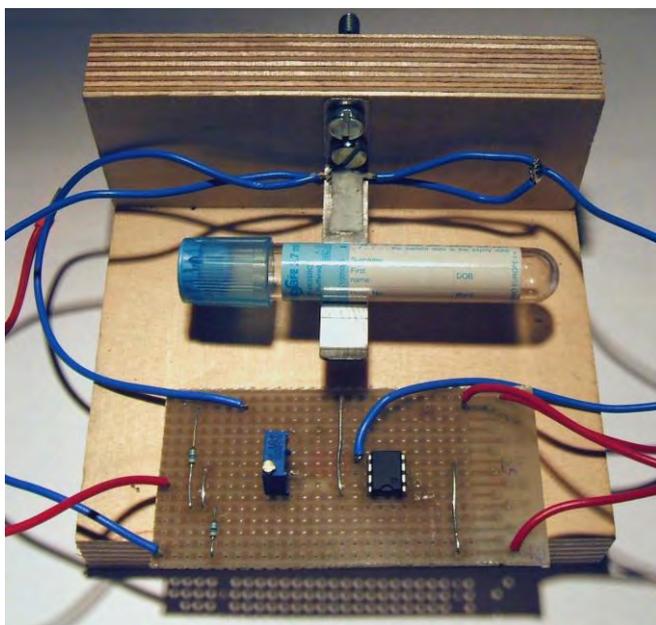
Über den Button „Auswertungsstopp“ werden die Felder der Parameter und das Profil gelöscht. Die „Zwischenablage“ ermöglicht es, aufgenommene Profilwerte zu kopieren und beispielsweise in eine Exceltabelle einzufügen.

## 3.2 Gewichtsbestimmung DMS

### 3.2.1 Ursprüngliche Halterung

Bei der Halterung, auf der die Probenröhrchen platziert werden sollten und die durch das Gewicht eine Biegung erfährt, handelte es sich um eine aus Edelstahl gefertigte Vorrichtung (s. Anhang, Technische Zeichnungen, Ursprüngliche Halterung). Auf diese wurden mittig zwei Dehnungsmessstreifen aufgeklebt, von denen einer an der Oberseite befestigt war, währenddessen der andere spiegelbildlich dazu an die Unterseite geheftet wurde.

Die genaue Platzierung ist in Abbildung 13 zu erkennen. Bezüglich des Aufklebens darf hier auf die allgemeinen Anleitungen zum Aufbringen von Dehnungsmessstreifen verwiesen werden. Die konkret verwendeten Klebstoffe, Abdeckmittel, etc. sind unter CD, Verwendete Materialien nachlesbar. Anschließend erfolgte die Befestigung der Halterung und der Anschluss der elektronischen Komponenten.



**Abb. 13: Versuchsaufbau DMS**

Auf dem linken Foto ist der gesamte Versuchsaufbau zu erkennen, aus dem hervorgeht, dass die Halterung der Röhrchen an einem hölzernen Winkel befestigt wurde. Die Dehnungsmessstreifen und die Lötstützpunkte sind auf Grund eines Abdeckmittels gegen Feuchtigkeit nicht direkt sichtbar. Die genaue Vernetzung der elektronischen Bauteile ist dem rechten Schaltbild zu entnehmen. Die Masse der zweiten Spannungsquelle ( $U_{Ref}$ ) wurde an die der ersten angeschlossen.

Zunächst wurden die Widerstände der Dehnungsmessstreifen mit einem Multimeter gemessen, um die Unversehrtheit zu überprüfen. Anschließend erfolgten im unbelasteten Zustand Spannungsmessungen zwischen B und GND, A und GND, B und A und am Ausgang. Um die Spannung bei Belastung zu testen, wurde zum einen ein leeres Probenröhrchen *BD Vacutainer 11 ml* auf den Halter gelegt, zum anderen dasselbe Röhrchen, welches jedoch zuvor mit Wasser bis zum Sollfüllstand gefüllt wurde. Die Messungen fanden an den Punkten A und GND sowie am Ausgang statt.

### 3.2.2 Geometrisch veränderter Halter

Bei dem geometrisch veränderten Halter handelte es sich um das gleiche Exemplar wie in dem vorherigen Versuch, an dem allerdings folgende Veränderungen vorgenommen wurden: In dem Bereich, wo die Dehnungsmessstreifen aufgeklebt werden, wurde an den Seiten jeweils ein Rechteck von etwa 3x10 mm herausgetrennt, also der Halter in diesem Bereich einer Verschmälerung unterzogen (s. Anhang, Technische Zeichnungen, Geometrisch veränderte Halterung).

Integriert wurde der Halter in den unter 3.2.1 beschriebenen Versuchsaufbau. Auch bei den durchgeführten Messungen handelte es sich um die gleichen, wie unter dem oben genannten Punkt beschrieben.

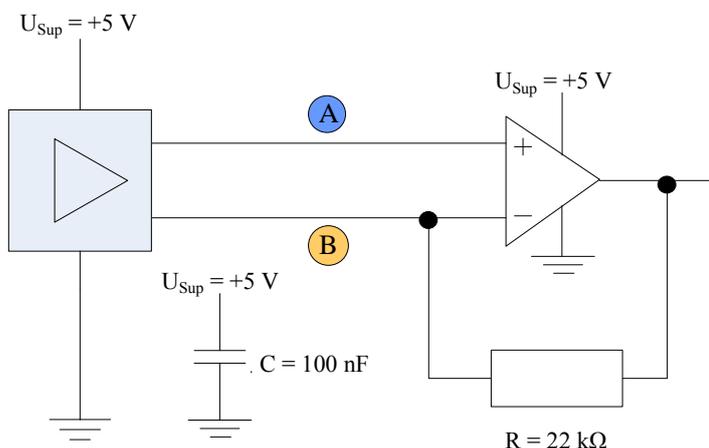
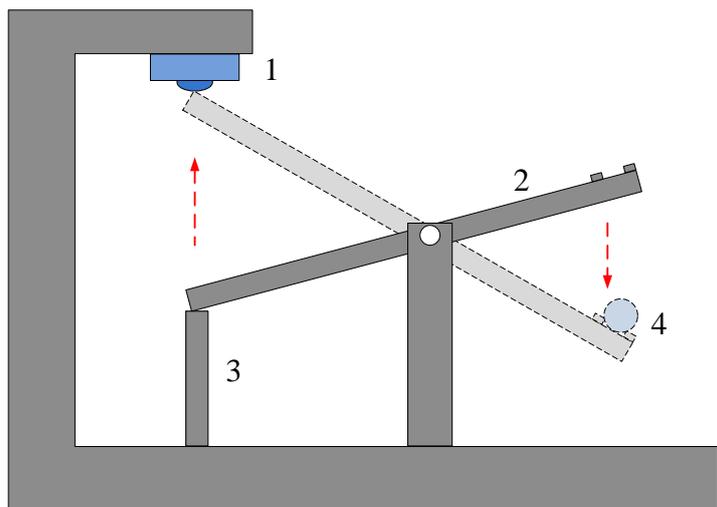
In einer zusätzlichen Messung wurde ein handelsüblicher Bohrer M12 mit dem Gewicht von ca. 54 g auf der Halterung platziert. Die Spannungsregistrierung fand an den Punkten A, B und Ausgang statt, die jeweils alle gegen GND gemessen wurden.

## 3.3 Gewichtserfassung mittels Piezosensor

### 3.3.1 Ball-Down-Orientierung

Der hierzugehörige Versuchsaufbau kann der Abbildung 14 entnommen werden. Wie daraus ersichtlich wird, geschah die Befestigung des Sensors kopfüber, so dass die Kugel, die für die eigentliche Messaufnahme genutzt wird, nach unten ausgerichtet ist. Diese Anordnung wird als „Ball-Down“ bezeichnet.

Die erste Spannungsmessung fand mit einem Multimeter zwischen den Ausgängen des Piezosensors (Punkt A und B) statt, gefolgt von einer Messung am Ausgang gegenüber GND. Um das Verhalten der Messapparatur während einer Belastung festzustellen, wurde zum einen ein leeres *BD Vacutainer 11 ml* – Röhrchen auf der Halterung platziert und die Spannung an den oben genannten Messpunkten aufgenommen. Zum anderen wurde das gleiche Vorgehen mit einer bis zum Sollfüllstand gefüllten Probe gleichen Volumens wiederholt. Bei der hierfür genutzten Flüssigkeit handelte es sich um Wasser.



**Abb. 14: Versuchsaufbau Piezo Ball-Down**  
In dem oberen Bild ist der Versuchsaufbau im Profil dargestellt. Im unbelasteten Zustand liegt die Wippe (2) auf einer Stütze (3) auf. Bei Belastung mit einem Röhrchen (4) resultiert eine Gewichtsverlagerung, so dass Druck auf den Sensor (1) ausgeübt wird. Aus der unteren Darstellung kann die Verschaltung der einzelnen Bauteile entnommen werden.

## Material und Methoden

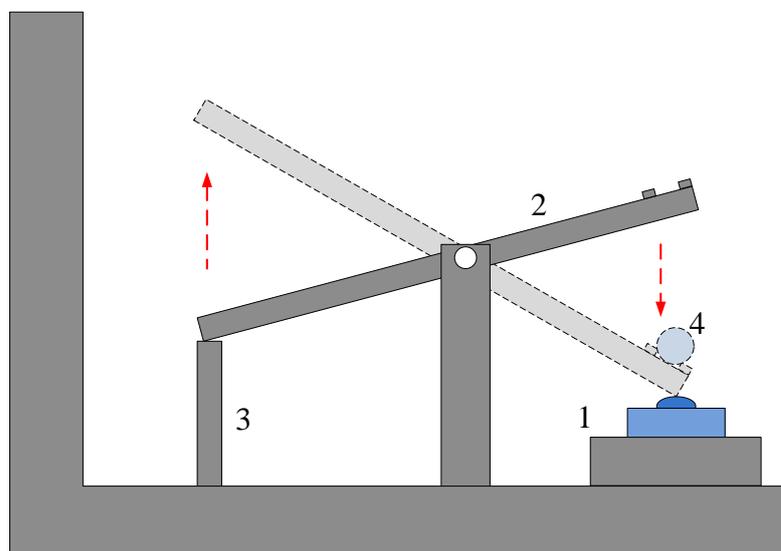
Zur Erstellung einer Kalibriergeraden wurden verschiedene, zuvor gemessene Gewichte auf die Halterung gelegt und die am Ausgang resultierende Spannung aufgezeichnet. Bei den Gewichten handelte es sich um verschiedene Probenröhrchen, die soweit mit Wasser gefüllt worden waren, bis sie das gewünschte Gesamtgewicht erreichten. Insgesamt wurden sechs unterschiedliche Gewichte aufgenommen, so dass der Bereich von 1 g bis 25 g reichte, jeweils im Abstand von 5 g zueinander.

Um das Leergewicht der Probenröhrchen zu bestimmen, wurden jene zunächst in geöffnetem Zustand eine Woche bei einer Raumtemperatur von ca. 20 °C gelagert, um eventuelle Flüssigkeitsrückstände aus vorherigen Versuchen zu entfernen. Anschließend erfolgte die Gewichtsermittlung mit Hilfe einer Analysenwaage. Um abschätzen zu können, inwiefern es herstellungsbedingt zu Gewichtsschwankungen zwischen Röhrchen der gleichen Art kommen kann, wurden ebenfalls von *Vacurette 4,0 ml*, *Sarstedt 10,0 ml*, und *Vacurette 9,5 ml* jeweils zehn Vertreter mit Hilfe der Waage gemessen.

Die hieraus gewonnenen Daten wurden u. a. dafür genutzt, die oben angesprochene Kalibriergerade zu bewerten. Hierfür wurden die vier unten aufgelisteten, leeren Röhrchen einzeln auf die Messvorrichtung gelegt, die Spannung am Ausgang gemessen und an Hand der Geradengleichung das sich daraus ergebende Gewicht bestimmt und mit den anderen Daten verglichen. Bei den Proben handelte es sich um *BD Vacutainer 3,5 ml*, *Sarstedt 10 ml*, *Vacurette 9,5 ml* und *Sarstedt 2,7 ml Nr. 1*.

### 3.3.2 Aufrechte Anordnung des Sensors

Bei diesem Versuch war die Kugel des Sensors nach oben ausgerichtet, was auch als „Ball-Up“ bezeichnet wird (s. Abb. 15). Das Vorgehen ist dem Text unter 3.3.1 „Ball-Down-Orientierung“ zu entnehmen.



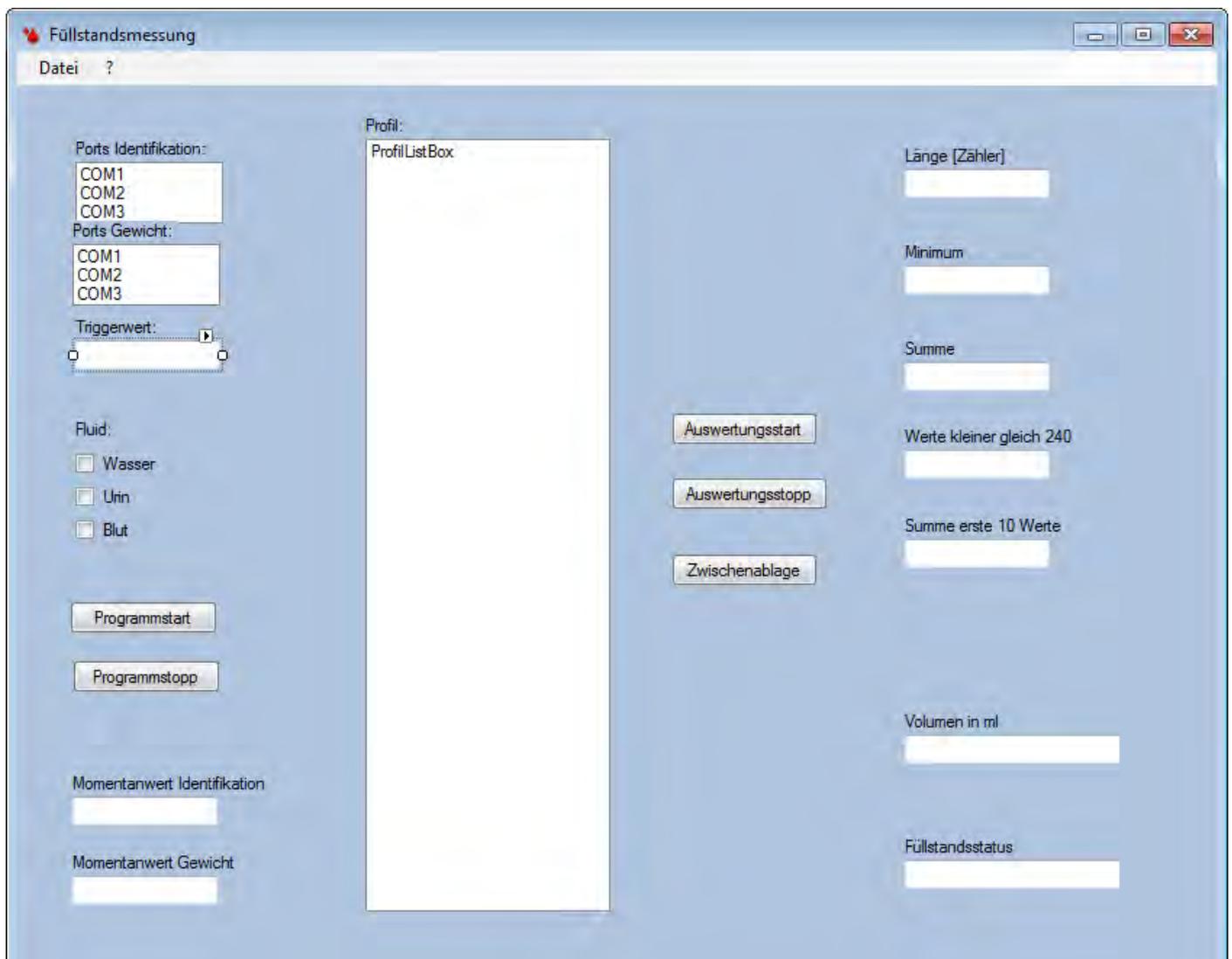
**Abb. 15: Versuchsaufbau Piezo Ball-Up**  
Wie zuvor auch liegt die Wippe (2) im Ruhezustand auf der Stütze (3) auf. Durch die Belastung des Röhrchens (4) und die folgende Gewichtsverlagerung stößt jedoch die andere Wippenseite auf den Sensor (1). Hierdurch wird in dem Piezokristall der Längseffekt hervorgerufen (s. 2.3 Theoretischer Hintergrund).

## 3.4 Bestimmung des Füllstands

### 3.4.1 Programm *Füllstandsmessung*

Bei dem Programm *Füllstandsmessung* (s. CD, Programme, Füllstandsmessung), mit dem sowohl die Identifikation als auch die Gewichtsmessung erfolgen soll, handelt es sich um eine erweiterte Version der unter 3.1.3 beschriebenen Anwendung (s. Abb. 16).

Die Ergänzungen umfassen zum einen eine zweite Auswahl des Ports, über den die vom Piezosensor gelieferten Daten aufgenommen werden. Zum anderen muss vor Programmstart das zu untersuchende Fluid ausgewählt werden, damit die Dichte für die nachfolgenden Berechnungen bekannt ist.



**Abb. 16:** Benutzeroberfläche des Programms *Füllstandsmessung*

In dem Feld *Füllstandsstatus* erfolgt die Ergebnisausgabe der Füllstandsermittlung. Ist ausreichend Flüssigkeit vorhanden, so färbt sich die dortige Anzeige grün und ein entsprechender Text erscheint. Bei einer Unterschreitung des Füllstands wird die Information an dieser Stelle mit einem roten Hintergrund eingeblendet.

## Material und Methoden

---

Die im Hintergrund ablaufende Festlegung, ob der Füllstand ausreichend ist, lässt sich an Hand des in Abb. 17 dargestellten Quellcodes erklären.

Zunächst erfolgt die Bestimmung des Idealgewichts bei optimaler Füllung, indem das ermittelte Volumen mit der ausgewählten Fluidichte multipliziert und mit dem Leergewicht des Probenröhrchens addiert wird (Zeile 1).

Anschließend wird die Masse berechnet, deren Abzug vom Idealgewicht noch als tolerierbar hingenommen werden kann. In der zweiten Zeile wurde diese Toleranzgrenze bei weniger als zehn Prozent des eigentlichen Volumens festgelegt.

Die Berechnung des Grenzwertes in einen vom Datalogger ausgesendeten Wert wurde auf Grundlage einer Kalibriergeraden durchgeführt (Zeile 3). Hierfür wurden im Vorfeld verschiedene Gewichte auf dem Piezosensor platziert und die vom Datalogger ausgesendeten Zahlenwerte aufgenommen. Bei den Gewichten handelte es sich um Probenröhrchen, die mit Wasser gefüllt wurden, bis sie das gewünschte Gesamtgewicht aufwiesen. Der Gewichtsbereich reichte von 5 g bis 25 g, jeweils mit 5 g Abstand zueinander.

Um Schwankungen vom Datalogger der Gewichtsmessung vorzubeugen, erfolgte die Festlegung des Füllstandsstatus nicht mit einem einmaligen Vergleich von Ist- und Sollwert. Während der Auflage der Probe auf dem Sensor wird 100 Mal überprüft, ob der Istwert größer als der Sollwert ist, bzw. das Istgewicht das Grenzwert übersteigt (Zeilen 4 bis 8). Wenn dies mindestens bei der Hälfte der Vergleiche zutrifft, wird der Füllstandsstatus auf ausreichend gesetzt (Zeilen 9 bis 15).

Da es versehentlich zu einer Abstandsänderung zwischen der Klappe und dem Näherungssensor des Profilsensors gekommen ist, mussten alle Probenröhrchen erneut vermessen und ein weiteres System zur Identifikation erstellt werden. An dieser Stelle sei auf das unter 3.1.2 genau beschriebene Vorgehen verwiesen. Die Volumenzuordnung wurde anschließend auf Basis der erhaltenen Daten in dem neuen Programm aktualisiert.

```
(1) Sollmasse = V * Rho + Roehrchengewicht
(2) Toleranz = ((V / 100) * 10) * Rho

(3) SollmasseDatalogger = 1.0377 * (Sollmasse - Toleranz) + 2473.8

(4) For p = 0 To 100
(5)     If Cdbl(Momentanwert_Gewicht.Text) > SollmasseDatalogger Then
(6)         Zaehler = Zaehler + 1
(7)     End If
(8) Next

(9) If Zaehler >= 50 Then
(10)     Füllstandsstatus.BackColor = Color.Green
(11)     Füllstandsstatus.Text = "Füllstand ausreichend"
(12) Else
(13)     Füllstandsstatus.BackColor = Color.Red
(14)     Füllstandsstatus.Text = "Füllstand nicht ausreichend"
(15) End If
```

**Abb. 17: Quellcode zur Festlegung des Füllstandsstatus**

Die Funktion *Cdbl* wandelt den Ausdruck der Textbox in einen Wert vom Typ Double um. Ansonsten wäre kein Vergleich mit der berechneten Größe *SollmasseDatalogger* möglich.

### 3.4.2 Erprobung des kompletten Systems

Um die gesamte Entwicklung zu testen, wurden die beiden Einzelversuche zur Identifikation und Gewichtsmessung (s. 3.1.3 und 3.3.2) über jeweils einen Port an den PC angeschlossen. Die Durchführung der folgenden Versuche erfolgte mit einem 7,5 ml - Röhrchen von *KABE*, das das ideale Volumen aufwies. Bei der verwendeten Flüssigkeit handelte es sich um Wasser.

Nach Start des Programms *Füllstandsmessung* wurde die Probe manuell auf dem Förderband abgelegt, durchlief den Profils Scanner und wurde anschließend auf der Halterung für die Gewichtsmessung platziert. Nachdem der Auswertungs-Button betätigt worden war, erfolgte dann die Überprüfung, inwiefern sowohl das Volumen, als auch der Füllstandsstatus korrekt angezeigt wurden. Dieses Vorgehen wurde bei verschiedenen Toleranzgrenzen, die zwischen 10 % und 50 % variierten, jeweils fünf Mal durchgeführt.

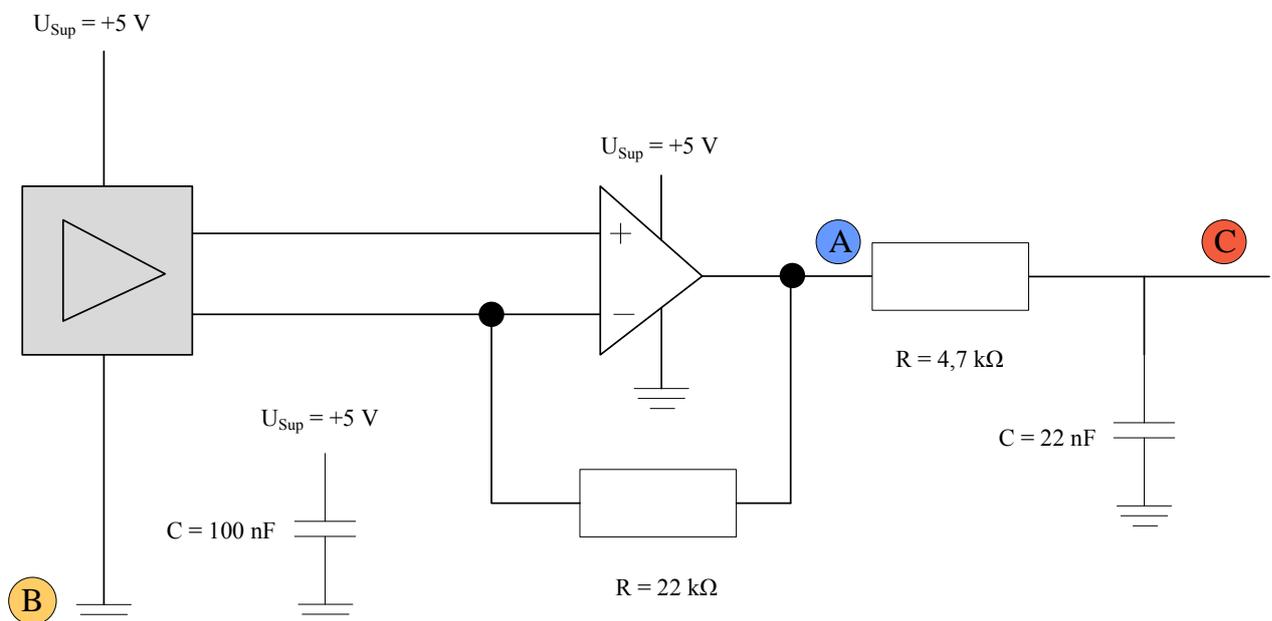
### 3.4.3 Modifizierter Versuchsaufbau

Zunächst erfolgte eine Messung mit dem Oszilloskop am Ausgang des Operationsverstärkers der Gewichtsmessung gegenüber GND (s. Abb. 18, Punkte A und B). Anschließend wurde per HyperTerminal auf den Datalogger der Gewichtsmessung zugegriffen, um einen Eindruck über die gelieferten Werte zu erhalten.

Als Modifikation wurde dann ein Tiefpass in die Schaltung integriert, so dass der unter Abb. 18 dargestellte Versuchsaufbau resultierte. Es folgte erneut eine Oszilloskopmessung (s. Abb. 18, Punkte C & B) und Überprüfung mit Hilfe des HyperTerminals.

Als nächstes wurde das überarbeitete System erneut mit dem ideal gefüllten 7,5 ml - Röhrchen von KABE bei unterschiedlichen Toleranzgrenzen getestet (Verweis 3.4.2 Erprobung des kompletten Systems). Anschließend erfolgte die gleiche Versuchsdurchführung bei einer Toleranzgrenze von 10 %, allerdings wies die Probe in diesem Fall nur ein Volumen von 6 ml auf.

Das gleiche Verfahren wurde mit einem anderen Röhrchen erprobt. Hierbei handelte es sich um das 5,5 ml - Röhrchen von *Sarstedt*, dessen Volumen zwischen 5,5 ml, 4,0 ml und 5,0 ml variiert wurde. Die Toleranzgrenze betrug bei allen 10 %.



**Abb. 18: Versuchsaufbau Füllstandsmessung**

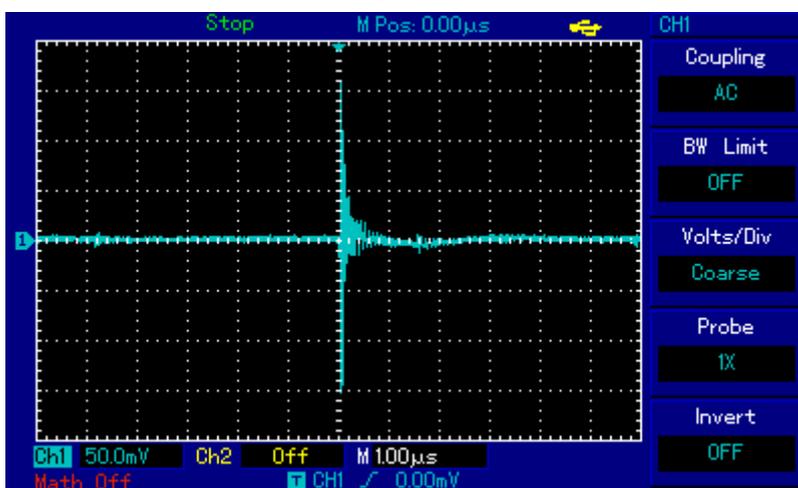
Bei dem hier dargestellten Versuchsaufbau handelt es sich lediglich um den Teil, mit dem die Gewichtsbestimmung durchgeführt wird. Der Teil der Identifikation erfuhr keine Veränderungen und stimmt mit dem Aufbau aus 3.1.3 überein.

# 4 Ergebnisdarstellung und Auswertung

## 4.1 Identifikation der Probenröhrchen

### 4.1.1 Übermittlung des Messsignals per Spannung

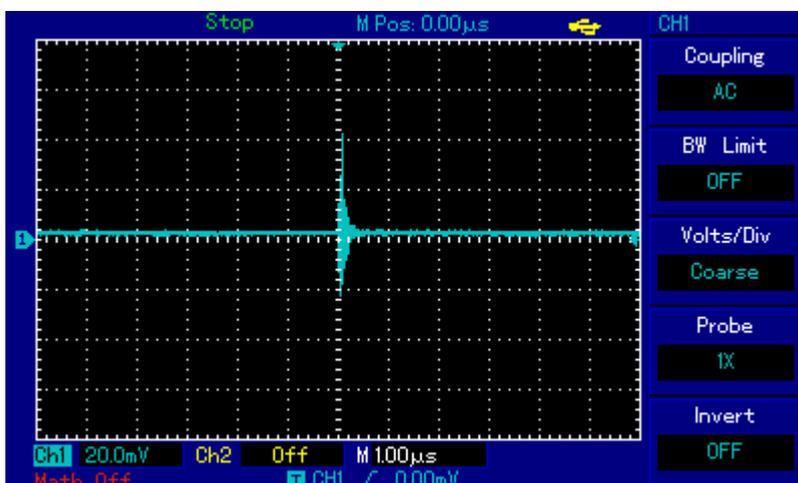
Bei der Messung mit dem Oszilloskop vor dem Tiefpass waren eindeutige, sich wiederholende Störungen zu erkennen, die dem Gleichspannungssignal aufgelagert waren (s. Abb. 19). Von einer Peakspitze zur anderen erreichten diese Signale Maximalwerte von 300 mV, gefolgt von einem kleiner werdenden Rauschen über einen Zeitraum von etwa 3  $\mu$ s.



**Abb. 19: Störsignale vor dem Tiefpass**

Durch die Einstellung AC sind nur die Störspannungen aufgezeichnet worden, da der Gleichspannungsanteil durch diese Maßnahme herausgefiltert wird.

Wurde die Messung nach dem Tiefpass durchgeführt, so resultiert das in Abbildung 20 dargestellte Bild. Die Maximalwerte, von einer Peakspitze zur anderen gemessen, betragen nun 60 mV. Des Weiteren konnte eine Verringerung des anschließenden Rauschens beobachtet werden.



**Abb. 20: Störsignale nach dem Tiefpass**

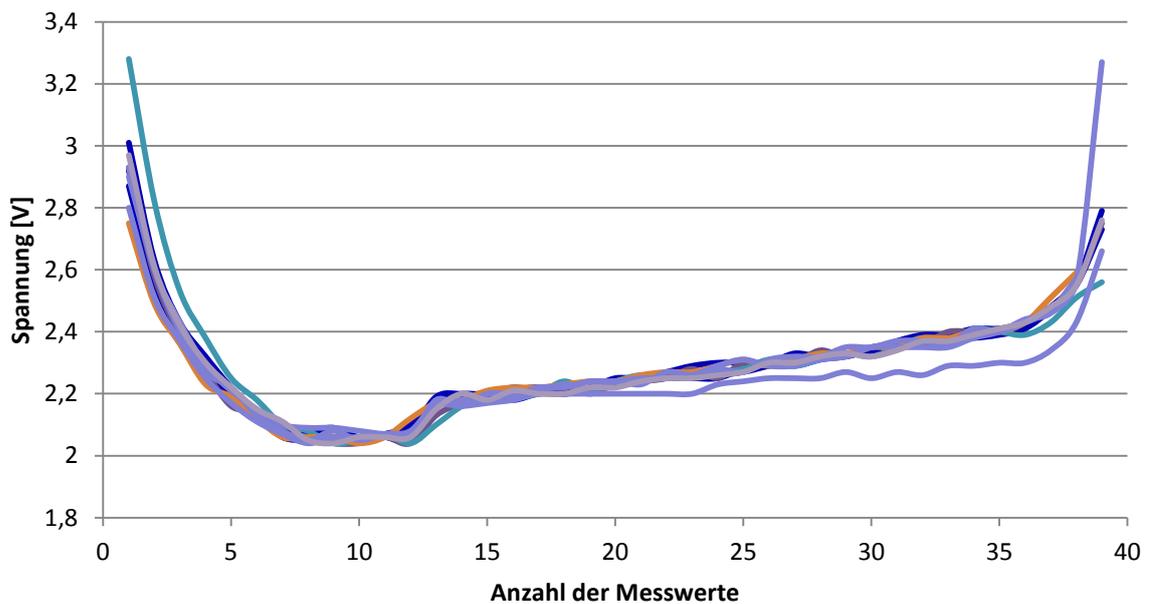
Im Vergleich zum vorher durchgeführten Versuch (s. oben) wurden an den Oszilloskopeinstellungen keine Änderungen vorgenommen. Lediglich die Volteinteilung pro Kästchen wurde um den Faktor 2,5 verkleinert, um das Signal besser darzustellen.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

Da das registrierte Signal im Ruhezustand  $3,40 \text{ V} \pm 1\%$  betrug, wurde  $3,30 \text{ V}$  als Schwellenwert definiert. Wurde dieser auf Grund eines durchlaufenden Probenröhrchens unterschritten, erfolgte das Festhalten der Messwerte.

Die Messwerttabellen der drei ausgewählten Probenröhrchen sind auf der beiliegenden CD einsehbar (s. CD, Messungen, Spannungsabhängiges Messsignal, 3 Probenröhrchen).

Exemplarisch soll hier *Vacurette 9 ml* herangezogen werden.



### Diagramm 1: Messwertverlauf *Vacurette 9 ml*, spannungsabhängig

Die unterschiedlichen Kurven entsprechen jeweils einem Durchlauf des Röhrchens durch den Profils Scanner. Die äußere Form des Untersuchungsobjekts lässt sich an Hand dieser Daten ungefähr erkennen. So zeigt beispielsweise der Anstieg zwischen dem zwölften und vierzehnten Messwert das Ende der Deckelkappe an.

An dem oben abgebildeten Diagramm lässt sich folgender Sachverhalt feststellen: Sowohl im Anfangs- als auch im Endbereich der Messung ist die Streuung der einzelnen Werte am größten. Dieses Phänomen ist auch bei den anderen beiden, hier nicht explizit dargestellten Röhrchen zu erkennen.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

---

Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit wurden Mittelwert und Standardabweichung,

$$x_m = \frac{\sum_{i=1}^n x(i)}{n}, \quad (4.1)$$

$$s = \frac{\sum_{i=1}^n (x(i) - x_m)^2}{n-1}, \quad (4.2)$$

mit

n := Anzahl der Messwerte [-]

x(i) := i-ter Messwert [V]

aus den Messdaten gebildet [9]. Dies zielte darauf ab, den Variationskoeffizienten,

$$v = \frac{s}{x_m}, \quad (4.3)$$

mit

s := Standardabweichung [V]

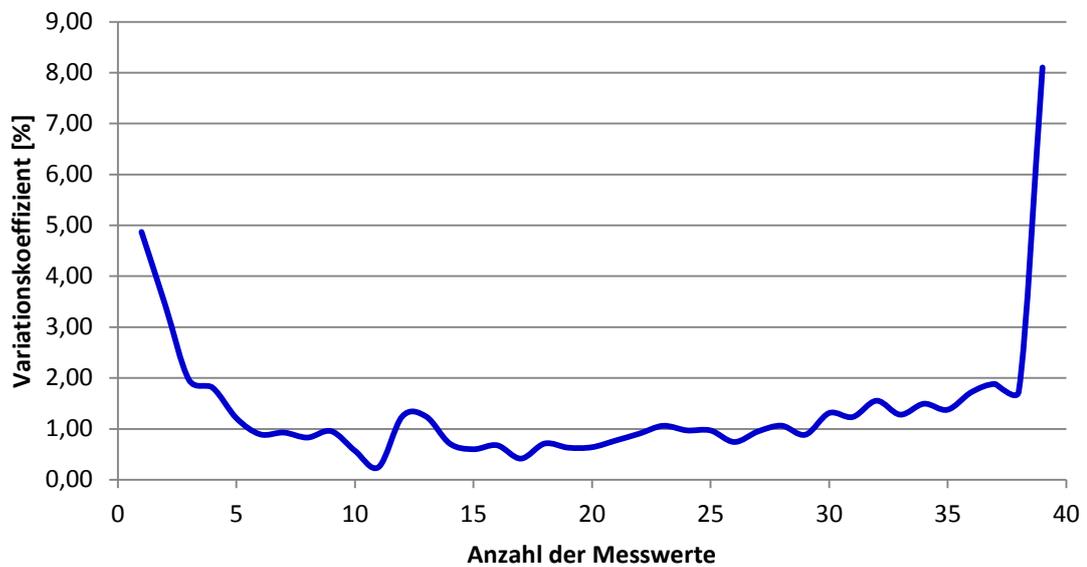
x<sub>m</sub> := Mittelwert [V]

zu bestimmen [10].

Beispielhaft soll hier erneut das Ergebnis der *Vacvette 9 ml* - Röhren herangezogen werden.

In Diagramm 2 sind die errechneten Variationskoeffizienten gegenüber der jeweils zugehörigen Messwertanzahl dargestellt.

Auch hier fällt erneut auf, dass die Variation in dem Anfangs- und Endbereich der Messung am stärksten ausgeprägt ist. Allerdings zeigt sich auch bei dem etwa dreizehnten Messwert ein aus der Umgebung herausragenden Peak.



**Diagramm 2: Verlauf der Variationskoeffizienten *Vacuette 9 ml*, spannungsabhängig**

Der zugehörige Variationskoeffizient zu einer Messwertanzahl ergab sich aus den zehn durchgeführten Einzelmessungen (s. CD, Messungen, Spannungsabhängiges Messsignal, 3 Probenröhrchen).

Um für spätere Messungen einen vergleichbaren Wert zu besitzen, wurde aus den Variationskoeffizienten ein Mittelwert  $v_m$  berechnet. So ergaben sich für die drei Probenröhrchen die in Tabelle 1 gezeigten Ergebnisse:

**Tabelle 1: Gemittelte Variationskoeffizienten, spannungsabhängig**

Röhrchenart	Vacuette 9 ml	Venosafe 8,5 ml	Sarstedt 10 ml
$v_m$ [%]	1,40	1,16	0,92

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

### 4.1.2 Übermittlung des Messsignals per Strom

Erfolgt die Messung vor dem Spannungsteiler bei stromabhängiger Übertragung des Messsignals, so lassen sich wiederholende Störungen erkennen (s. Abb. 21). Von einer Peakspitze zur anderen erreichen diese Signale Werte von 100 mV bis 150 mV. Die Abstände zwischen den einzelnen Störungen erfassen etwa einen Zeitraum von 15  $\mu$ s.

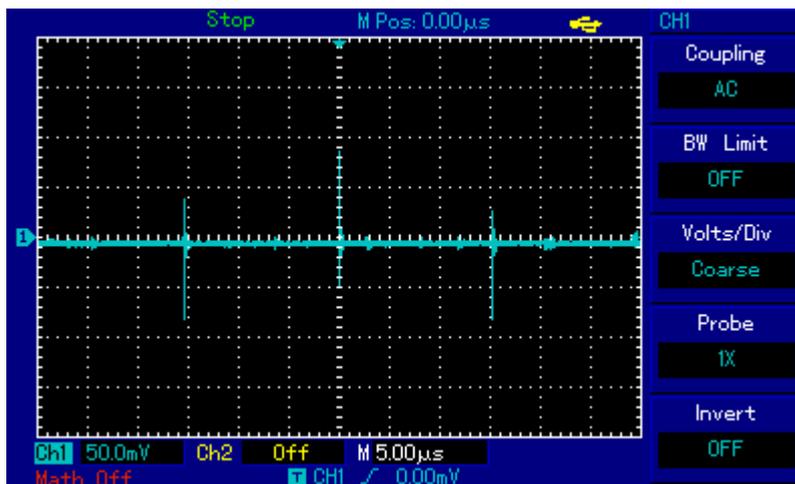


Abb. 21: Störsignale vor dem Spannungsteiler

Bei der Oszilloskopmessung nach dem Spannungsteiler konnten folgende Ergebnisse erzielt werden (s. Abb. 22). Die Maximalwerte von einer Peakspitze zur anderen wiesen nun um die 40 mV auf. Der zeitliche Abstand der Störungen veränderte sich nicht.

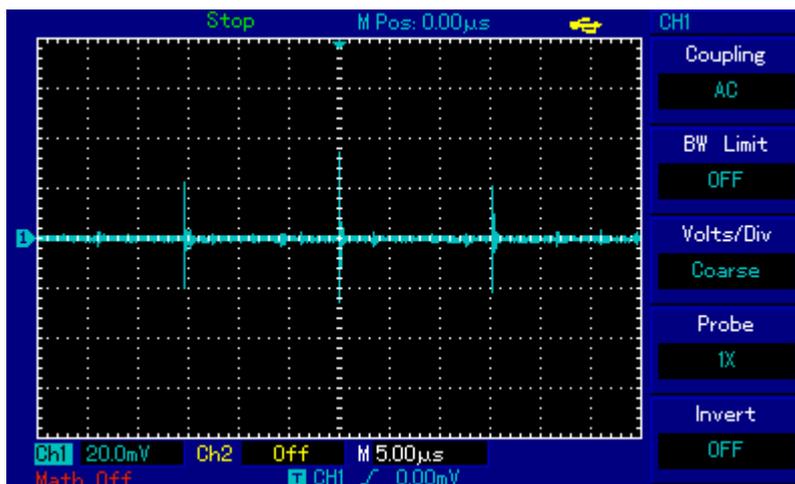


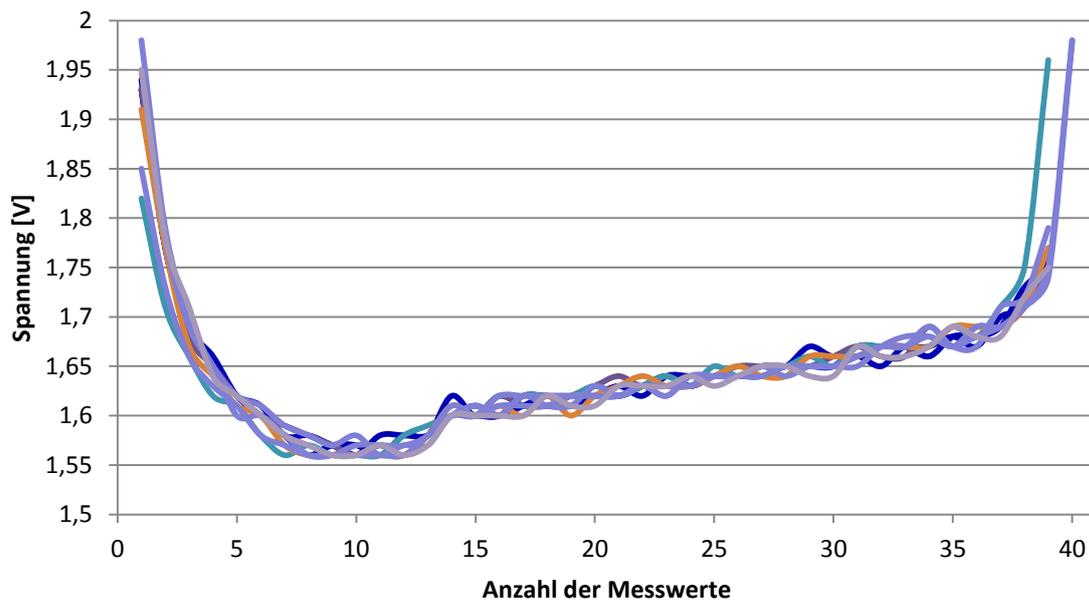
Abb. 22: Störsignale nach dem Spannungsteiler

Die erkennbaren Störungen scheinen auf den ersten Blick das selbe Ausmaß wie in Abb. 21 zu haben. Allerdings hat sich die Volt/Kästchen-Einteilung deutlich verringert (s. unten links).

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

Im Ruhezustand betrug das registrierte Signal  $2,04 \text{ V} \pm 1 \%$ . Bei Unterschreitung von  $2,00 \text{ V}$ , was nur durch ein durchlaufendes Probenröhrchen hervorgerufen werden konnte, wurden die gemessenen Werte aufgezeichnet.

Die Daten zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit an Hand der drei Röhrchen *Vacurette 9 ml*, *Venosafe 8,5 ml* und *Sarstedt 10 ml* sind auf der CD unter Messungen, Stromabhängiges Messsignal, 3 Probenröhrchen hinterlegt. Beispielhaft werden hier wieder die Ergebnisse des erst genannten Röhrchens betrachtet.



**Diagramm 3: Messwertverlauf *Vacurette 9 ml*, stromabhängig**

Jede der oben abgebildeten Kurven ist das Resultat eines Röhrchendurchlaufs durch den Profils Scanner. Die äußere Form des Untersuchungsobjekts lässt sich, abgesehen von den Anfangs- und Endpunkten der Messung, gut erkennen. So nimmt der Röhrchendurchmesser mit Zunahme der Länge minimal ab, was sich hier in der langsam steigenden Spannung widerspiegelt.

Bei den oben abgebildeten Messwerteverläufen fallen zunächst der Anfangs- und Endbereich auf. Der Grund hierfür ist, dass es teilweise einzelne Linien gibt, die deutlich von den anderen separiert sind. Des Weiteren sind im Mittelbereich jeder Kurve kleine Schwankungen zu erkennen.

Diese Beobachtungen lassen sich nicht nur bei *Vacurette 9 ml* feststellen, sondern bei allen drei geprüften Röhrchen, so dass der Grund hierfür in der Art der Messung zu finden sein muss.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

Um den Einfluss äußerer Faktoren auf die Messung festzustellen, wurde zum einen ein Karton über die Versuchsapparatur gestülpt, um den Sensor des Profilschanners vor ungewolltem Lichteinfall zu schützen. Wie in Tabelle 2 (s. CD, Messungen, Einfluss äußerer Faktoren) an Hand der gemittelten Variationskoeffizienten ersichtlich ist, hat dies in zwei Fällen zu einer kleinen Verbesserung geführt, in einem zu einer Verschlechterung.

Zum anderen wurde die Reflexionsoberfläche des Schiebers modifiziert. Hier zeigt sich im Vergleich, dass mit *PTFE* im Gegensatz zu Papier bessere Ergebnisse erzielt werden können, mit der Ausnahme des 9 ml - Röhrchens. Jedoch konnte auch hier keine überzeugende Verbesserung der Messung erreicht werden.

**Tabelle 2: Gemittelte Variationskoeffizienten, stromabhängig**

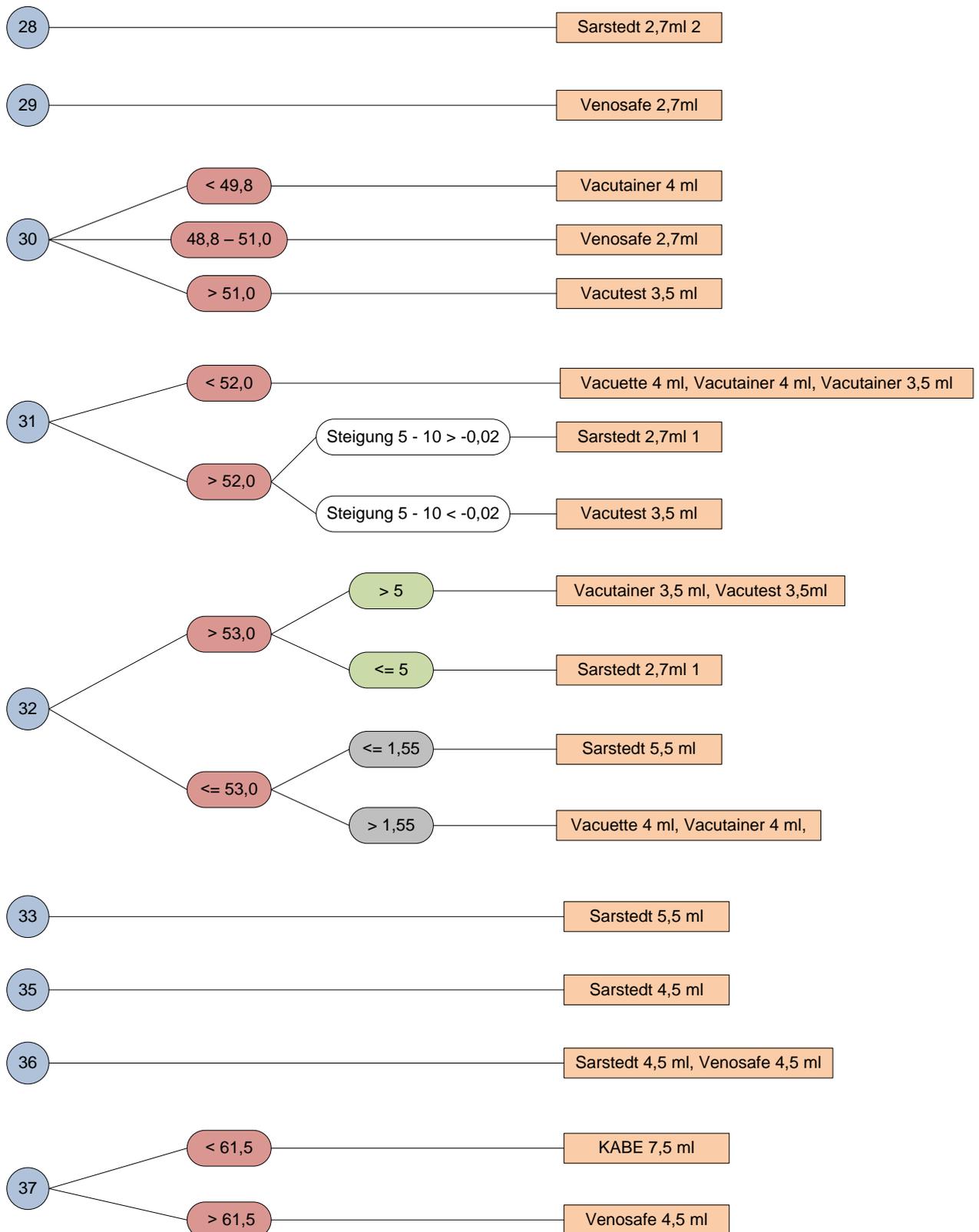
<b>Röhrchenart</b>	Vacuette 9 ml	Venosafe 8,5 ml	Sarstedt 10 ml
<b>v<sub>m</sub> [%] ohne Karton</b>	0,62	0,61	0,62
<b>v<sub>m</sub> [%] mit Karton</b>	0,55	0,62	0,49
<b>v<sub>m</sub> [%] mit Papier</b>	0,54	0,80	0,64
<b>v<sub>m</sub> [%] mit PTFE</b>	0,58	0,71	0,53

Nachdem jedes zu erkennende Probenröhrchen zehn Mal vermessen wurde, erfolgte aus diesen Daten (s. CD, Messungen, Vermessung aller Röhrchen) das Festlegen der Parameter zur Identifikation. Hierzu zählte beispielsweise die Länge eines Röhrchens, die durch die Anzahl der aufgenommenen Messwerte definiert wurde. Durch Kombination aller Parameter konnte so ein System zur Zuordnung entworfen werden (s. Anhang, Systeme zur Identifikation, Vermessung aller Röhrchen).

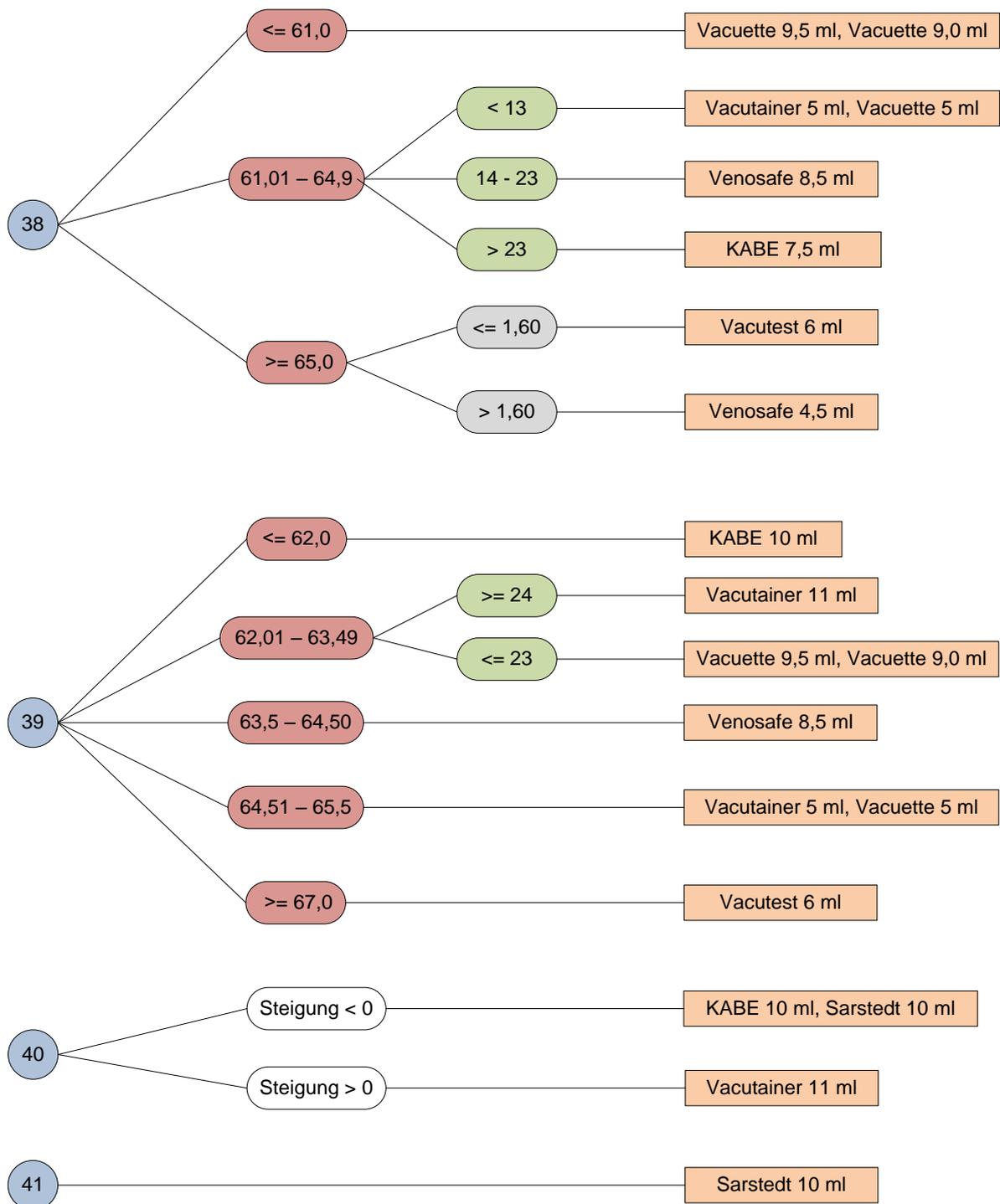
Dieses wurde einer ersten Prüfung unterzogen und aus den Daten (s. CD, Messungen, Prüfung 1) ein verbessertes System abgeleitet (s. Anhang, Systeme zur Identifikation, Prüfung 1), bevor sich eine zweite Prüfung anschloss (s. CD, Messungen, Prüfung 2). Das Ergebnis jener ist auf den nächsten Seiten abgebildet.

Wie an Hand der folgenden Abbildung deutlich zu erkennen ist, konnten nicht alle Röhrchen mit verschiedenen Volumina eindeutig identifiziert werden. Hierzu zählen beispielsweise *Vacuette 9 ml* und *Vacuette 9,5 ml*.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung



## Ergebnisdarstellung und Auswertung



**Abb. 23: System nach zweiter Prüfung**

Zu sehen ist das System, was sich aus der Kombination der einzelnen Parameter ergibt, um die Probenröhrchen gemäß ihrer Volumina zu identifizieren. Parameter bezogen auf die gelieferten Messwerte waren: Länge, Summe, Anzahl Werte < 1,63, Minimum und der Röhrchenname.

### 4.1.3 Maßstabsanpassung

Nachdem alle Probenröhrchen jeweils zehn Mal vermessen wurden (s. CD, Messungen, Vermessung aller Röhrchen 1000 Hz), ließ sich erkennen, dass im Vergleich zu vorherigen Messungen mehr Werte pro Röhrchendurchlauf aufgenommen wurden. Die gemittelten Variationskoeffizienten (s. Tab. 3) von den drei ausgesuchten Proben liegen wieder im Bereich von 0,60 %.

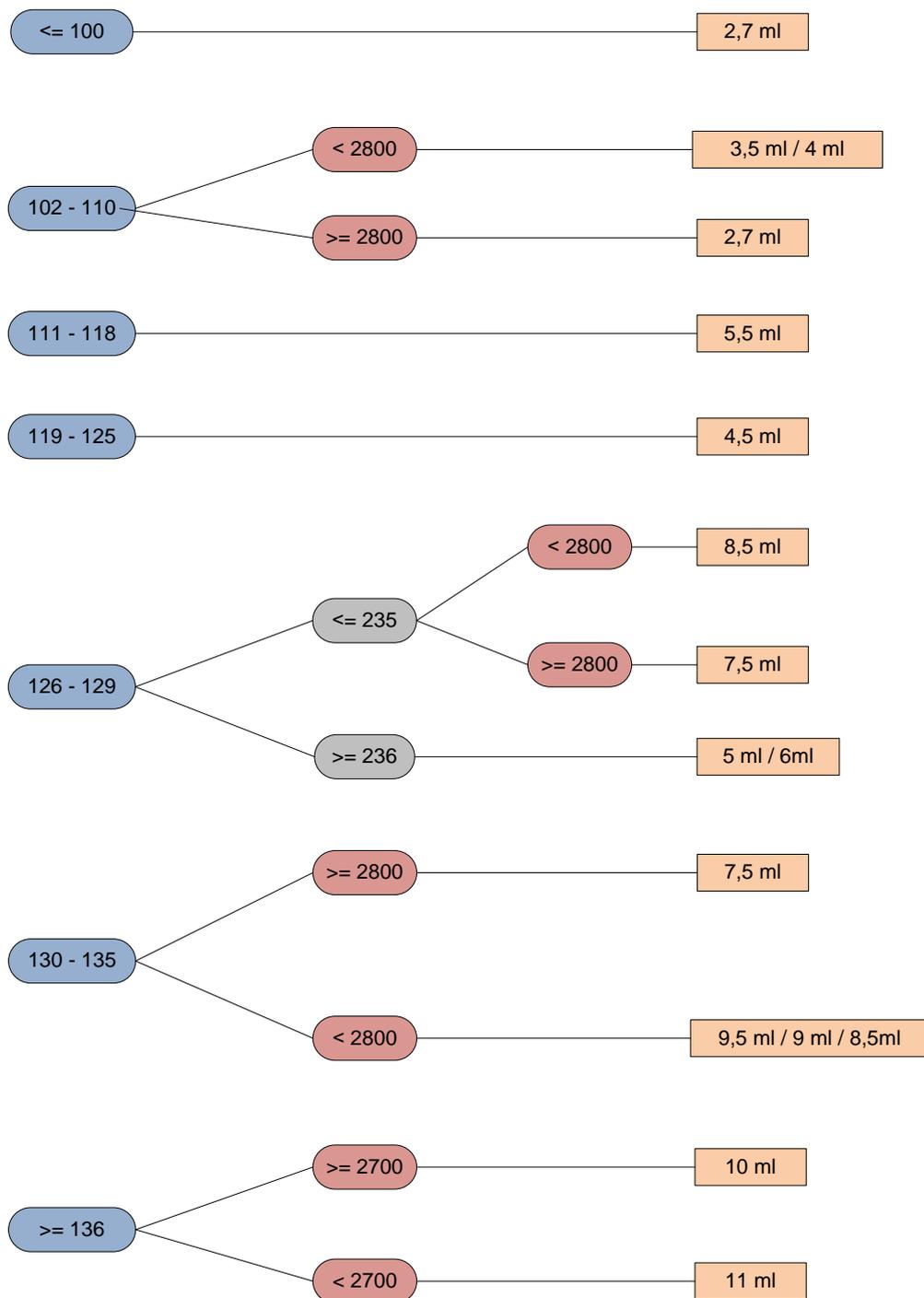
**Tabelle 3: Gemittelte Variationskoeffizienten, Scale-Up**

Röhrchenart	Vacuette 9 ml	Venosafe 8,5 ml	Sarstedt 10 ml
$v_m$ [%]	0,59	0,64	0,55

Aus den erhaltenen Daten wurde erneut durch Kombination der Parameter ein System zur Identifikation erstellt (s. Anhang, Systeme zur Identifikation, Vermessung aller Röhrchen 1000 Hz), welches einer ersten Prüfung unterzogen und verbessert wurde (s. CD, Messungen, Prüfung 1 1000 Hz). Es schloss sich eine zweite Prüfung an (s. CD, Messungen, Prüfung 2, 1000 Hz), durch die das System getestet werden sollte. Letzteres ist in Abb. 24 zu sehen. Auch in diesem Fall ließen sich nicht alle Volumina eindeutig voneinander trennen. Des Weiteren ist es auffällig, dass weniger Parameter zur eindeutigen Zuordnung benötigt werden und so ein übersichtlicheres System entsteht.

Die Ergebnisse der Versuchsreihe, bei der jeweils zehn Exemplare der gleichen Röhrchenart geprüft wurden, sind auf der CD unter Messungen, Prüfung 3 10 verschiedene Röhrchen gleicher Art einsehbar. Hierbei wurde jede getestete Probe dem richtigen Volumen zugeordnet.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung



**Abb. 24: System nach zweiter Prüfung 1000 Hz**

Parameter bezogen auf die gelieferten Messwerte waren: Länge, Summe der ersten zehn Messwerte, Minimum und der Röhrenname.

## 4.2 Messung des Gewichts mit DMS

### 4.2.1 Unveränderter Halter

Die Widerstandsmessung an dem oberen Dehnungsmessstreifen im unbelasteten Zustand ergab  $120,0 \Omega$ . Der untere wies hingegen  $120,1 \Omega$  auf.

Das Ergebnis der Spannungsmessungen zwischen den verschiedenen Punkten des Versuchsaufbaus im Ruhezustand ist in Tabelle 4 zusammengefasst.

**Tabelle 4: Spannungsmessung Ruhezustand, unveränderter Halter**

Messpunkte	B-GND	A-GND	A-B	$U_A$
U [V]	2,048	2,048	0,0	0,0

Beim Auflegen des leeren Probenröhrchens auf den Halter konnte zwischen dem Punkt A und GND keine Spannungsänderung beobachtet werden. Der Spannungswert wies nach wie vor  $2,048 \text{ V}$  auf. Das gleiche Resultat wurde mit der befüllten Probe erreicht. Auch hier erfuhren die  $2,048 \text{ V}$  keine Änderung. Ebenso verhielt es sich in beiden Fällen mit der Spannung am Ausgang, die nach wie vor  $0,0 \text{ V}$  betrug.

### 4.2.2 Modifizierte Halterung

Die Überprüfung der Widerstände der Dehnungsmessstreifen im Ruhezustand ergab für den oberen  $119,3 \Omega$ , für den unteren  $118,1 \Omega$ .

In Tabelle 5 sind die Resultate der verschiedenen Spannungsmessungen aufgelistet. Zu diesem Zeitpunkt fand noch keine Belastung des Halters statt.

**Tabelle 5: Spannungsmessung Ruhezustand, Veränderter Halter**

Messpunkte	B-GND	A-GND	A-B	$U_A$
U [V]	2,047	2,035	0,012	0,750

Sowohl die Belastung des Halters mit dem leeren  $11 \text{ ml}$  - Probenröhrchen, als auch mit dem befüllten rief keine Änderungen der Spannung hervor. Zwischen dem Punkt A und GND lagen nach wie vor  $2,035 \text{ V}$  an, genauso wie am Ausgang  $0,750 \text{ V}$  messbar waren.

Bei Auflage des Bohrers auf die Halterung konnte eine Abnahme der Spannung bei A-GND auf  $2,034 \text{ V}$  verzeichnet werden. Zwischen B und GND wurde keine Änderung registriert, es waren immer noch  $2,047 \text{ V}$  nachweisbar. Am Ausgang stieg die Spannung um  $0,010 \text{ V}$  auf  $0,760 \text{ V}$  an.

## 4.3 Messung des Gewichts mit Piezosensor

### 4.3.1 Hängende Sensorausrichtung

Die Ergebnisse der verschiedenen Spannungsmessungen sowohl im Ruhezustand als auch unter unterschiedlichen Belastungen sind der Tabelle 6 zu entnehmen. An Hand dieser lässt sich erkennen, dass mit zunehmender Belastung auch die vom Sensor gelieferte Spannung ansteigt.

Tabelle 6: Spannungsmessung Ball-Down-Orientierung

Belastung / Messpunkte	A-B [mV]	U <sub>A-GND</sub> [V]
Ruhezustand	0,5	2,540
11 ml-Probe, leer	1,1	2,547
11 ml-Probe, befüllt	1,8	2,554

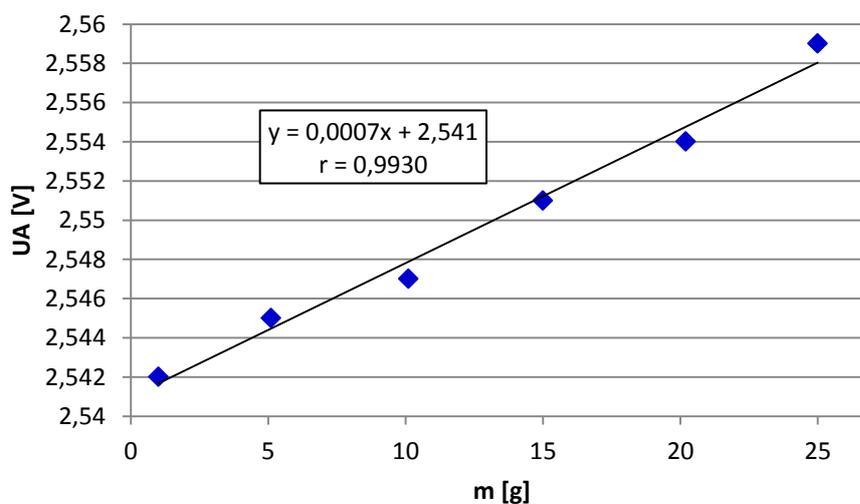


Diagramm 4: Kalibriergerade, Ball-Down-Orientierung

Unterhalb der Geradengleichung ist zusätzlich der Korrelationskoeffizient angegeben, um eine Einschätzung zu ermöglichen, inwiefern die Messpunkte auf der Ausgleichsgeraden liegen.

Die Daten, auf denen die Kalibriergerade beruht (s. Diagramm 4), befinden sich im Anhang (s. Messergebnisse, Ball-Down-Orientierung). Zur Erstellung der eben genannten wurde das Verfahren der linearen Regression angewendet. Die hieraus resultierende Geradengleichung ist ebenfalls in der Grafik dargestellt.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

Die erhaltene Geradengleichung wird anschließend nach  $x$  umgestellt,

$$x = \frac{y - 2,541}{0,0007}, \quad (4.4)$$

mit

$x$  := Masse der Probe [g]

$y$  := Ausgangsspannung [V]

um auf diesem Weg aus der gemessenen Spannung auf das Gewicht schließen zu können.

Die mit Hilfe der Analysenwaage festgestellten Gewichte der leeren Probenröhrchen sind im Anhang unter Messergebnisse, Bestimmung Röhrchenleergewicht einzusehen.

Bei der Untersuchung der Proben gleicher Art zeigte sich, dass die erhaltenen Werte von *Vacurette 4 ml* und *Vacurette 9,5 ml* um weniger als 1 % vom gemittelten Messwert schwankten. Bei *Sarstedt 10 ml* waren es hingegen weniger als 2 %.

**Tabelle 7: Überprüfung Kalibriergerade, Ball-Down-Orientierung**

Röhrchenname	$m_{\text{Analysenwaage}}$ [g]	$U_A$ [V]	$m_{\text{Rechnung}}$ [g]	Abweichung [%]
BD Vacutainer 3,5 ml	6,9462	2,546	7,14	+ 2,79
Sarstedt 10 ml	6,4063	2,545	5,71	- 10,87
Vacurette 9,5 ml	9,7358	2,548	10,00	+ 2,71
Sarstedt 2,7 ml Nr. 1	3,6230	2,544	4,29	+ 18,41

Bei der Überprüfung der Kalibriergeraden konnten die in Tabelle 7 dargestellten Resultate erreicht werden. Hinsichtlich der Berechnung der Gewichte fällt auf, dass die erhaltenen Ergebnisse teilweise um fast 20 % von dem eigentlichen Wert abweichen. Auch treten diese Schwanken sowohl in positiver, als auch in negativer Richtung auf, so dass diesbezüglich keine allgemeingültige Tendenz vorherrscht.

# Ergebnisdarstellung und Auswertung

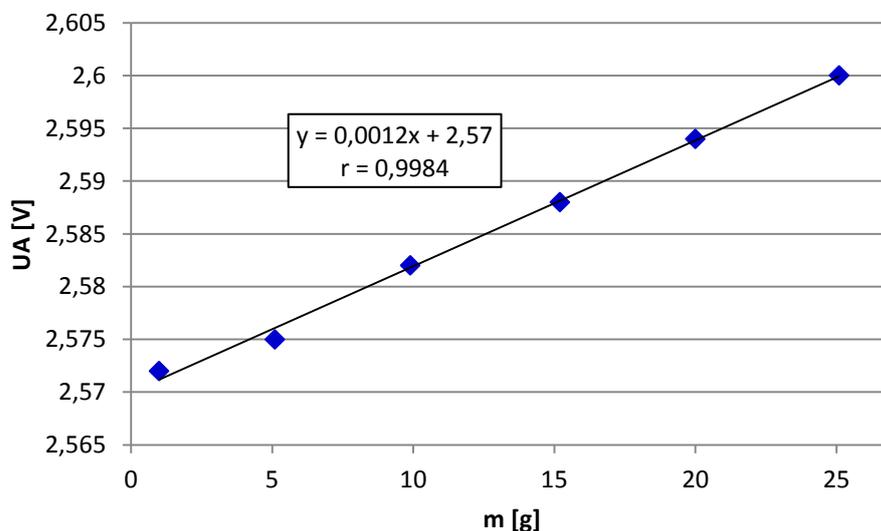
## 4.3.2 Ball-Up-Orientierung

Wie in Tabelle 8 zu erkennen ist, steigt auch hier die über den Ausgängen des Sensors gemessene Spannung proportional zur Belastung an. Ebenso verhält es sich mit der am Ausgang des Verstärkers gemessenen Spannung, die sich parallel zu der vom Piezoelement gelieferten verändert.

**Tabelle 8: Spannungsmessung Ball-Up-Orientierung**

Belastung / Messpunkte	A-B [mV]	U <sub>A-GND</sub> [V]
Ruhezustand	0,7	2,570
11 ml-Probe, leer	1,9	2,581
11 ml-Probe, befüllt	3,2	2,594

Mit Hilfe der linearen Regression wurde erneut eine Kalibriergerade erstellt (s. Diagramm 5). Die hierfür verwendeten Daten sind im Anhang unter Messergebnisse, Ball-Up-Orientierung abgelegt. Als zusätzliche Angabe ist unter der Geradengleichung der Korrelationskoeffizient  $r$  abgebildet, mit dessen Hilfe die Güte der Ausgleichsgeraden festgestellt werden kann.



**Diagramm 5: Kalibriergerade, Ball-Up-Orientierung**

Bei der in dem Kasten angegebenen, oberen Information handelt es sich um die Gleichung der Ausgleichsgeraden, mit der im weiteren Verlauf die Gewichtsbestimmung erfolgt.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

Um aus einer gemessenen Spannungsangabe auf das Gewicht schließen zu können, wurde die aufgestellte Geradengleichung erneut nach  $x$ ,

$$x = \frac{y - 2,570}{0,0012}, \quad (4.5)$$

mit

$x$  := Masse der Probe [g]

$y$  := Ausgangsspannung [V]

umgestellt.

Bei dem anschließenden Versuch, der auf die Überprüfung des Systems abzielte, konnten die unten zu erkennenden Ergebnisse erhalten werden (s. Tab. 9). An Hand jener wird deutlich, dass die größte prozentuale Abweichung zum wahren Gewichtswert erneut beim kleinsten Probenröhrchen liegt, also im unteren Endbereich der Gerade.

Auch lässt sich keine allgemeine Tendenz der prozentualen Überschreitung in positive oder negative Richtung feststellen. Des Weiteren ist es auffällig, dass die beiden Proben *Sarstedt 10 ml* und *BD Vacutainer 3,5 ml* trotz eines Unterschieds von etwa 0,5 g laut Berechnung das gleiche Gewicht aufweisen.

**Tabelle 9: Überprüfung Kalibriergerade, Ball-Up-Orientierung**

Röhrchenname	$m_{\text{Analysenwaage}}$ [g]	$U_A$ [V]	$m_{\text{Rechnung}}$ [g]	Abweichung [%]
BD Vacutainer 3,5 ml	6,9462	2,578	6,67	- 3,98
Sarstedt 10 ml	6,4063	2,578	6,67	+ 4,12
Vacuette 9,5 ml	9,7358	2,582	10,00	+ 2,71
Sarstedt 2,7 ml Nr. 1	3,6230	2,575	4,17	+ 15,10

## 4.4 Erfassung des Füllstands

### 4.4.1 Anwendung *Füllstandsmessung*

Das System zur Identifikation, welches erneut erstellt werden musste, ist im Anhang unter Systeme zur Identifikation, Füllstandsmessung abgebildet. Die hierfür aufgenommenen Daten, auf denen die Zuordnung beruht, befinden sich auf der CD (s. Messungen, Vermessung aller Röhren nach Abstandsänderung). Die Prüfung des Systems (s. CD, Messungen, Prüfung nach Abstandsänderung) ergab eine korrekte Erkennung jedes Volumens, mit einer einzigen Ausnahme.

Um von einem Gewicht auf einen vom Datalogger ausgesendeten Wert zu schließen, wurde eine Kalibriergerade erstellt (s. Diagramm 6), deren Geradengleichung

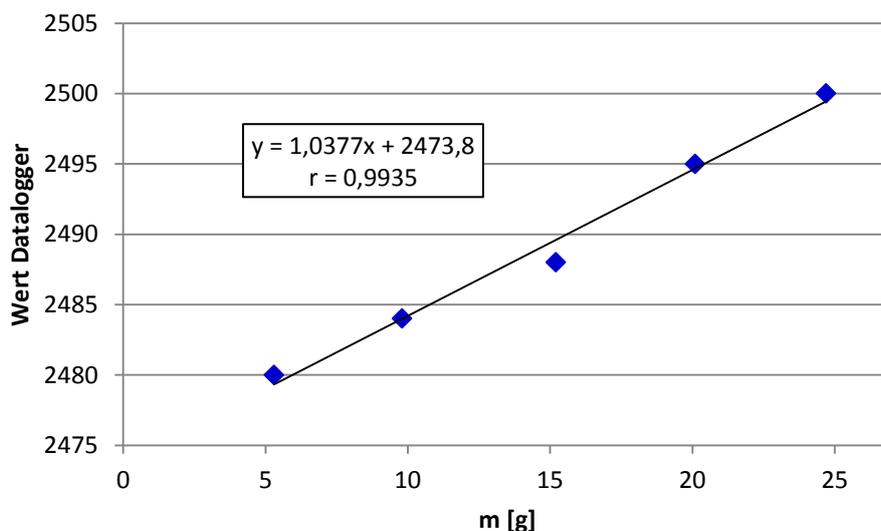
$$y = 1,0377x + 2483,8 \quad (4.6)$$

mit

x := Berechnete Grenzmasse der Probe [g]

y := Vom Datalogger ausgesendeter Wert [-]

in das Programm integriert wurde. Die Daten, auf denen die Funktion beruht, befinden sich im Anhang unter Messergebnisse, Füllstandsmessung.



**Diagramm 6: Kalibriergerade, Füllstandsmessung**

Die für die Kalibriergerade aufgenommenen Werte des Dataloggers sind gemittelt, da die Anzeige des Felds *Momentanwert Gewicht* stetig schwankte.

### 4.4.2 Überprüfung der Gesamtentwicklung

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse des Testdurchlaufs mit verschiedenen Toleranzgrenzen aufgelistet. Da das 7,5 ml - Röhren bis zum Sollfüllstand gefüllt war, hätte der Füllstandsstatus immer als ausreichend deklariert werden müssen. An Hand der Ergebnisse zeigt sich jedoch, dass dies bei keiner der Versuchsreihen bei allen fünf Tests der Fall gewesen ist. Ferner lässt sich keine eindeutige Tendenz ableiten, dass durch eine Vergrößerung des Toleranzbereichs häufiger ein korrekter Status angezeigt wird. Allerdings wurde jedes Mal das richtige Volumen identifiziert.

**Tabelle 10: Überprüfung Füllstandsstatus 7,5 ml, ideal gefüllt**

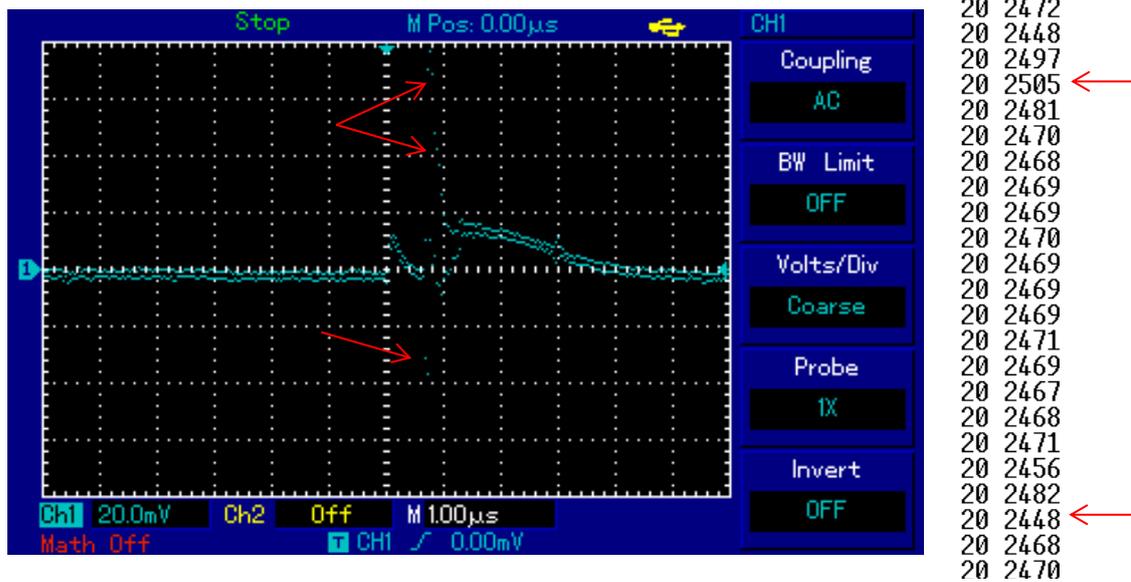
Toleranz [%]	Korrektur Füllstandsstatus
10	1 / 5
20	2 / 5
30	1 / 5
40	2 / 5
50	4 / 5

### 4.4.3 Veränderter Versuchsaufbau

Vor Einbau des Tiefpasses lässt sich an Hand des Oszilloskopmessung erkennen, dass dem Signal ein sich wiederholendes Rauschen in Wellenform überlagert ist (s. Abb. 25). Dies wird für die Schwankungen der Werte verantwortlich sein, die um  $2477 \pm 2 \%$  streuen.

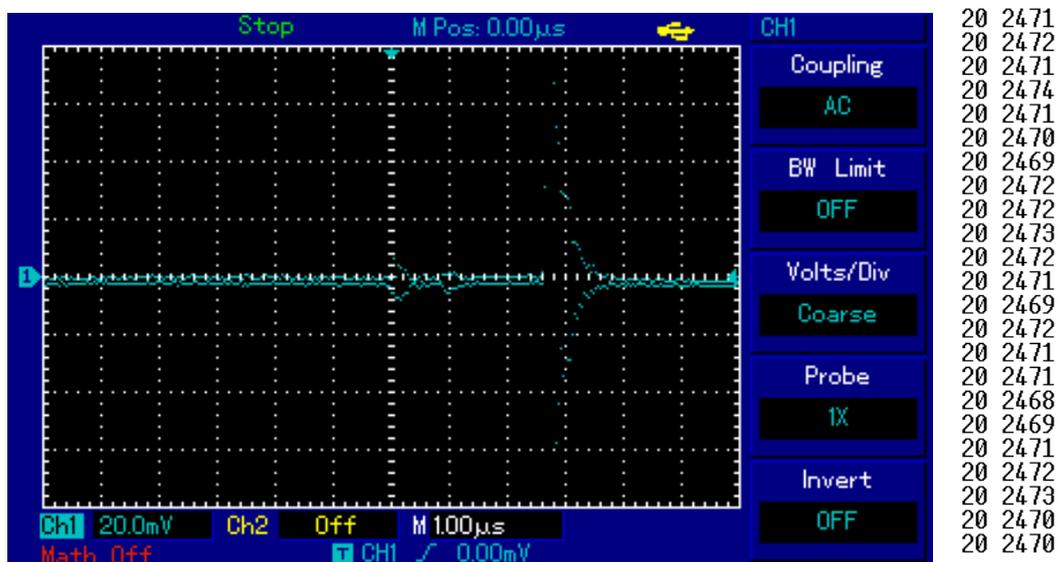
Nachdem der Tiefpass in die Schaltung integriert worden war, konnten folgende Beobachtungen festgehalten werden. Die Breite des Rauschens nahm von ca.  $3,5 \mu\text{s}$  auf etwa  $1 \mu\text{s}$  ab (Vgl. Abb. 25 mit Abb. 26). Jedoch blieb die Höhe der vereinzelt auftretenden Punkte mit  $70 \text{ mV}$  konstant.

An Hand des Auszugs des HyperTerminals ließ sich erkennen, dass die Werte in einem kleineren Bereich von  $2471 \pm 0,1 \%$  schwankten (s. Abb. 26).



**Abb. 25: Rauschen vor Einbau des Tiefpasses**

Beim Bild des Oszilloskops fallen besonders die vereinzelt, abseits liegenden Punkte auf (s. links, Pfeile). Bei den Werten des Hyperterminals lassen sich ebenfalls einzelne, starke Abweichungen erkennen (s. rechts, Pfeile). Bei der voranstehenden zwanzig handelt es sich um die Kanalnummer.



**Abb. 26: Rauschen nach Einbau des Tiefpasses**

Sowohl die Volt/Kästchen-Einteilung, als auch die Zeit/Kästchen-Einteilung haben sich im Vergleich zu Abb. 25 nicht geändert, so dass ein direkter Vergleich der beiden möglich ist.

## Ergebnisdarstellung und Auswertung

---

In den folgenden Tabellen sind die Ergebnisse der verschiedenen Testdurchläufe mit unterschiedlichen Toleranzgrenzen, Füllständen und Röhrchen dargestellt. Lag das Volumen innerhalb der Toleranzgrenze, so hätten alle fünf Einzelversuche als ausreichend angezeigt werden müssen. Bei einer Unterschreitung des Füllstands hätte dementsprechend keines der fünf Ergebnisse als ausreichend deklariert werden dürfen.

**Tabelle 11: Zweite Überprüfung Füllstandsstatus 7,5 ml, ideal gefüllt**

<b>Toleranz [%]</b>	<b>Korrektter Füllstandsstatus</b>
10	5 / 5
20	5 / 5
30	5 / 5
40	5 / 5
50	5 / 5

**Tabelle 12: Überprüfung unter verschiedenen Bedingungen**

<b>Röhrchenname</b>	<b>Füllstand [ml]</b>	<b>Toleranzgrenze [%]</b>	<b>Korrektter Füllstandsstatus</b>
KABE 7,5 ml	6	10	4 / 5
Sarstedt 5,5 ml	5,5	10	5 / 5
Sarstedt 5,5 ml	4	10	5 / 5
Sarstedt 5,5 ml	5	10	4 / 5

# 5 Ergebnisdiskussion

## 5.1 Identifikation der Probenröhrchen

Wie an Hand der Oszilloskopbilder zu erkennen ist, haben sich die Störungen nach dem Tiefpass im Vergleich zu vorher etwa um den Faktor fünf verkleinert. Hieraus wird ersichtlich, dass der Tiefpass seine Funktion erfolgreich erfüllt. Im Rückschluss bedeutet dies ebenso, dass es sich bei den Störungen um hochfrequente handeln muss, da sonst ein Großteil nicht zurückgehalten werden würde.

Zur Auswertung wurde der Variationskoeffizient, bzw. der Mittelwert aller Koeffizienten herangezogen, da es sich hierbei um ein dimensionsloses, relatives Streuungsmaß handelt [10]. Dies bietet den Vorteil, dass alle, auch zukünftig durchgeführten Messungen, miteinander vergleichbar sind. Würde sich beispielsweise der Abstand zwischen Schieber und Sensor im Profils Scanner vergrößern, so würden sich auch die gelieferten Werte vergrößern und folglich auch die Standardabweichungen.

Sowohl beim Messwertverlauf, als auch beim Verlauf der Variationskoeffizienten ließ sich feststellen, dass die Streuung im Anfangs- und Endbereich der Messung am stärksten war. Dies war zu erwarten, da der Schieber in diesen Teilen des Röhrchens den größten Niveauunterschied zurücklegt. Dort reicht bereits eine Differenz von einem Bruchteil einer Sekunde aus, um sehr ungleiche Messwerte zu registrieren. Weil die Messwertaufnahme nie an demselben Punkt eines Röhrchens stattfindet, ist davon auszugehen, dass auch bei einem verbesserten Versuchsaufbau Anfang und Ende die kritischen Untersuchungsbereiche sein werden.

Das gleiche Problem, dass die Streuung zunimmt, wenn der Schieber in kurzer Zeit große Wege zurücklegt, kann auch an anderer Stelle beobachtet werden. Wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt, ist beim Verlauf der Variationskoeffizienten etwa beim dreizehnten Messwert einen Peak zu finden. Beim Vergleich mit dem Diagramm des Messwertverlaufs zeigt sich, dass in diesem Bereich die Deckelkappe endet. Schon der Höhenunterschied von nur einem Millimeter führt in Verbindung mit der Tatsache, dass nie an denselben Punkten eines Röhrchens gemessen wird, zu einer erkennbar erhöhten Streuung.

## Ergebnisdiskussion

---

Der Spannungsteiler im Aufbau des stromabhängigen Messsignals dient in erster Linie dazu, dass Signal in eine Spannungsform zu überführen, da der Datalogger nur diese registrieren kann. Gemäß dem Ohm'schen Gesetz  $U = R \cdot I$  ist die über dem zweiten Widerstand gemessene Spannung immer dem ankommenden Strom proportional, da  $R_2$  konstant ist [11]. Wie an Hand der Oszilloskopbilder zu erkennen ist, führt der Spannungsteiler jedoch auch zu einer Verringerung der Störungen um etwa den Faktor drei.

Beim Versuch, die äußeren Einflüsse auf die Messung abzuschätzen, zeigen die Ergebnisse ein eindeutiges Bild. Die Abdeckung mittels des Kartons führte zu keiner signifikanten Verbesserung, was an Hand der Informationen im Datenblatt des photoelektrischen Näherungssensors (s. CD, Datenblätter, Abstandssensor) bereits zu erwarten war. Die dortige Fremdlichtgrenze für Halogenlicht, unter der ein sicherer Betrieb des Geräts gewährleistet wird, ist mit 5000 lx angegeben. Bei der Schätzung der Beleuchtungsstärke [12] des Raums, in dem die Versuche stattfanden, lautet das Ergebnis deutlich weniger als 5000 lx (s. Anhang, Berechnungen, Abschätzung der Beleuchtungsstärke). Eine Abdeckung der Messapparatur hat demnach keine Wirkung, da keine störenden Lichteinflüsse existieren, die es auszuschließen gilt.

Ebenso führten auch die verschiedenen Modifikationen der Klappenoberfläche zu keiner eindeutigen Verbesserung der Messergebnisse. Der Grund hierfür lässt sich wiederum in den Angaben des Herstellers finden (s. CD, Datenblätter, Abstandssensor). Dort wird der Schaltabstand des Sensors als „unabhängig von Farbe und Struktur der Objektoberfläche“<sup>1</sup> beschrieben. Die Unterschiede in den gemittelten Variationskoeffizienten aus Tabelle 2 sind somit höchstwahrscheinlich in den Bereich der normalen Schwankungsbreite einzurechnen.

Bei der Entscheidung, ob das Messsignal per Strom oder Spannung übertragen werden soll, gibt es auf beiden Seiten Vor- und Nachteile. Gegen den Strom spricht beispielsweise die Tatsache, dass in den Oszilloskopbildern mehrere Störungen zu erkennen waren. Aus diesem Grund waren auch in den einzelnen Kurvenverläufen kleine Schwankungen zu verzeichnen. Als Vorteil ist jedoch der Umstand zu nennen, dass die Stärke der Störungen im Vergleich zur spannungsabhängigen Übertragung viel geringer ausfielen und auch die gemittelten Variationskoeffizienten nur etwa halb so groß waren. Letzteres war der ausschlaggebende Punkt alle weiteren Untersuchungen mit einem Messsignal, welches per Strom übertragen wird, durchzuführen.

<sup>1</sup> Contrinex Datenblatt LA – 3130 – 119, Seite 1

## Ergebnisdiskussion

An Hand der Ergebnisse der zweiten Prüfung (s. CD, Messungen, Prüfung 2) wird ersichtlich, dass mit den ausgewählten Parameter und dem aufgestellten System eine Identifikation der Probenröhrchen möglich ist. Des Weiteren wurde kein Volumen fälschlicherweise einem anderen zugeordnet, das größer oder kleiner als 10 % des eigentlichen Volumens war.

Allerdings konnten nicht alle verschiedenen Volumina erfolgreich voneinander unterschieden werden.

Dies lag zum einen daran, dass beispielsweise die Probenröhrchen zur Serumanalyse über ein Trenngel verfügen, welches bei einer späteren Zentrifugation als Barriere zwischen Serum und restlichen Blutbestandteilen fungieren und Kontaminationen verhindern soll [13]. So besitzt das *Vacutainer 3,5 ml* - Röhrchen ein solches Trenngel, durch dessen Zusatz sich das Gesamtvolumen auf 4 ml erhöht und folglich eine Unterscheidung unter diesen Gesichtspunkten unmöglich macht (s. Abb. 27).

Zum anderen wies die 9,5 ml - Probe von Vacuette am Röhrchenende Aufsätze auf, durch welche die äußere Form nicht von dem 9,0 ml-Volumen zu unterscheiden war (s. Abb. 27).



**Abb. 27: Problemröhrchen**

Von oben nach unten abgebildet sind: *Vacutainer 4 ml*, *Vacutainer 3,5 ml*, *Vacuette 9,5ml* und *Vacuette 9 ml*.

Im unteren Teil des 3,5 ml-Röhrchens ist das Trenngel zu erkennen, währenddessen man beim dritten die formverändernden Aufsätze sieht.

## Ergebnisdiskussion

---

Nach erfolgreichem Scale-Up lagen die Variationskoeffizienten nach wie vor im Bereich von 0,60%. Somit wurden die möglichen Auswirkungen der Erhöhung der Förderbandgeschwindigkeit erfolgreich durch den Einsatz des anderen Dataloggers ausgeglichen. Wäre dies nicht der Fall gewesen, so hätte der Variationskoeffizient deutlich ansteigen müssen, da durch die langen Abtastzyklen im Verhältnis zur schnelleren Geschwindigkeit immer an unterschiedlichen Punkten der Proben gemessen werden würde.

Dass im Gegensatz zu den vorherigen Messungen mehr Werte pro Röhrchendurchlauf aufgenommen wurden, wird höchstwahrscheinlich darauf zurückzuführen sein, dass der neue Datalogger über eine schnellere Abtastrate als die geforderten 7,4 ms verfügt. Überprüft man dies durch eine Rechnung (s. Anhang, Berechnungen, Abtastrate Datalogger II) so lautet das Ergebnis in der Tat ca. 2,2 ms.

Diese erhöhte Anzahl von Messwerten kann auch der Grund dafür sein, dass weniger Parameter zur Identifikation benötigt wurden. Durch die näher beieinander liegenden Abtastpunkte konnten Unterschiede zwischen den einzelnen Röhrchenarten registriert werden, die unter den vorherigen Versuchsbedingungen übersprungen oder zumindest nicht reproduzierbar aufgenommen wurden.

Trotz dieser Verbesserung konnten nicht alle Volumina eindeutig voneinander getrennt werden. Die Gründe hierfür sind dieselben, die auf der vorherigen Seite angegeben wurden. Folglich lässt sich vermuten, dass mit dieser Art der Identifikation ohne weitere Applikationen keine bessere Differenzierung möglich ist.

Die letzte Versuchsreihe, das Messen von zehn Probenröhrchen des gleichen Typs, hatte folgendes Ziel: Auf diesem Weg sollte überprüft werden, inwiefern es herstellungsbedingte Unterschiede in den Formen der Proben gibt. Da alle Volumina eine korrekte Zuordnung erfuhren, ist davon auszugehen, dass es keine signifikanten Abweichungen zwischen den Röhrchen einer gleichen Art gibt. Dies ist eine sehr wichtige Voraussetzung, denn wäre das Profil eines Typs nicht in einem gewissen Rahmen konstant, wäre eine Identifikation mit Hilfe des Scanners unmöglich.

### 5.2 Gewichtserfassung mittels DMS

Das Nachmessen der Widerstandswerte der Dehnungsmessstreifen diente dazu, die Unversehrtheit der eben genannten zu überprüfen. In dem dazugehörigen Datenblatt (s. CD, Datenblätter, DMS) wird der Widerstand jener mit  $120,0 \Omega$  angegeben. Da der obere DMS exakt diesen Wert aufweist, ist davon auszugehen, dass er während der Applikationen auf den Träger keine Schäden erfuhr. Der unten aufgebrachte weicht um  $0,1 \Omega$  vom Idealwert ab. Dies wird höchstwahrscheinlich auf die Unerfahrenheit beim Kleben zurückzuführen sein, so dass der Streifen leicht gedehnt wurde, oder der herstellungsbedingten Toleranz zuzurechnen sein.

Die Messungen zwischen A und GND und B und GND ergaben jeweils  $2,048 \text{ V}$ . Dies entspricht dem erwarteten Ergebnis, denn die Referenzspannung von ca.  $4,09 \text{ V}$  liegt an beiden Brückenzweigen an und jeweils die Hälfte fällt an jedem Widerstand bzw. DMS ab. Dies ist auch der Grund, warum zwischen den Punkten A und B keine Spannung zu messen war, denn das Potential an den beiden Stellen ist das gleiche. Da der Operationsverstärker ein Signal von  $0,0 \text{ V}$  nicht verstärken kann, ist folglich auch die nicht zu messende Spannung am Ausgang nachvollziehbar.

Die Belastung des Halters mit dem leeren Probenröhrchen führte zu keiner registrierbaren Spannungsänderung, weder zwischen A-GND, noch am Ausgang des Operationsverstärkers. Hieraus lässt sich schließen, dass das Gewicht eine zu geringe Belastung darstellte, die zu keiner bemerkenswerten Biegung des Halters führte. Aus diesem Grund wurden die Dehnungsmessstreifen nicht gedehnt, bzw. gestaucht und es resultierte keine elektrische Veränderung.

Die gleichen Beobachtungen konnten bei dem mit Wasser gefüllten Röhrchen festgestellt werden. Auch in diesem Fall reicht das Gewicht nicht für eine ausreichende und damit registrierbare Belastung aus.

## Ergebnisdiskussion

---

Die vorgenommenen Modifikationen an dem Halter dienten dazu, die durch die Belastung zu Stande kommende Kraft auf eine kleinere Fläche des Halters einwirken zu lassen. Dadurch sollte die gleiche Kraft im Vergleich zum vorherigen Versuch zu einer stärkeren Biegung führen und somit auch kleinere Gewichte registriert werden können.

Wie an Hand der im vorherigen Kapitel dargestellten Ergebnisse zu sehen ist, haben sich die ermittelten Spannungen während der Belastung mit dem vollen, bzw. leeren Röhrchen im Vergleich zum Ruhezustand nicht geändert. Somit hat die Verschmälerung des Halters nicht zu der gehofften Verbesserung geführt.

Die bereits im Ruhezustand am Ausgang gemessene Spannung ist auf die verschiedenen Widerstandswerte der Dehnungsmessstreifen zurückzuführen. Diese betragen  $119,3 \Omega$  und  $118,1 \Omega$ , so dass über ihnen unterschiedliche Spannungsanteile abfielen und damit auch eine Potentialdifferenz zwischen den beiden Brückenweigen entstand. Jene konnte dann nach der Verstärkung am Ausgang registriert werden.

Um die prinzipielle Funktion des Systems zu testen und die zur Registrierung notwendige Belastung zu konkretisieren, diente der Versuch mit einem handelsüblichen Bohrer. Die Belastung führte in dem einen Brückenweig zu einer Spannungsänderung von  $0,001 \text{ V}$  und resultierte im Ausgang zu einer Veränderung um  $0,010 \text{ V}$ . Hieraus wird nicht nur ersichtlich, dass der Operationsverstärker seiner Aufgabe nachkommt, da eine Verstärkung der Spannungsänderung um den Faktor zehn stattfand, sondern, dass das System generell funktionsfähig ist. Es ist lediglich nicht sensibel genug, um auf die im Verhältnis leichten Gewichte der Proben anzusprechen.

### 5.3 Gewichtsbestimmung Piezosensor

In der Ball-Down-Orientierung betrug die über dem Ausgang des Sensors ermittelte Spannung im Ruhezustand 0,5 mV. Der Blick in das Datenblatt (s. CD, Datenblätter, Piezosensor) zeigt, dass es sich hierbei um einen tolerierbaren Wert handelt, denn der Null-Offset wird dort mit einem Bereich von  $\pm 15$  mV angegeben.

An Hand der Ergebnisse der ersten Versuchsreihe mit dem *BD Vacutainer 11 ml* – Röhrchen lassen sich folgende Erkenntnisse gewinnen: Zum einen reicht die Sensitivität des Piezosensors aus, um die Krafteinwirkung der leeren Probe zu registrieren. Zum anderen ist es eindeutig möglich, zwischen den beiden extremen Füllungszuständen zu unterscheiden. Hinsichtlich jener Punkte scheint diese Art der Gewichtsbestimmung für die vorliegenden Umstände also besser geeignet zu sein als die Ermittlung mittels Dehnungsmessstreifen. Die Verwendung des Operationsverstärkers erweist sich jedoch auch in diesem Fall als nützlich, denn so wird das Ausgangssignal des Sensors vom Millivoltbereich in den Voltbereich verstärkt, eine Größenordnung, mit der sich anschließend besser weiterarbeiten lässt. Die Verstärkung der Spannungsänderung geschah nach wie vor um den Faktor zehn.



**Abb. 28: Vergleich Kappen**

Links ist die Kappenform von *Sarstedt* in Drauf- und Seitenansicht zu erkennen, rechts die von *Vacuette*. Vermutlich erschwert die Ausbuchtung der linken Form eine bessere Reproduzierbarkeit bei der Leergewichtsbestimmung.

Die generellen Schwankungen des Leergewichts der Probenröhrchen einer Art sind höchstwahrscheinlich auf minimale, herstellungsbedingte Unterschiede zurückzuführen. Jedoch ist es auch nicht auszuschließen, dass sie durch Transportschäden oder Abnutzungserscheinungen hervorgerufen wurden oder durch beispielsweise ungenau geklebte Barcodes zu Stande kamen, da es sich lediglich um bis zu 20 mg Gewichtsunterschied handelte. Auffällig war allerdings der Unterschied zwischen den Herstellern *Vacuette* und *Sarstedt*, denn bei letztgenanntem wiesen die Schwankungen ein größeres Ausmaß auf. Da sich diese Röhrchen in erster Linie in ihren Kappen unterscheiden (s. Abb. 28), ist anzunehmen, dass es sich hierbei um den Grund handelt. Für den weiteren Verlauf sind die Schwankungen dieser Größenordnung jedoch vernachlässigbar.

## Ergebnisdiskussion

---

Der Korrelationskoeffizient der Ausgleichsgeraden von 0,9930 liegt nahe bei 1 und folglich in einem akzeptablen Bereich [9]. Die hiermit gewonnenen Ergebnisse bezüglich der Gewichtsermittlung weisen jedoch alle Differenzen zu den mit der Analysenwaage bestimmten Gewichten auf, wenn auch in unterschiedlichem Ausmaß. Besonders auffällig war die große prozentuale Abweichung beim kleinsten gemessenen Gewicht. Das wird darauf zurückzuführen sein, dass der Piezosensor auf einen Arbeitsbereich von 0 bis 1500 g ausgelegt ist. Bewegt man sich im unteren Grenzbereich, so wirkt sich der Fehler des Sensors, der bei 300 g mit  $\pm 1$  mV angegeben wird, stärker ergebnisverfälschend aus als bei Messungen im oberen Grenzbereich.

Beim Versuch in der Ball-Up-Orientierung betrug die in Ruhe am Ausgang des Sensors gemessene Spannung 0,7 mV, was wie beim vorherigen Versuch laut Datenblatt akzeptabel ist. Auch das Verhalten, dass die Spannung proportional zur Belastung zunimmt, stimmte mit den bisher gewonnenen Erkenntnissen überein. Allerdings konnte eine Vergrößerung des Spannungsbereichs bei gleicher Belastung beobachtet werden. Betrug die Differenz zwischen Ruhezustand und Belastung mit dem gefüllten *BD Vacutainer 10 ml* – Röhrchen im vorangestellten Versuch 1,3 mV, so wies sie jetzt 2,5 mV auf. Hieraus lässt sich schließen, dass die räumliche Orientierung des Piezosensors erheblichen Einfluss auf die zu messenden Größen hat. Die Vermutung wird durch die Angaben im zugehörigen Datenblatt bestätigt, denn die dortigen Informationen beziehen sich nur auf eine aufrechte Benutzung des Sensors, was andeutet, dass es räumlichkeitsbedingte Unterschiede geben muss.

Der Korrelationskoeffizient wies mit 0,9984 eine minimale Verbesserung auf, ebenso wie die prozentualen Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Gewichten. Jedoch war die größte Abweichung erneut beim kleinsten Gewicht zu finden, was die oben genannte Erklärung hierfür bestärkt.

In den weiteren Versuchen wurde die Gewichtsmessung mit Hilfe des Piezosensors in der Ball-Up-Orientierung durchgeführt. Der Hauptgrund hierfür ist die im Vergleich bessere Sensitivität. Dies deutete sich bereits in der zuvor genannten Vergrößerung des Spannungsbereichs an und zeigt sich auch bei der Gegenüberstellung der beiden Geradengleichungen. Währenddessen die Steigung der Geraden in der hängenden Sensorausrichtung 0,7 mV/g betrug, sind es in der aufrechten Positionierung 1,2 mV/g, was einer höheren Empfindlichkeit gleichkommt.

### 5.4 Füllstandsermittlung

Dass das erneut aufgestellte System zur Identifikation fast jedes Volumen fehlerfrei erkannte, bestätigt die vorangegangenen Untersuchung und zeigt, dass ein Erkennen auf diesem Weg möglich ist. Allerdings lässt sich in diesem Zusammenhang auch schon ein Nachteil der Entwicklung feststellen. Sobald der Profils Scanner eine kleine Veränderung erfährt, durch die sich der Abstand zwischen Klappe und Sensor ändert, wandelt sich auch das ausgesendete Signal. Unter diesen Umständen ist dann keine korrekte Zuordnung mit dem bestehenden System mehr möglich.

Bevor der Tiefpass in die Schaltung integriert wurde, konnte keine erfolgreiche Erkennung des Füllstandsstatus erfolgen. Dieser Umstand zeigt sich vor allem daran, dass das ideal gefüllt 7,5 ml - Röhrcchen von *KABE* auch bei einer Toleranzgrenze von 50 % nicht immer als ausreichend eingestuft wurde. Bei Betrachtung der Bilder des Oszilloskops und des Hyperterminals ist jenes jedoch nachvollziehbar, da der Abstand zwischen dem Rauschen und dem eigentlichen Signal zu klein ist, um beide eindeutig voneinander zu trennen.

Durch den Einbau des Tiefpasses konnte eine wesentliche Verbesserung der Füllstandsmessung erreicht werden, da das zeitliche Ausmaß der Störung um den Faktor 3,5 verringert wurde. Das wellenartige Rauschen deutet u. U. auf ein Schwingen innerhalb der Schaltung hin, was sich durch einen einfachen Tiefpass nicht komplett beseitigen lassen würde. Diese Vermutung lässt sich dadurch bestätigen, dass die vereinzelt auftretenden Störungspunkte durch diese Maßnahme in ihrer Konstanz nicht beeinflusst wurden.

Je weiter weg sich das Istgewicht vom Grenzwert, bzw. der Istfüllstand vom Grenzfüllstand befindet, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass das System den Füllstandsstatus korrekt anzeigt. Lediglich bei Füllständen, die sich nahe der Toleranzgrenze bewegen, ist die Zuordnung oftmals fehlerhaft. Grund hierfür wird höchstwahrscheinlich das Restrauschen sein, das durch den Tiefpass nicht beseitigt werden konnte und sich dementsprechend in Messbereichen, die eine hohe Genauigkeit voraussetzen, bemerkbar macht. Dies lässt sich an Hand der auf der folgenden Seite beschriebenen Betrachtung näher erläutern.

## Ergebnisdiskussion

---

Das gesamte Sollgewicht des 5,5 ml - Röhrchens von *Sarstedt* beträgt 10,8 g. Laut der Geradengleichung aus der Kalibriergeraden müsste der Datalogger also einen Wert von etwa 2485 liefern. Berücksichtigt man die Schwankungen von 0,1 % unter Vernachlässigung aller Nachkommastellen, so würden die Werte im Bereich von 2484 bis 2485 variieren.

Bei einer Toleranzgrenze von - 10 % auf das Volumen würde das Grenzwert bei 10,3 g liegen und der entsprechend errechnete Grenzwert würde 2484 betragen. Bei idealer Füllung der Probe wird dieser Grenzwert trotz des einbezogenen Rauschens nicht unterschritten.

Weist ein Röhrchen jedoch genau den noch tolerierbaren Füllstand auf und wird das Rauschen von ca. 0,1 % berücksichtigt, so schwanken die Werte von 2483 bis 2484. Folglich wäre der Grenzwert von 2484 häufig unterschritten, so dass bei einem Volumen von exakt - 10% der Füllstandsstatus oftmals als nicht ausreichend angezeigt wird.

Um abzuschätzen, wo die Grenze für das Gewicht zu liegen hat, bis zu dieser der Füllstand der Probenröhrchen für die anschließenden Analysen ausreichend ist, wurde Kontakt zu mehreren Laboren aufgenommen (s. Quellenangaben, Laborverzeichnis). Ziel hierbei war es, Informationen zu erhalten, auf Grund dieser die Grenze definiert werden konnte. Allen Antworten war gemein, dass sich diesbezüglich keine allgemeingültigen Aussagen treffen lassen können und dass es immer von der Art und Anzahl der anstehenden Analysen abhängt. Hinsichtlich der Art seien besonders die Proben kritisch zu sehen, die Zusätze enthalten. Beispielsweise muss bei der Gerinnungsuntersuchung das Verhältnis zwischen dem Gerinnungshemmer Natriumcitrat und der Blutmenge möglichst exakt 1:9 betragen [II]. Je geringer die Unterfüllung ist, desto verfälschter sind die resultierenden Messwerte. Spätestens bei einer Unterschreitung von 10% des Sollvolumens muss die Probe verworfen werden. Das pro Analyse benötigte Volumen hängt indirekt ebenfalls von der Art der Untersuchung ab. Z. B. beträgt die Serum- oder Plasmamenge bis zu 50 µl, wobei allerdings das Totvolumen des Analysegeräts mit berücksichtigt werden muss. Des Weiteren ist bei einer automatischen Entnahme die Eintauchtiefe der Pipettenspitze zu bedenken, die hinreichend tief sein muss.

Auf Grund dieser Informationen sollte die Grenze also mindestens auf - 10 % des Fluidvolumens festgelegt werden. Diese Angabe deckt sich mit der Erkenntnis aus den bisherigen Versuchen, dass eine derartige Anforderung umsetzbar ist. Jedoch erfolgte bisher keine Unterscheidung zwischen den einzelnen Analysen, sondern es wurde zunächst vereinfachend eine Annahme für alle getroffen.

# 6 Schlussfolgerung und Ausblick

Im Gesamtzusammenhang betrachtet hat die vorliegende Bachelorarbeit zur Entwicklung einer Füllstandsmessung geführt, die den dafür auferlegten Kriterien weitestgehend entspricht. So wurden zur Umsetzung keine Fertigsysteme verwendet und bereits im ATRAS vorhandene Komponenten genutzt. Auch wurde auf eine einfache Umsetzung geachtet, die eine leichte Integration in das Hauptgerät ermöglichen soll, ohne die eigentlichen Sortieraufgaben zu behindern. Allerdings lassen sich ein paar problematische Punkte in der bisherigen Entwicklung finden, die es zukünftig zu verbessern gilt, um einen voll funktionstüchtigen Einbau in den ATRAS zu gewährleisten.

Dass sich der eigens von T&O LabSystems hergestellte Profils Scanner zur Identifikation verschiedener Probenröhrchen eignet, konnte an Hand der verschiedenen Einzelversuche bewiesen werden. Auch der Einfluss der störenden Signale wurde durch einen dementsprechend veränderten Versuchsaufbau verringert. Zukünftig dürfte es diesbezüglich interessant sein, inwiefern weitere Modifikationen zu einer Verbesserung führen und die Störsignale u. U. komplett herausfiltern können.

Der wichtigste Punkt hinsichtlich der Identifikation ist jedoch die Wertaufnahme, auf Grund derer die Volumenzuordnung basiert. Hier zeigte sich bereits das Problem, welches entsteht, wenn die Auswertung von konkreten Zahlenwerten abhängt. Sobald sich das Signal des Scanners und damit die vom Datalogger übermittelten Werte ändern, stimmt die Volumenerkennung nicht mehr. An dieser Stelle ist es von Vorteil, sich auf Steigungen in bestimmten Abschnitten des Röhrchenprofils zu konzentrieren. Auch bei anderen Einstellungen des Profils Scanners bleibt die Profilform der aufgenommenen Probe immer gleich, so dass die Steigungen an definierten Punkten eine Möglichkeit wären, von konkreten Zahlenwerten unabhängig zu werden.

## Schlussfolgerung und Ausblick

---

Nichtsdestotrotz sind diesem System Grenzen gesetzt. So wird beispielsweise auch durch weitere Verbesserungen wegen der gleichen Form keine Differenzierung zwischen den Röhrcen *Vacutainer 4 ml* und *Vacutainer 3,5 ml* möglich sein. Die einzige Möglichkeit, in solchen Fällen trotzdem eine Unterscheidung durchzuführen, bietet sich lediglich mit Hilfe einer weiteren geplanten ATRAS-Komponente, dem Farbscanner der Verschlusskappe. Der Grund hierfür ist, dass alle schwer auseinander zu haltenden Probenröhrcen unterschiedliche Kappenfarben aufweisen, über die eine genaue Identifikation möglich ist.

Eine weitere Grenze der entwickelten Methode ist die Tatsache, dass die Proben mit der Öffnung immer in Transportrichtung orientiert sein müssen. Sollte dieser Umstand im weiteren Entwicklungsverlauf nicht behoben werden, muss vor dem eigentlichen Profils Scanner ein Röhrcendreher installiert werden, durch den die korrekte Ausrichtung sichergestellt wird.

Die Entscheidung, die Füllstandsmessung über die Aufnahme des Gewichts durchzuführen, hat sich als umsetzbar erwiesen, auch wenn mit den Dehnungsmessstreifen und dem Piezosensor unterschiedlich erfolgreiche Ergebnisse erzielt wurden.

Dass der Erfolg der Messung mittels DMS zu wünschen übrig ließ, kann an mehreren Gründen gelegen haben. Zum einen kann das Material des Halters zu unbiegsam für das Vorhaben gewesen sein oder aber die Konstruktion zu unflexibel, um auf die leichte Belastung der Probenröhrcen zu reagieren. Zum anderen ist es auch möglich, dass Dehnungsmessstreifen verwendet worden sind, die sich für die vorgegebene Funktion nicht eignen. Für weitere Untersuchungen auf diesem Gebiet sollten somit die eben genannten Parameter geändert werden, um eventuelle Verbesserungen zu erzielen.

Vorrangig sollte die Weiterentwicklung jedoch mit dem Piezosensor fortgeführt werden, da er die zur Umsetzung der Aufgabe benötigte Sensitivität aufweist. In diesem Zusammenhang müssen jedoch noch Verbesserungen, insbesondere im Bereich der Signalstörungen angestrebt werden. Zwar konnte der Tiefpass bereits Abhilfe schaffen, womöglich ist er aber nicht das beste Mittel der Wahl und die Schwingungen würden sich durch eine andere Art von Filter besser beherrschen lassen.

## Schlussfolgerung und Ausblick

---

Auch hinsichtlich des Einbaus in den ATRAS erweist sich der Piezosensor auf Grund seiner Größe von Vorteil. Zwar ist eine Integration mit der bisher verwendeten Wippenkonstruktion nicht möglich, aber es ist denkbar, den Sensor zwischen den beiden Riemen des Förderbands zu platzieren. Über eine schmale Auflagefläche könnte das ankommende Röhrchen dann von unten angehoben und gemessen werden, um vor Eintreffen des nächsten Röhrchens wieder auf dem Förderband abgelegt zu werden. Auf diese Art und Weise würde der eigentliche Sortiervorgang der Proben nicht behindert werden.

Zu den generellen Aspekten, die es in der Weiterentwicklung näher zu betrachten gilt, zählt u. a. die Tatsache, dass auch eine Überfüllung des Probenröhrchens fehlerhaft ist und jenes ebenfalls aussortiert werden müsste. Dieser Fall gilt allerdings nur im Hinblick auf Gefäße, die genau auf das Volumen abgestimmte Zusätze enthalten. Folglich wäre es auch nützlich, wenn man keine allgemeingültige Toleranzgrenze für alle Proben festlegen würde, sondern eine, die sich nach der anstehenden Analyse richtet und je nach vorliegendem Fall größere oder kleinere Toleranzen zulässt. Dies setzt jedoch erneut voraus, dass alle Röhrchen voneinander unterschieden werden können.

Ein weiterer Gesichtspunkt, den es zu bedenken gilt, ist die Dichte, die momentan als konstanter Faktor angesehen wird. In der Realität ist dies jedoch nicht der Fall. Je nach Konzentration kann beispielsweise die Dichte des Urins variieren oder auch die des Bluts, wenn z. B. Krankheiten vorliegen. Es müsste also festgestellt werden, welches Ausmaß der Bereich der Schwankungen annehmen kann und inwiefern es sich auf die Ermittlung des Füllstands auswirkt.

Als Fazit lässt sich somit festhalten, dass die bisherigen Untersuchungen ein wichtiger und informationsreicher Anfangspunkt im Hinblick auf die Entwicklung einer Füllstandsmessung waren und eine gute Basis für die Weiterverfolgung des Projekts darstellen. Jedoch existiert in einigen Bereich der Messung noch Verbesserungspotential und weitere, bisher unberücksichtigte Aspekte gilt es mit einzubeziehen, so dass bis zum endgültigen, serienmäßigen Einbau einer Füllstandsmessung in den ATRAS noch etwas Zeit vergehen wird.

# 7 Quellenangaben

## 7.1 Literaturverzeichnis

- [1] T&O GmbH: T&O LabSystems.  
<http://to-labsystems.de/>, 29.08.12
- [2] Dr. med. G. Hoffbauer. Blut- und andere Laborwerte.  
München: Südwest Verlag, 2010
- [3] Greine Bio-One GmbH: Blutentnahmesystem.  
[http://www.vacurette.com/documents/2a\\_Vacurette\\_IFU\\_DE\\_rev08\\_hcys\\_internet.pdf](http://www.vacurette.com/documents/2a_Vacurette_IFU_DE_rev08_hcys_internet.pdf), 02.12.12
- [4] E. Amberger. Füllstandmesstechnik: Grundlagen & Anwendungsbeispiele.  
Landsberg/Lech: Verlag Moderne Industrie, 1988
- [5] A. Führer, K. Heidemann, W. Nerretter. Grundgebiete der Elektrotechnik 1.  
München: Carl Hanser Verlag, 2006
- [6] W. Pläßmann, D. Schulz. Handbuch Elektrotechnik.  
Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2009
- [7] P. Bastian, H. Bumiller, M. Murgmaier et al. Fachkunde Elektrotechnik.  
Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel, 2009
- [8] D. Zastrow. Elektrotechnik. Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2011
- [9] L. Papula. Mathematische Formelsammlung für Ingenieure und  
Naturwissenschaftler. Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2009
- [10] H.-J. Bartsch. Mathematische Formeln für Ingenieure und Naturwissenschaftler.  
München: Carl Hanser Verlag, 2011
- [11] D. Halliday, R. Resnick, J. Walker. Halliday Physik.  
Weinheim: WILEY-VCH GmbH & Co. KGaA, 2009
- [12] H. Lange. Handbuch für Beleuchtung.  
Landsberg/Lech: ecomed verlagsgesellschaft, 2001

- [13] Becton, Dickinson and Company: BD Vacutainer Serumanalyse  
<http://www.bd.com/resource.aspx?IDX=24918>, 28.08.12

### 7.2 Abbildungsverzeichnis

- [1] T&O GmbH: ATRAS
- [2] T&O GmbH: Vereinzelung der Proben
- [3] T&O GmbH: Scannen
- [4] T&O GmbH: Weichensystem
- [8] Nach A. Führer, K. Heidemann, W. Nerreter. Grundgebiete der Elektrotechnik 1.  
München: Carl Hanser Verlag, 2006  
Seite 160, 160.2: Schematische Darstellung des piezoelektrischen Effekts
- [9] Nach D. Zastrow. Elektrotechnik. Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2011  
Seite 86, 7.15: Wheatstone'sche Brückenschaltung mit Dehnungsmessstreifen

Alle hier nicht explizit aufgelisteten Abbildungen, sowie die Diagramme und Tabellen sind eigens erstellte Arbeiten.

### 7.3 Laborverzeichnis

- [I] Labor Berlin - Charité Vivantes GmbH  
Augustenburger Platz 1, 13353 Berlin  
Ansprechpartner: Frau Kristina Friedrich
- [II] Medizinisches Labor Hannover  
Am TÜV 6, 30519 Hannover  
Ansprechpartner: Herr Thomas Göttisch
- [III] MVZ synlab Leverkusen GmbH  
Paracelusstrasse 13, 51375 Leverkusen  
Ansprechpartner: Frau Ute Friesdorf
- [IV] MVZ Clotten  
Bismarckallee 10, 79098 Freiburg  
Ansprechpartner: Frau Dr. Kristin Krebs

# Anhang

## Berechnungen

### Abtastrate Datalogger I

Vorgegebene Motorfrequenz  $f_M = 50 \text{ Hz}$

Schrittweite pro Hertz  $\alpha = 1,8^\circ$

Raddurchmesser  $d_{\text{Rad}} = 24 \text{ mm}$

Schrittweite pro Sekunde  $\beta = \alpha \cdot 50 = 1,8^\circ \cdot 50 = 90^\circ$

Zeit für eine komplette Umdrehung t:

$$\frac{1 \text{ s}}{90^\circ} = \frac{t}{360^\circ} \quad \longrightarrow \quad t = \left(\frac{1 \text{ s}}{90^\circ}\right) \cdot 360^\circ = 4 \text{ s}$$

Umfang eines Rads  $U_{\text{Rad}} = \pi \cdot d_{\text{Rad}} = \pi \cdot 24 \text{ mm} \approx 75,40 \text{ mm}$

Förderbandgeschwindigkeit  $v_{\text{Band}} = U_{\text{Rad}} / t = 75,4 \text{ mm} / 4 \text{ s} = 18,85 \text{ mm/s}$

Vacutainer 5 ml Röhrenlänge  $l \approx 106,30 \text{ mm}$

Vacutainer 5 ml Anzahl aufgenommene Werte  $x = 38$

Abstand zwischen aufgenommenen Werten  $a = l / x = 106,30 \text{ mm} / 38 \approx 2,79 \text{ mm}$

Anzahl Werte pro Sekunde  $= v_{\text{Band}} / a = 18,85 \text{ mm/s} / 2,79 \text{ mm} \approx 6,76 \text{ Werte / s}$

Abtastrate  $= 1 \text{ Wert} / a = 1 \text{ Wert} / 6,76 \text{ Werte} / \text{s} \approx \mathbf{148 \text{ ms}}$

Wird die vorgegebene Motorfrequenz von 50 Hz auf 1000 Hz verzwanzigfacht, so müsste sich die Abtastrate des Dataloggers um den gleichen Faktor verkleinern, damit immer noch dieselbe Anzahl von Werten pro Röhren aufgenommen wird.

Abtastrate<sub>Neu</sub>  $= \text{Abtastrate} / 20 = 148 \text{ ms} / 20 = \mathbf{7,4 \text{ ms}}$

### Abtastrate Datalogger II

Vorgegebene Motorfrequenz  $f_M = 1000 \text{ Hz}$

Schrittweite pro Hertz  $\alpha = 1,8^\circ$

Raddurchmesser  $d_{\text{Rad}} = 24 \text{ mm}$

Schrittweite pro Sekunde  $\beta = \alpha \cdot 1000 = 1,8^\circ \cdot 1000 = 1800^\circ$

Zeit für eine komplette Umdrehung t:

$$\frac{1 \text{ s}}{1800^\circ} = \frac{t}{360^\circ} \quad \longrightarrow \quad t = \left( \frac{1 \text{ s}}{1800^\circ} \right) \cdot 360^\circ = 0,2 \text{ s}$$

Umfang eines Rads  $U_{\text{Rad}} = \pi \cdot d_{\text{Rad}} = \pi \cdot 24 \text{ mm} \approx 75,40 \text{ mm}$

Förderbandgeschwindigkeit  $v_{\text{Band}} = U_{\text{Rad}} / t = 75,4 \text{ mm} / 0,2 \text{ s} = 377 \text{ mm/s}$

Vacutainer 5 ml Röhrenlänge  $l \approx 106,30 \text{ mm}$

Vacutainer 5 ml Anzahl aufgenommene Werte  $x = 128$

Abstand zwischen aufgenommenen Werten  $a = l / x = 106,30 \text{ mm} / 128 \approx 0,83 \text{ mm}$

Anzahl Werte pro Sekunde  $= v_{\text{Band}} / a = 377 \text{ mm/s} / 0,83 \text{ mm} \approx 454 \text{ Werte / s}$

Abtastrate  $= 1 \text{ Wert} / a = 1 \text{ Wert} / 0,83 \text{ mm} \approx 1,2 \text{ Werte / mm}$   
 $= 1 \text{ Wert} / a = 1 \text{ Wert} / 454 \text{ Werte / s} \approx 2,2 \text{ ms}$

### Abschätzung der Beleuchtungsstärke

Über dem Arbeitsplatz befindet sich in ca. 2 m Abstand eine Leuchtstofflampe. Gemäß Tabelle 13 beträgt die Beleuchtungsstärke dann weniger als 50 lx [12], da bei dieser Art der Ausleuchtung keine weitere Multiplikation mit einem Faktor aus Tabelle 14 erfolgen muss. Zu berücksichtigen sind jedoch auch das vom Bildschirm ausgestrahlte Licht, sowie die Aquariumsbeleuchtung, die allerdings nur eine geringe Auswirkung haben dürften.

Es ist davon auszugehen, dass der Arbeitsplatz, an dem die Versuche stattfanden, nicht einmal auf die geschätzte Nennbeleuchtungsstärke von 500 lx für Büroräume kommt.

Tabelle 13: Grobschätzung der Beleuchtungsstärke

Nennbeleucht.- Stärke in Lux	Install.-Leistung in Watt/m <sup>2</sup> Grundfläche des Raumes		
	Leuchten ca. 2 m über zu beleucht. Fläche	Leuchten ca. 3 m über zu beleucht. Fläche	Leuchten ca. 4 m über zu beleucht. Fläche
1000	50	60	64
750	38	45	48
500	25	30	32
300	15	17	19
200	10	11	13
100	5	6	6
50	3	3	4

Tabelle 14: Faktorzuordnung nach Lampenart

Lampenart	Faktor
Glühlampe	4
Halogen-Glühlampe	1,6
Leuchtstofflampe	1
Quecksilberdampf-Hochdrucklampe	0,8
Indium-Amalgam Leuchtstofflampe	0,6
Natriumdampf-Hochdrucklampe	0,5
Halogen-Metallampf-Lampe	0,5

## Messergebnisse

### Bestimmung Röhrenleergewicht

Röhrenname & Volumen [ml]	Masse [g]
Vacutest 6 ml	7,1603
Vacurette 9,5 ml	9,7358
Terumo Venosafe 8,5 ml	10,5822
Sarstedt 2,7 ml Nr. 1	3,6230
BD Vacutainer 5,0 ml	8,0810
Sarstedt 2,7 ml Nr. 2	3,0725
BD Vacutainer 3,5 ml	6,9462
BD Vacutainer 4,0 ml	5,9974
Sarstedt 5,5 ml	5,2693
Sarstedt 10,0 ml	6,4063
BD Vacutainer 11,0 ml	9,2983
Vacurette 9,0 ml	9,5205
Terumo Venosafe 4,5 ml	7,9776
Vacurette 4,0 ml	6,0772
Sarstedt 4,5 ml	3,8575
Terumo Venosafe 2,7 ml	5,8554
Vacurette 5,0 ml	8,2286
KABE 10,0 ml	5,8060
KABE 7,5 ml	5,7302
Vacutest 3,5 ml	6,5740
Vacurette 4,0 ml Nr. 1	6,0536
Vacurette 4,0 ml Nr. 2	6,0203
Vacurette 4,0 ml Nr. 3	6,0459
Vacurette 4,0 ml Nr. 4	6,0720
Vacurette 4,0 ml Nr. 5	6,0722
Vacurette 4,0 ml Nr. 6	6,0072
Vacurette 4,0 ml Nr. 7	6,0385
Vacurette 4,0 ml Nr. 8	6,0383
Vacurette 4,0 ml Nr. 9	6,0648
Vacurette 4,0 ml Nr. 10	6,0699

<b>Röhrchenname &amp; Volumen [ml]</b>	<b>Masse [g]</b>
Sarstedt 10,0 ml Nr. 1	6,4622
Sarstedt 10,0 ml Nr. 2	6,3608
Sarstedt 10,0 ml Nr. 3	6,2859
Sarstedt 10,0 ml Nr. 4	6,2765
Sarstedt 10,0 ml Nr. 5	6,4387
Sarstedt 10,0 ml Nr. 6	6,4341
Sarstedt 10,0 ml Nr. 7	6,4152
Sarstedt 10,0 ml Nr. 8	6,4101
Sarstedt 10,0 ml Nr. 9	6,3988
Sarstedt 10,0 ml Nr. 10	6,4024
Vacurette 9,5 ml Nr. 1	9,6844
Vacurette 9,5 ml Nr. 2	9,6964
Vacurette 9,5 ml Nr. 3	9,7142
Vacurette 9,5 ml Nr. 4	9,6809
Vacurette 9,5 ml Nr. 5	9,7289
Vacurette 9,5 ml Nr. 6	9,7135
Vacurette 9,5 ml Nr. 7	9,7089
Vacurette 9,5 ml Nr. 8	9,7269
Vacurette 9,5 ml Nr. 9	9,7186
Vacurette 9,5 ml Nr. 10	9,7183

### Ball-Down-Orientierung

<b>Masse [g]</b>	<b>Ausgangsspannung [V]</b>
1,0	2,542
5,1	2,545
10,1	2,547
15,0	2,551
20,2	2,554
25,0	2,559

### Ball-Up-Orientierung

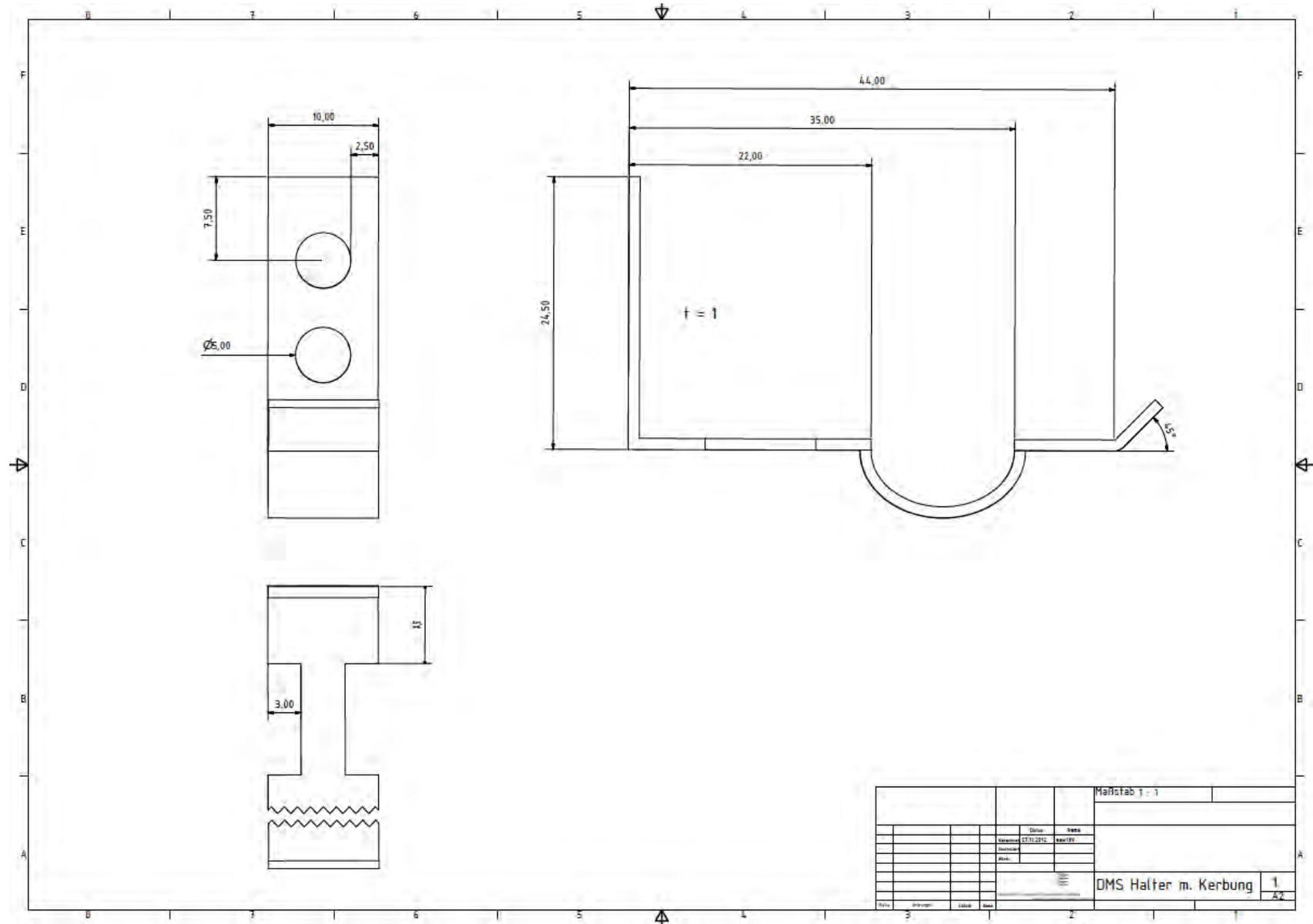
Masse [g]	Ausgangsspannung [V]
1,0	2,572
5,1	2,575
9,9	2,582
15,2	2,588
20,0	2,594
25,1	2,600

### Füllstandsmessung

Masse [g]	Wert Datalogger [-]
5,3	2480
9,8	2484
15,2	2488
20,1	2495
24,7	2500

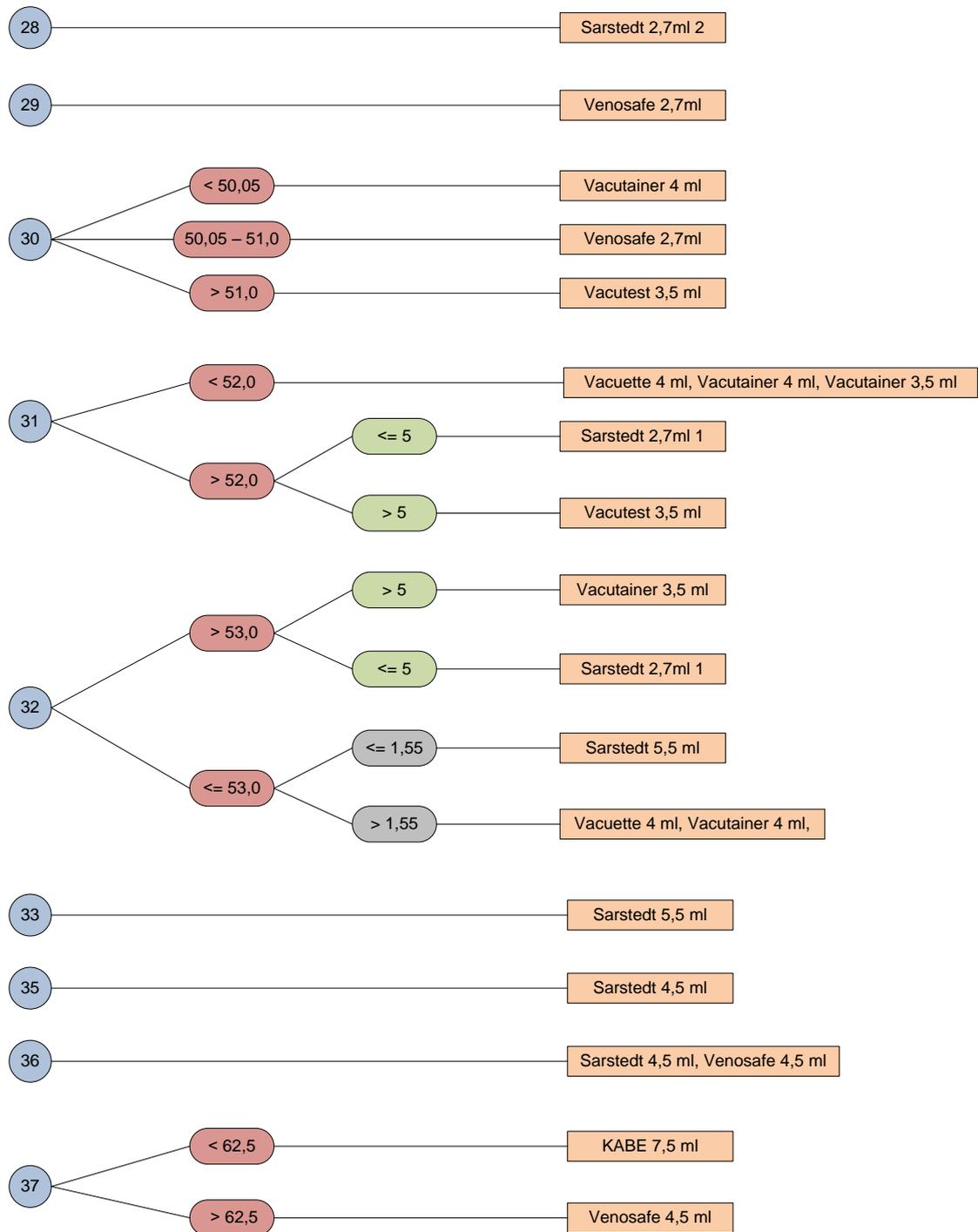


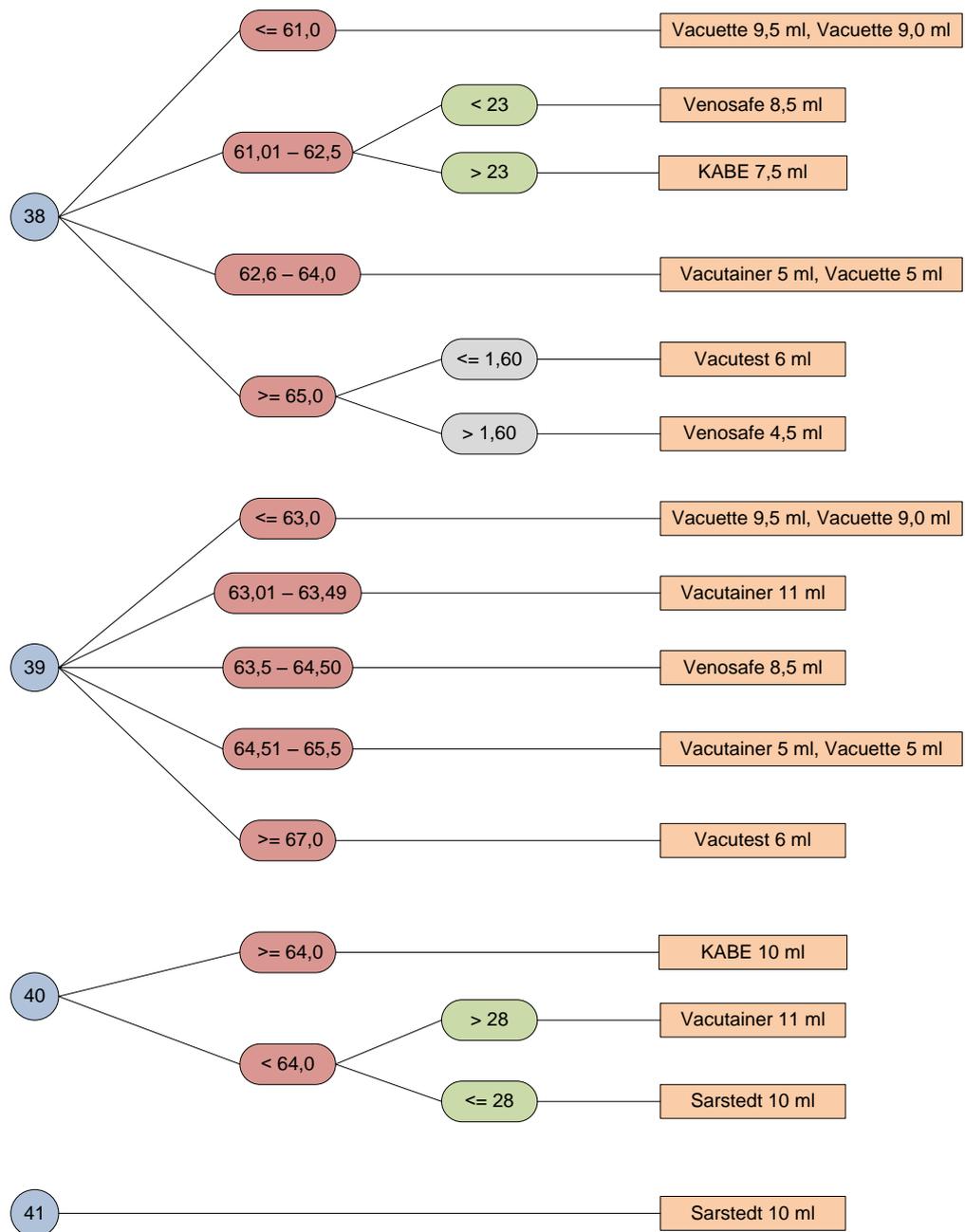
## Geometrisch veränderte Halterung



## Systeme zur Identifikation

### Vermessung aller Röhren





Länge

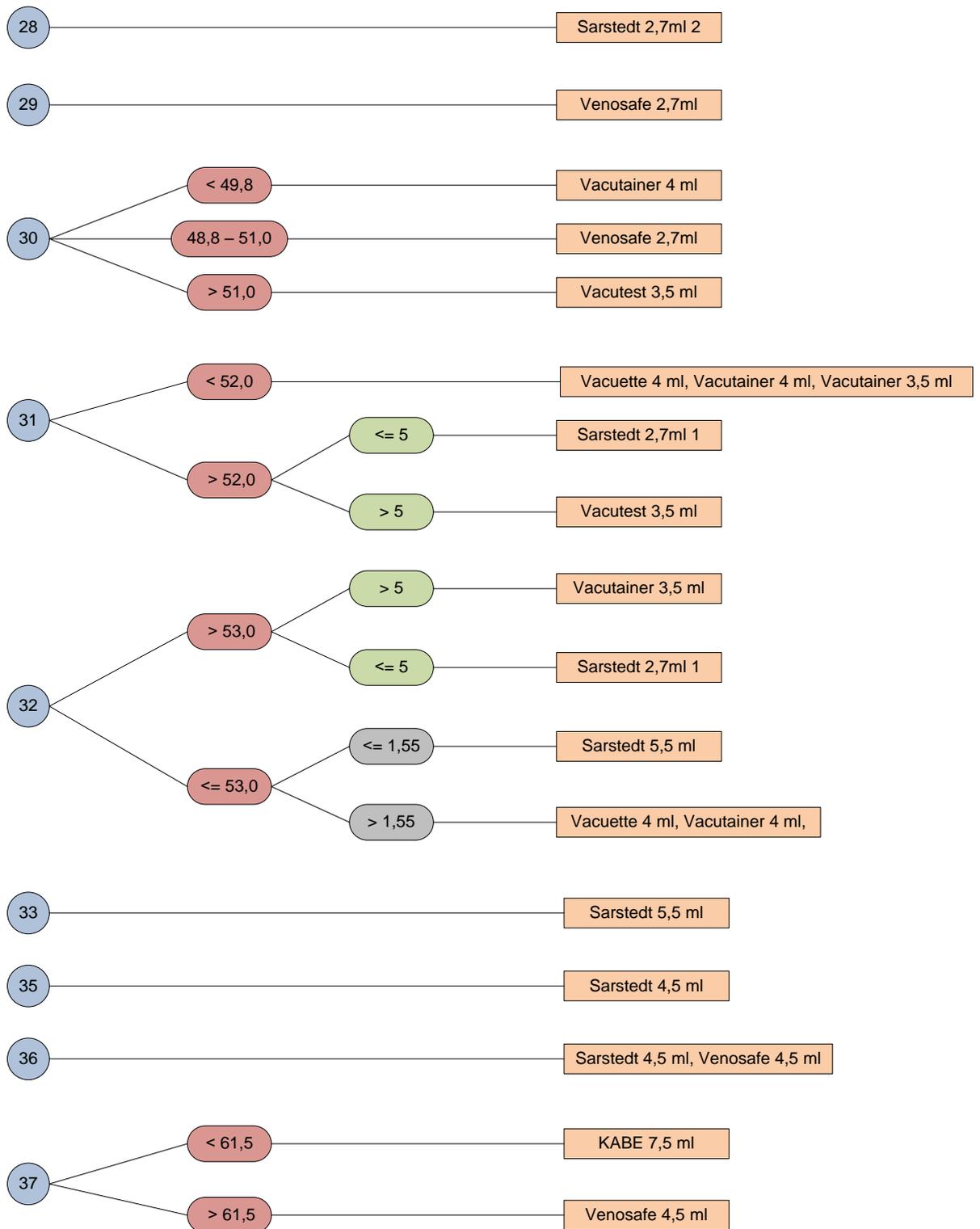
Summe

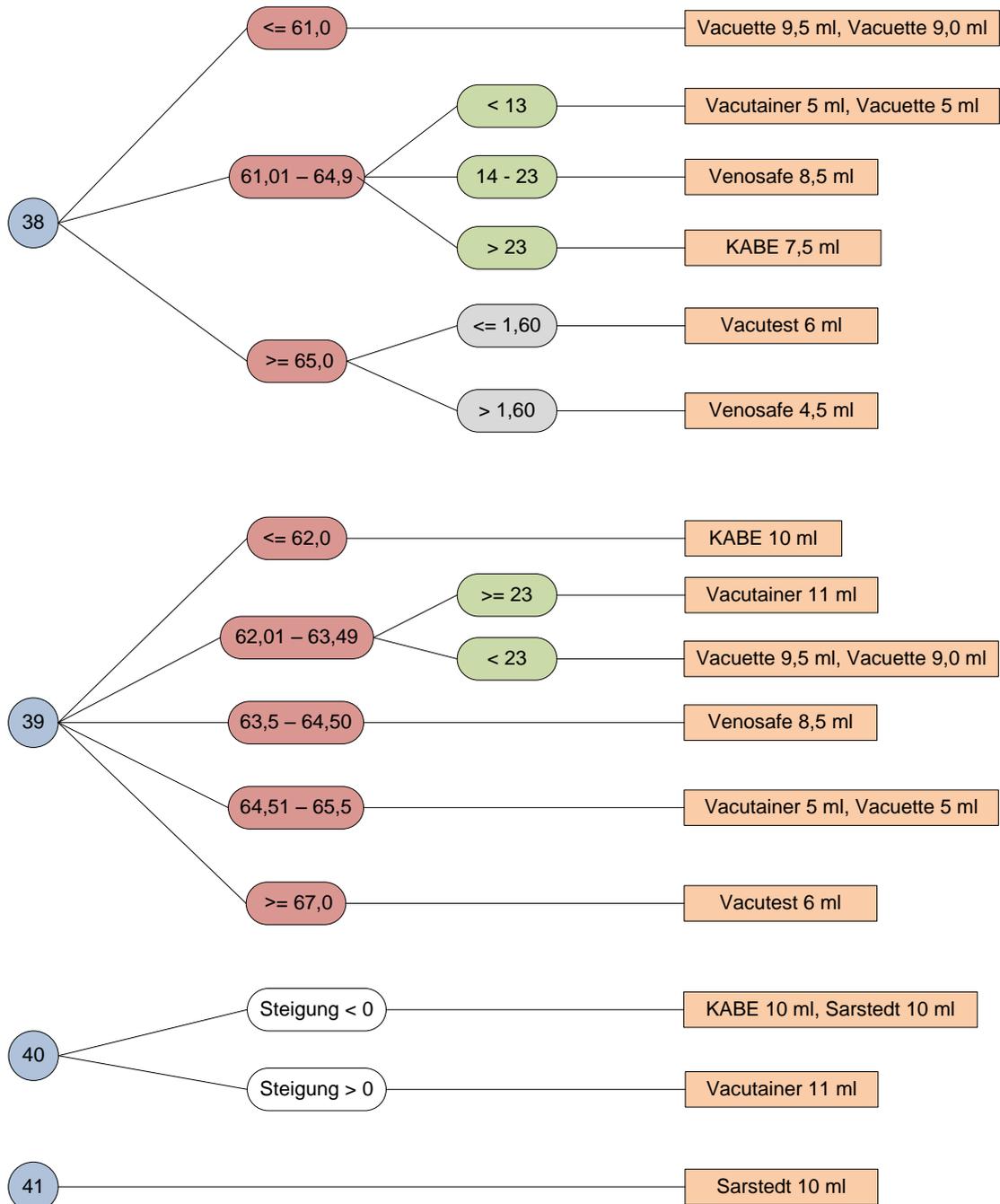
Anzahl Werte < 1,63

Minimum

Röhrchenname

## Prüfung 1





Länge

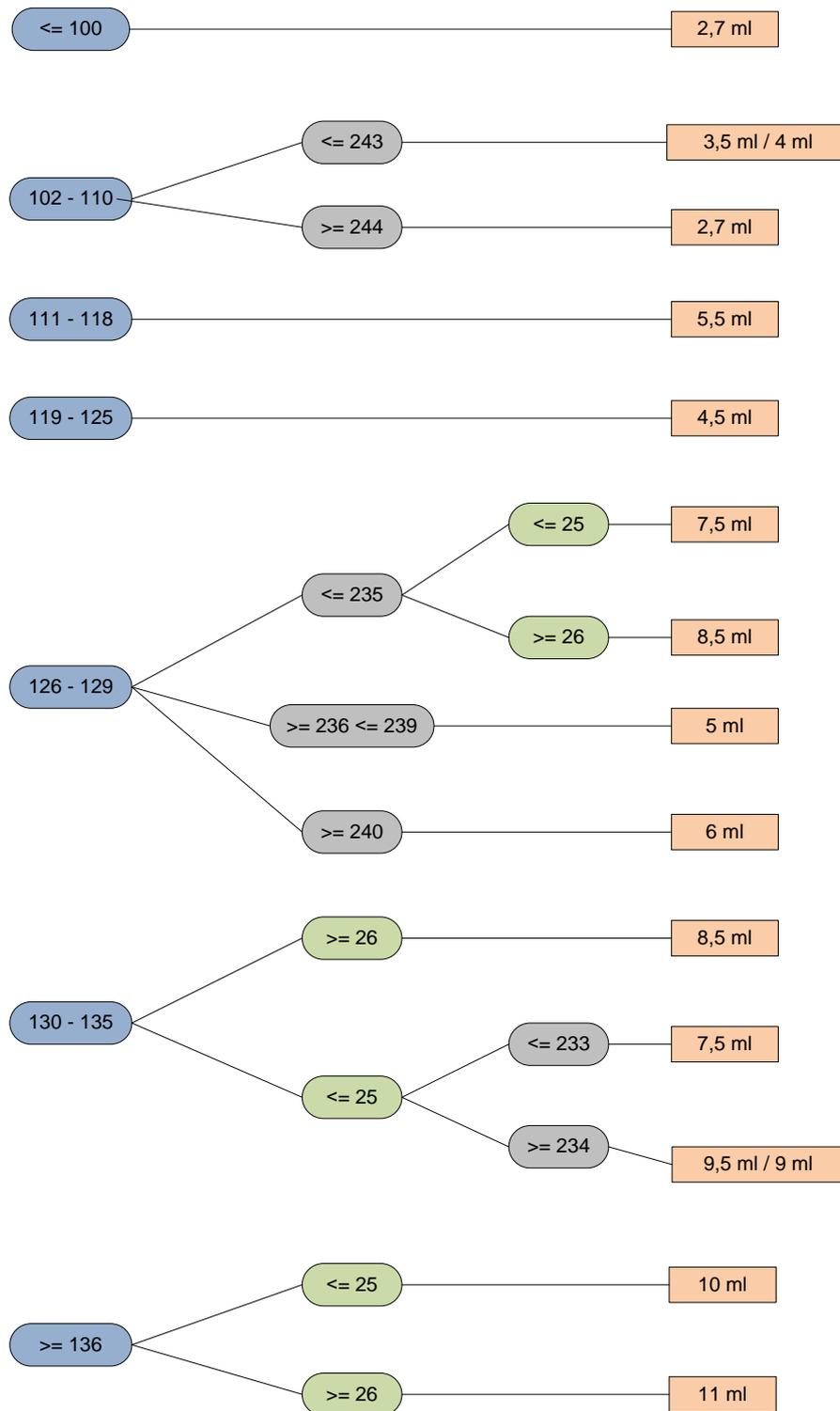
Summe

Anzahl Werte < 1,63

Minimum

Röhrchenname

## Vermessung aller Röhren 1000 Hz



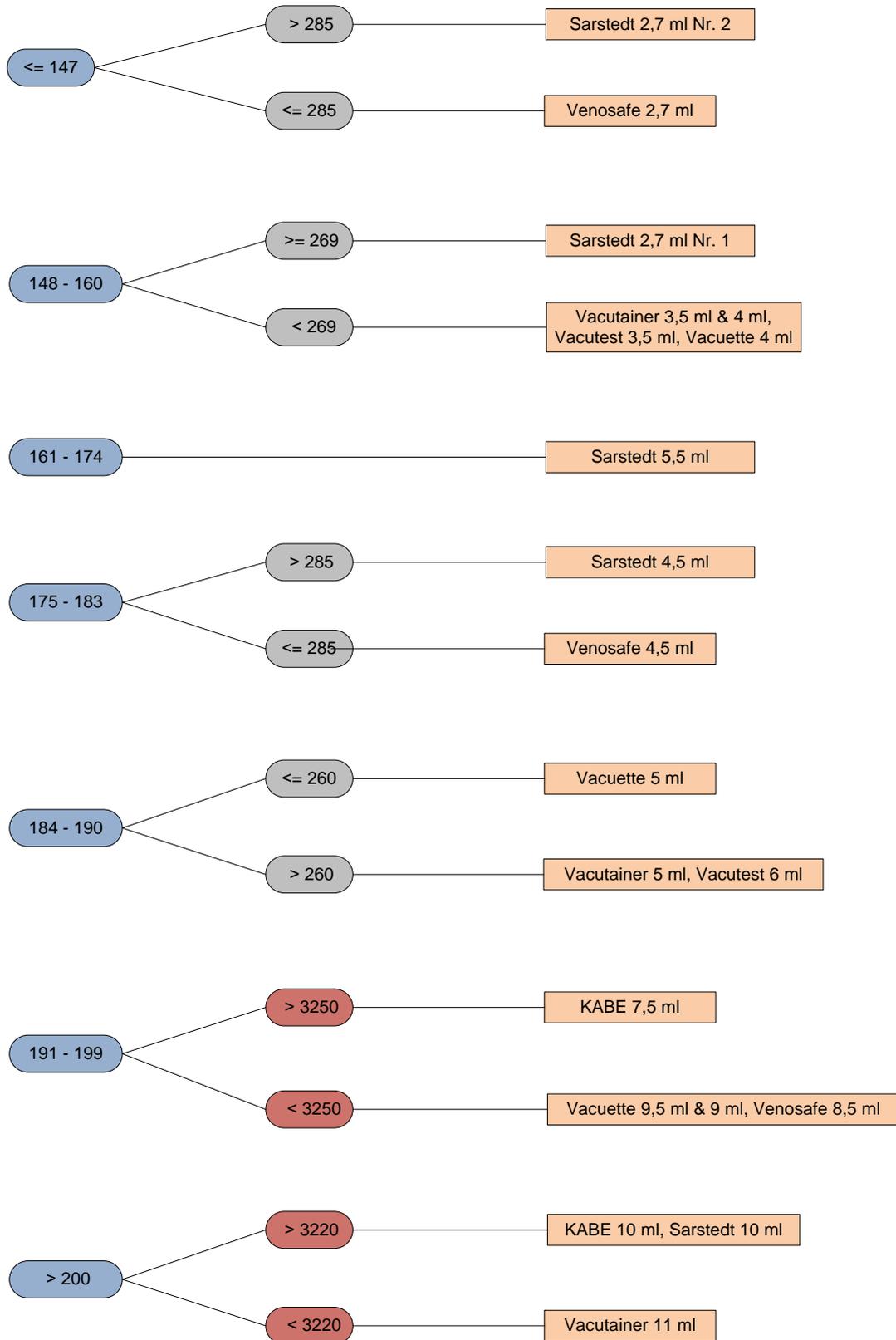
Länge

Anzahl Werte < 240

Minimum

Röhrchenname

## Füllstandsmessung



Länge

Summe erste zehn Werte

Minimum

Röhrchenname