



Technische Universität München  
Fakultät für Maschinenwesen  
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

## **Messmethoden für die Detektion der Flüssigkeitsaufnahme zur Prävention von Dehydratation**

Joachim Friedrich Kreuzer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Veit Senner

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. Tim C. Lüth

2. Prof. Dr. Dr. h.c. Ulrich Walter

Die Dissertation wurde am 27.06.2016 bei der Technischen Universität München eingereicht  
und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 27.03.2017 angenommen.







# Vorwort

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik von Prof. Dr. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München

Herrn Prof. Dr. Tim C. Lüth danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung. Insbesondere danke ich für die ausgezeichnete Förderung und die zahlreichen Entwicklungsmöglichkeiten, die mir während der Promotion geboten wurden.

Bei Prof. Dr. Dr. h.c. Ulrich Walter möchte ich mich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter bedanken.

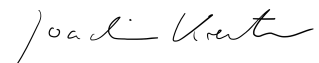
Bei Prof. Dr. Veit Senner möchte ich mich für die Bereitschaft bedanken, den Prüfungsvorsitz zu übernehmen.

Dem Kuratorium Wohnen im Alter danke ich für die Einblicke in den Alltag eines Pflegeheims. Insbesondere sind dabei Dr. Stefan Arend, Michael Pfitzer und die Pflegekräfte und Mitarbeiter des Luise-Kiesselbach-Hauses zu nennen.

Ich danke allen Kollegen am Lehrstuhl für die gemeinsame Zeit, für die Unterstützung, für fachliche und nicht-fachliche Diskussionen sowie für ihre Anregungen. Besonders hervorzuheben sind dabei die Mitglieder der Gruppe AgeTech Lorenzo D'Angelo, Jakob Neuhäuser, Samuel Reimer und Christina Hein. Diese Arbeit wäre ohne das Engagement der beteiligten Studenten nicht möglich gewesen. Ihnen und insbesondere Jannai Flaschberger und Johannes Deist gebührt meine Dankbarkeit. Zusätzlich danke ich allen Versuchsteilnehmern und Korrekturlesern.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie für ihren uneingeschränkten Rückhalt und allen Menschen, die mich auf meinem Weg begleitet und so ihren Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

München im Juni 2016



Joachim Friedrich Kreutzer



# Inhaltsverzeichnis

1	Einführung .....	1
2	Problemstellung: Flüssigkeitsmangel .....	3
2.1	Wasser im menschlichen Körper .....	3
2.2	Abweichungen des Wasserhaushalts .....	4
2.3	Auswirkungen des Alterungsprozesses auf den Wasserhaushalt .....	5
2.4	Verbreitung von Dehydratationen .....	5
2.5	Medizinische Zielsetzung .....	7
3	Stand der Technik .....	9
3.1	Bestimmung des momentanen Hydratationszustands.....	9
3.2	Kontinuierliche Erfassung der Flüssigkeitsaufnahme .....	9
3.2.1	Trinkprotokolle.....	9
3.2.2	Stand der Forschung .....	10
3.2.3	Ansätze aus dem Lifestyle-Bereich .....	11
3.3	Defizite am Stand der Technik .....	12
3.4	Technische Aufgabenstellung .....	15
3.5	Abgrenzung .....	15
4	Ansätze zur Detektion der Flüssigkeitsaufnahme .....	17
4.1	Überwachte Größe .....	17
4.2	Sensorik .....	17
4.2.1	Hydrostatischer Druck.....	18
4.2.2	Gewichtskraft .....	20
4.2.3	Leitfähigkeit .....	23
4.2.4	Kapazität .....	25
4.2.5	Optische Effekte .....	29
4.2.6	Ultraschall .....	30
4.2.7	Weitere Sensorprinzipien zur Füllstandsbestimmung .....	30
4.2.8	Durchfluss .....	31
4.2.9	Vergleich der Sensorprinzipien.....	36
4.3	Unterstützende Sensorik .....	38
4.3.1	Inertialsensoren .....	39
4.3.2	Lippenkontakt .....	39
4.3.3	Flüssigkeitserkennung .....	40
4.4	Energieversorgung.....	40
4.4.1	Passives System .....	40
4.4.2	Aktives System .....	42
4.4.3	Vergleich der Energieversorgungskonzepte .....	44
4.5	Peripherie .....	44
4.5.1	Funktionen peripherer Geräte .....	44
4.5.2	Datenübertragung .....	44
4.5.3	Softwarelösungen.....	45
4.5.4	Ladestationen .....	46
4.5.5	Basisstationen .....	46
4.5.6	Netzwerk aus Basisstationen und zentraler Einheit .....	47

5	Konzept eines Detektionssystems .....	51
5.1	Statische Systembeschreibung.....	51
5.1.1	Detektionsbecher .....	51
5.1.2	Detektionshalm .....	57
5.1.3	Basisstation .....	59
5.2	Dynamische Systembeschreibung .....	61
5.3	Risikoanalyse .....	62
6	Prototypische Realisierung.....	65
6.1	Detektionsbecher.....	65
6.2	Detektionshalm .....	68
6.3	Basisstation .....	74
7	Experimente.....	77
7.1	Verifikation der Sensoreinheiten .....	77
7.1.1	Detektionsbecher .....	77
7.1.2	Detektionshalm .....	84
7.2	Validierung der Trinkmengen-detektion .....	89
7.2.1	Pflegekräfte als Referenz .....	89
7.2.2	Detektionsbecher .....	94
7.2.3	Detektionshalm .....	97
7.3	Diskussion .....	99
8	Zusammenfassung.....	105
8.1	Ausblick.....	107
A	Beteiligte Studenten .....	109
B	Literaturverzeichnis .....	111



# 1. Einführung

Wasser steht wie kein anderes Molekül für Leben. Es bedeckt 71 % der Erdoberfläche und ist so allgegenwärtig, dass sich seine Abwesenheit nicht vorstellen lässt. Es durchdringt nicht nur den Alltag, sondern ist Grundvoraussetzung jeglichen organischen Lebens. Auch für den menschlichen Körper ist Wasser essentiell, indem es an der Aufrechterhaltung aller Körperfunktionen beteiligt ist.

Deswegen stellt Flüssigkeitsmangel ein ernstzunehmendes Gesundheitsrisiko dar. Dieses als Dehydratation bezeichnete Phänomen ist weit verbreitet und steht allein in Deutschland mit jährlich 950 000 Krankenhausaufenthalten und 2 000 Todesfällen in Verbindung. Bedroht sind vor allem ältere Menschen, da im Alter die natürliche Regulation des Wasserhaushaltes durch das Durstgefühl nachlässt. Bei ihnen muss deshalb besonders aufmerksam auf eine ausreichende Flüssigkeitsversorgung geachtet werden. Jedoch stellen weder die aufwändig anzufertigenden Trinkprotokolle in Pflegeheimen, Lifestyle-Produkte noch die bisherigen Forschungsarbeiten eine vollständig zufriedenstellende Lösung dar.

Diese Dissertation setzt hier an und stellt ein System zur automatischen und zuverlässigen Erfassung von Trinkmengen vor, um eine sich abzeichnende Dehydratation frühzeitig zu erkennen und ihr rechtzeitig entgegen zu wirken.

Im Laufe der vorliegenden Arbeit wird das Problem des Flüssigkeitsmangels eingehend untersucht und auf seine Gründe, Auswirkungen und die Verbreitung eingegangen. Es wird vorgestellt, wie in unterschiedlichen Bereichen gegen Dehydratation vorgegangen wird, wo die charakteristischen Nachteile liegen und warum ein Verbesserungsbedarf besteht. Es wird systematisch untersucht, wie eine quantitative Erkennung der Flüssigkeitsaufnahme aussehen kann. Hierzu werden verschiedene Aspekte technischer Lösungen vorgestellt, untersucht und verglichen. Dies beinhaltet vor allem unterschiedliche Sensorkonzepte, aber auch weitere Komponenten eines Gesamtsystems. Sie werden im Kontext des Anwendungsfalls diskutiert und anhand exemplarischer Umsetzungen evaluiert. Aus den vorteilhaftesten Ansätzen wird ein System abgeleitet, das aus zwei Sensoreinheiten und einer Basisstation besteht. Bei der einen Sensoreinheit handelt es sich um einen Becher, der seinen Füllstand mittels einer kapazitiven Sensorik bestimmt und aus Änderungen die Trinkmenge ableitet. Die andere Sensoreinheit ist ein Trinkhalm, der die Durchflussmenge misst. Beide Systeme verbinden sich über Funk mit der Basisstation, um die Trinkmenge anzuzeigen. Diese Dissertation stellt den Entwicklungsprozess dieses Gesamtsystems vor, indem auf das Konzept und die Realisierung aller Komponenten eingegangen wird. Die erarbeitete Lösung wird ausführlich evaluiert, indem die Sensoreinheiten hinsichtlich ihrer Funktionalität verifiziert, von Nutzern validiert und anschließend einer kritischen Diskussion unterzogen werden. Schließlich werden Perspektiven zur Weiterentwicklung aufgezeigt.

Diese Dissertation stellt damit einen Beitrag zur Prävention von Dehydratationen dar, indem ein ausgearbeitetes und erprobtes System zur Erkennung der Flüssigkeitsaufnahme vorgestellt wird.



## 2. Problemstellung: Flüssigkeitsmangel

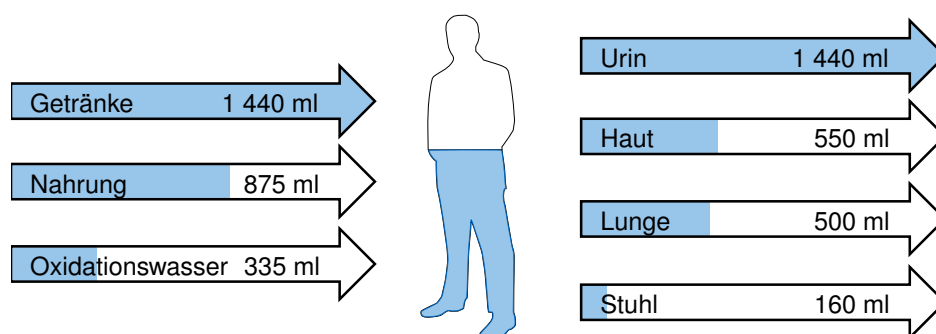
### 2.1. Wasser im menschlichen Körper

**Wasserhaushalt** Wasser ist der Hauptbestandteil des menschlichen Körpers und macht bei gesunden erwachsenen Menschen 50 – 60 % des Körpergewichts aus, wobei der Anteil mit zunehmendem Alter abnimmt. Es ist an der Wärmeregulation, dem Stoffwechsel oder dem Transport von Substanzen wie Nährstoffen oder Blut beteiligt (Pschyrembel 2014). Das Wasser im menschlichen Körper teilt sich in einen intrazellulären und einen extrazellulären Teil auf, wobei letzterer Lymphe, Plasma und transzelluläres Wasser beinhaltet. Diese Verteilung wird durch die jeweiligen Elektrolytkonzentrationen beeinflusst, insbesondere von  $\text{Na}^+$ . Wenn durch Osmose von Wassermolekülen Konzentrationsgefälle ausgeglichen werden, treten Volumenänderungen der Zellen auf (Luft 1998). Der gesamte Wasseranteil des Körpers wird im Gleichgewicht gehalten, indem der Körper Flüssigkeitsausscheidung und -aufnahme regelt (Weitzman & Kleeman 1979). Abbildung 1 stellt dies schematisch dar.

**Abgabe** Wasserverluste erfolgen primär über Nieren und Transpiration, also in Form von Urin und Schweiß. Daneben verliert der Körper über Stuhl, Verdunstungen im Rahmen der Atmung und über die Haut Wasser.

Das Ausscheiden von **Urin** dient unter anderem dazu, die Verteilung des Wassers im intrazellulären und extrazellulären Raum zu regeln, indem gezielt gelöste Substanzen ausgeschieden werden, beispielsweise Salze, die mit der Nahrung aufgenommen wurden. Die Nieren sind in der Lage, den Urin von Erwachsenen auf eine Osmolalität zwischen  $50 \text{ mOsm/l}$  und  $900$  bis  $1\,400 \text{ mOsm/l}$  zu verdünnen bzw. zu konzentrieren. Damit ist jeweils die Anzahl der osmotisch aktiven Bestandteile in Milliosmol pro Liter einer Lösung gemeint. Erwachsene produzieren im Schnitt etwa  $1 - 2 \text{ l}$  Urin pro Tag (Manz & Wentz 2003). Die durchschnittliche Urinproduktion von etwa  $50 \text{ ml/h}$  sinkt bei einer Unterversorgung mit Wasser auf bis zu  $15 \text{ ml/h}$  ab, während sie bei übermäßig hoher Wasseraufnahme auf bis zu  $1\,000 \text{ ml/h}$  ansteigen kann. Sportliche Aktivität oder hohe Umgebungstemperaturen reduzieren die Urinproduktion, während sie niedrige Temperaturen erhöhen (Zaccaria et al. 1998).

Während die Nieren primär den Salzhaushalt des Körpers regulieren, wird die Körpertemperatur über die **Transpiration** geregelt. Die Körpertemperatur erhöht sich für jede  $0,84 \text{ kcal/kg}$  vom Körper erzeugte Energie um  $1 \text{ }^\circ\text{C}$ . Die genaue Menge hängt neben der Aktivität des Menschen auch stark von der Umgebung ab, also von Temperatur, Luftfeuchtigkeit, Luftzug, Sonneneinstrahlungsintensität oder der Bekleidung. Diese Erwärmung muss durch Transpiration kompensiert werden. So entzieht  $1 \text{ g}$  Schweiß, der bei  $30 \text{ }^\circ\text{C}$  verdunstet, dem Körper  $0,58 \text{ kcal}$ . Wasserverluste durch **Verdunsten** über die Haut belaufen sich auf etwa  $550 \text{ ml/d}$ , wobei die Umgebungstemperatur, Luftfeuchte und -zirkulation sowie die Durchblutung der Haut und die Kleidung einen großen Einfluss haben. Diese Verluste können in heißem, trockenem Klima über  $8 \text{ l/d}$  bzw.  $4 - 5 \text{ l/h}$  über kurze Zeiträume betragen. Auch



**Abbildung 1** Durchschnittliche tägliche Aufnahme und Abgabe von je  $2\,650 \text{ ml}$ , um einen Wasseranteil im menschlichen Körper von  $50 - 60 \%$  aufrecht zu erhalten. Daten entnommen aus Deutsche Gesellschaft für Ernährung (2015).

die **Atmung** wird unter anderem von diesen Faktoren beeinflusst. So betragen Wasserverluste durch die Atmung bei sitzenden Personen etwa 250 – 350 m<sup>l</sup>/d und bei sportlich aktiven Personen 500 – 600 m<sup>l</sup>/d (Grandjean et al. 2003).

Wasserverluste über den **Stuhl** sind mit 100 – 200 m<sup>l</sup>/d Wasser bei gesunden Erwachsenen vergleichsweise gering. Bei Durchfallerkrankungen kann diese Menge jedoch auf das 5 bis 8-fache ansteigen (European Food Safety Authority 2010).

**Aufnahme** Die Wasseraufnahme kann über **Getränke** oder über **Nahrung** erfolgen, wobei sich der Wassergehalt von Nahrungsmitteln unterscheidet. Im Schnitt tragen Getränke 70 – 80 % und Nahrung 20 – 30 % bei (European Food Safety Authority 2010). Wasser wird zusätzlich durch **oxidative Prozesse** im Körper freigesetzt. Diese summieren sich auf 250 – 350 m<sup>l</sup>/d. Sie können bei anstrengender körperlicher Betätigung aber bis zu 600 m<sup>l</sup>/d betragen (Pivarnik et al. 1984). Obwohl phasenweise Abweichungen auftreten können, entspricht die Wasseraufnahme dem Flüssigkeitsbedarf. Normalerweise reguliert der Körper seinen Wasserhaushalt auf 0,2 % des Körpergewichts pro Tag. Die zuständigen Mechanismen modifizieren vorwiegend die Ausscheidung, stimulieren daneben aber auch in Form von Durst die Aufnahme. Obwohl sich diese Steuerung mit dem Alter ändert, bleibt sie in einem bestimmten Lebensabschnitt unter enger homeostatischer Kontrolle (European Food Safety Authority 2010, Huch & Jürgens 2011).

## 2.2. Abweichungen des Wasserhaushalts

**Dehydratation** Die Abnahme des Wasseranteils im menschlichen Körper wird als Dehydratation bezeichnet. Sie wird meist durch eine zu geringe Flüssigkeitsaufnahme durch Essen und vor allem Trinken hervorgerufen oder treten in Folge einer gesteigerten Flüssigkeitsabgabe auf (Wied & Warmbrunn 2012). Gründe der Steigerung sind beispielsweise starkes Schwitzen, Durchfall oder eine Dysfunktion der Nieren (Begum & Johnson 2010). Es wird dabei zwischen hypertoner, hypotoner und isotoner Dehydratation unterschieden, je nachdem, ob die Unterversorgung wasserlastig, salzlastig oder gleichmäßig auf Wasser und Elektrolyte verteilt ist (Pschyrembel 2014).

**Exsikkose** Während eine Dehydratation den Prozess einer unzureichenden Kompensation von Flüssigkeitsverlusten beschreibt, wird der Zustand einer negativen Abweichung vom optimalen Hydrationszustand als Exsikkose oder Hypohydratation bezeichnet (Pschyrembel 2014). Zugunsten der Übersichtlichkeit werden Flüssigkeitsdefizite im Rahmen dieser Dissertation einheitlich als Dehydratationen bezeichnet, unabhängig davon, ob der Zustand oder Prozess gemeint ist.

**Effekte von Dehydratationen** Aufgrund der Relevanz von Wasser können Dehydratationen zu starken Beeinträchtigungen von Körperfunktionen führen. Ein Wasserverlust bis etwa 1 % wird innerhalb von 24 h kompensiert. Unkompensierte oder höhere Verluste bewirken eine Reduktion der physischen und kognitiven Leistungsfähigkeit, der Wärmeregulierung und des Herz-Kreislaufsystems. Eine schwache Dehydratation äußert sich durch harmlose Symptome wie fehlende Hautspannung, trockene Zunge und Mundschleimhäute oder Sprechschwierigkeiten mit einer heiser wirkenden Stimme. Bei entsprechender Disposition kann es zu zunehmender Lethargie und Verwirrtheit kommen. Weitere Symptome sind Schwindel, Kopfschmerzen und Verstopfungen. Verluste ab 10 % sind lebensbedrohlich (Köther 2005, von Renteln-Kruse 2009, Gerber et al. 2014).

Eine Konsequenz von Dehydratationen ist, dass das Risiko von Folgeerkrankungen steigt (Wakefield et al. 2009). Hierzu zählen Gewichtsverlust, Stürze, Dekubitus, Munderkrankungen, Thrombose, Nierenschäden, Herz-Kreislaufversagen oder paradoxe Diarrhö. Aus diesen Risiken können schwerwiegende Krankheitsverläufe erwachsen, die im schlimmsten Fall zum Tode führen können (Mahlberg-Breuer & Mybes 2007). Etwa 20 % der Patienten, die mit einer Dehydratation in ein Krankenhaus eingeliefert werden, sterben innerhalb der folgenden 30 Tage (Menche 2011). Anzumerken ist, dass Dehydratation nicht nur Ursache, sondern auch ein Symptom sein kann.

**Hyperhydratation** Analog zur Dehydratation bezeichnet eine Hyperhydratation eine Überversorgung mit Wasser (Halmágyi 1972). Diese sind selten, können aber bei schneller Wasseraufnahme auftreten, wenn die Nierenkapazität von 0,7 – 1 ½ überschritten wird. Konkrete Grenzwerte können hierbei nicht pauschal definiert werden ohne individuelle und umweltbedingte Faktoren zu berücksichtigen (European Food Safety Authority 2010).

## 2.3. Auswirkungen des Alterungsprozesses auf den Wasserhaushalt

Obwohl Dehydratationen bei vielen Personengruppen wie Säuglingen, Sportlern oder Kranken auftreten können, sind insbesondere ältere Menschen gefährdet.

**Physiologische Veränderungen** Ein Hauptgrund hierfür liegt darin, dass die natürliche Regulation des Körperwassers durch das Durstgefühl im Alter gestört ist (Kenney & Chiu 2001). Daneben reduziert sich die Fähigkeit der Niere, mittels des antidiuretischen Hormons (ADH) Urin zu konzentrieren (Miller 2006). Im Gegensatz zu jüngeren Menschen verringert sich dadurch die Urinproduktion bei ungenügender Flüssigkeitsversorgung nicht. Auch nimmt die Osmolalität im Urin ab, wodurch verhältnismäßig weniger osmotisch aktive Teilchen ausgeschieden werden können. Dies wird durch einen abnehmenden, insbesondere intrazellulären Wasseranteil des Körpers im Alter verstärkt (von Renteln-Kruse 2009).

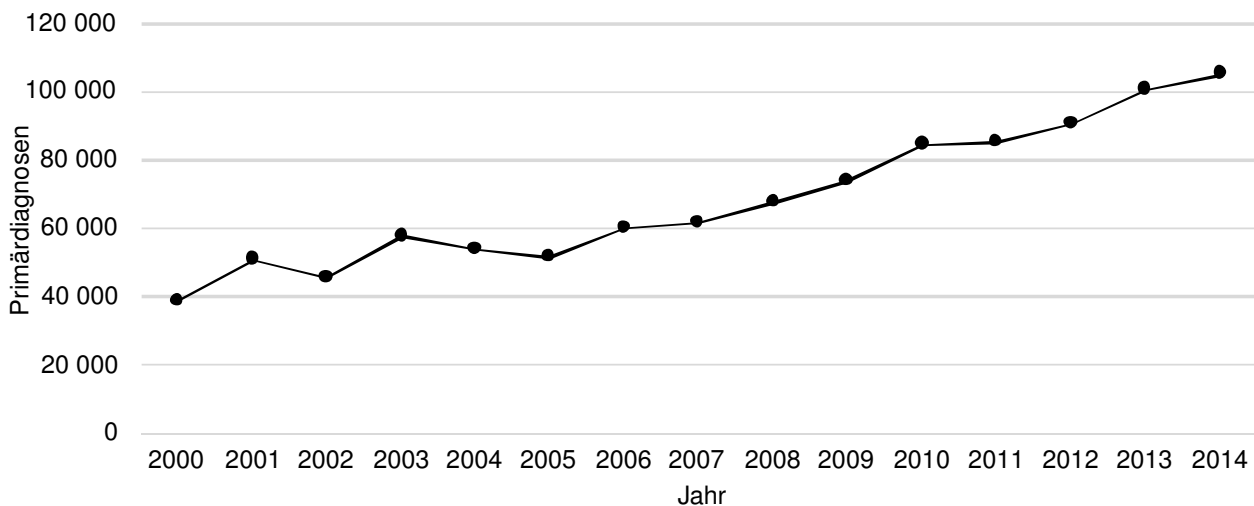
**Weitere Faktoren** Neben diesen körperlichen Änderungen tragen auch indirekte Faktoren zur Dehydratation bei. Immobilität schränken die Erreichbarkeit und Schluckstörungen oder Schmerzen die Einnahme von Getränken ein. Hemmungen bei Harninkontinenz können dazu führen, dass aus Angst vor nächtlichem Harndrang Trinken bewusst vermieden wird (Vilgis et al. 2015). Demenz oder psychische Leiden können eine verminderte Einnahme bewirken. Dem gegenüber stehen erhöhte Ausscheidungen durch Medikamente wie Diuretika- oder Abführmittel oder Krankheiten wie Infekte mit Fieber (Menche 2011). Als Folge wird der tägliche Flüssigkeitsverlust nicht mehr vollständig kompensiert (Arens-Azevêdo & Behr-Völtzer 2002).

**Empfehlungen zur Flüssigkeitsaufnahme** Obwohl der Wasserbedarf zwischen Individuen und entsprechend den Umweltbedingungen schwankt, sollten Flüssigkeitsaufnahme und –ausscheidung im Gleichgewicht gehalten werden. Die European Food Safety Authority (2010) empfiehlt täglich 2,0l für erwachsene Frauen und 2,5l für Männer. Diese Empfehlungen gelten auch im höheren Alter, da der geringere Flüssigkeitsbedarf durch die Abnahme der Konzentrationsfähigkeit der Niere ausgeglichen wird. Diese Empfehlungen beziehen sich auf moderate Temperaturen und geringe körperliche Betätigung. Höhere Umgebungstemperaturen oder sportliche Aktivitäten benötigen entsprechend höhere Flüssigkeitsaufnahmen. Die begleitenden Elektrolytverluste müssen ausgeglichen werden, um hypoosmolare Störungen zu verhindern (Gerber et al. 2014). Die Deutsche Gesellschaft für Ernährung (2014) empfiehlt Senioren täglich mindestens 1,3l, besser 1,5l zu trinken und gibt Ratschläge, wie dies erreicht werden kann. Als Richtwert für Personen über 65 wird eine Flüssigkeitszufuhr durch 1 310 ml Getränke, 680 ml feste Nahrung und 260 ml Oxidationswasser angenommen. Alternativ kann die tägliche Flüssigkeitsaufnahme aus Getränken und Nahrung auch in Abhängigkeit des Körpergewichts als 30 ml/kg betrachtet werden (Deutsche Gesellschaft für Ernährung 2015).

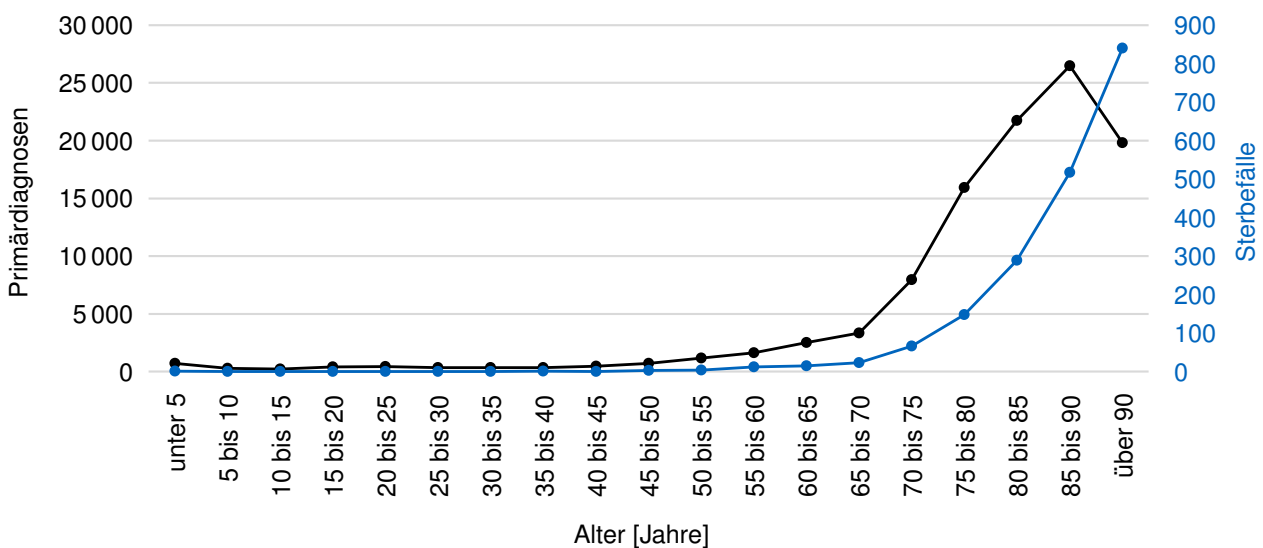
## 2.4. Verbreitung von Dehydratationen

Dehydratationen sind ein weit verbreitetes Phänomen, das vor allem ältere Menschen betrifft.

**Diagnosen in Krankenhäusern** 2014 wurde 104 913 mal die Primärdiagnose *E86 Volumenmangel* gestellt. Männer sind mit 54 Fällen je 100 000 Einwohner und Jahr merklich seltener betroffen als Frauen mit 82 Fällen. Von den so diagnostizierten Patienten verstarben 4 601 im Rahmen des Krankenhausaufenthalts, der im Schnitt 6,5 Tage dauerte (Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2016a). Wie in Abbildung 2 gezeigt, steigt die Zahl der Primärdiagnosen kontinuierlich. Dieser Trend ist auf den demografischen Wandel zurückzuführen, durch den die Gesellschaft altert und somit der Anteil älterer Personen in der Bevölkerung zunimmt (Pötzsch & Rößger 2015).



**Abbildung 2** Anzahl der Primär Diagnosen von Dehydratationen in Deutschland zwischen 2000 und 2014. Daten entnommen aus Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2016a).



**Abbildung 3** Anzahl der durch Dehydratationen verursachten Primär Diagnosen und Sterbefälle in Deutschland im Jahr 2014. Daten entnommen aus der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2016a) und der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2016b).

*E86 Volumenmangel* wurde neben diesen Hauptdiagnosen 2014 auch 851 491 mal als Nebendiagnose festgestellt. Dies entspricht 0,8 % aller Nebendiagnosen in Deutschland. Mit 378 608 Fällen (0,8%) sind Männer dabei etwas seltener betroffen als Frauen mit 472 869 Fällen (0,9%) (Statistisches Bundesamt 2015).

**Altersverteilung** Wie in Abbildung 3 aufgezeigt, häuft sich diese Diagnose mit zunehmendem Alter merklich. Betrachtet man nicht nur die Todesfälle, sondern die generelle Verbreitung von Dehydratationen, beispielsweise im Rahmen von Krankenhausdiagnosen, so wird die Brisanz dieser Unterversorgung deutlich. Über 90% der Primär Diagnosen wurden bei Personen über 65 Jahren gestellt (Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2016b).

**Durchgeführte Maßnahmen** Von dieser Entwicklung ist insbesondere der Pflegebereich betroffen. Da pflegebedürftige Personen oft nicht fähig sind, selbstständig auf ihre Flüssigkeitsaufnahme zu achten, muss diese Aufgabe von Pflegepersonal übernommen werden. Im Jahr 2013 waren in der stationären Pflege bei 62,7% der 53 407 vom *Medizinischen Dienst der Spitzenverbände der Krankenkassen* (MDK) überprüften Bewohner Maßnahmen zur Flüssigkeitsversorgung notwendig. Bei 91,3% wurden diese entsprechend den Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Ernährung (2014) erbracht. In der ambulanten Pflege war bei 30,9% der 61 694 befragten Pflegebedürftigen eine Beratung über die Risiken und erforderlichen Maßnahmen zur Flüssigkeitsver-

sorgung nötig, was bei 79,5% erfolgte. Entsprechende Maßnahmen wurden bei 93,4% der Personen ergriffen, bei denen Leistungen zur Flüssigkeitsversorgung durchgeführt werden konnten (Brüggemann et al. 2014).

**Todesursache** 2014 wurden in Deutschland bei 1 919 Todesfällen der ICD-Code *E86 Volumenmangel* als Todesursache dokumentiert. Diese Diagnose umfasst Dehydratationen, Depletion (Entfernen) des Plasmavolumens oder der extrazellulären Flüssigkeit sowie Hypovolämie (Verminderung der im Kreislauf zirkulierenden Blutmenge).

**Behandlungskosten** Die Behandlung jedes vollstationären Patienten in Krankenhäusern wurde 2014 für diese Hauptdiagnosegruppe mit 2 849 Euro angegeben (Statistisches Bundesamt 2015). Allein daraus ergeben sich in Deutschland jährliche Kosten von 300 Millionen Euro, welche die Nebendiagnosen noch unberücksichtigt lassen.

**Situation in den USA** Eine vergleichbare gesundheitliche und finanzielle Relevanz findet sich international wieder. 2013 wurden in den USA 152 550 Diagnosefälle zum ICD-9-CM Code *276.51 Dehydration* erfasst. Wiederum waren mit einem Anteil von 56,5% mehr Frauen als Männer betroffen. 1 510 der Personen verstarben während ihres Krankenhausaufenthalts, der durchschnittlich 3,0 Tage dauerte. Die dadurch verursachten Kosten wurden intern mit 817 Millionen Dollar angesetzt und mit 2 865 Millionen Dollar in Rechnung gestellt (Agency for Healthcare Research and Quality 2015). Sekundärquellen schätzen die vermeidbaren Kosten durch Dehydratation älterer Menschen in den USA für das Jahr 1999 auf über 1,4 Milliarden Dollar (Xiao et al. 2004). Für 2008 wurden reale Kosten von Dehydratationen in den USA in Höhe von 1,6 Milliarden Dollar veranschlagt, die als Krankenhauskosten von knapp 4,97 Milliarden Dollar abgerechnet wurden (Gallagher 2011).

## 2.5. Medizinische Zielsetzung

Ein ausgeglichener Wasserhaushalt ist eine Grundvoraussetzung für einen gesunden Körper. Da Abweichungen gravierende gesundheitliche Auswirkungen haben können, sollten sie auf jeden Fall vermieden werden. Vielen, insbesondere älteren Menschen, gelingt dies jedoch nicht in ausreichendem Maße, sodass sie auf Unterstützung angewiesen sind. Diese Dissertation soll einen Beitrag dazu leisten, Abweichungen des Flüssigkeitshaushalts frühzeitig zu erkennen. Hierdurch soll ermöglicht werden, rechtzeitig Maßnahmen ergreifen zu können, um die gesundheitlichen Konsequenzen einer Dehydratation abzuwenden. Da vor allem ältere Personen betroffen sind, liegt der Fokus auf dieser Personengruppe. Selbstverständlich sollen die erarbeiteten Erkenntnisse auch anderen Menschen zu Gute kommen. Dies können beispielsweise Personen sein, deren Flüssigkeitshaushalt aufgrund von Nierenversagen oder Herzinsuffizienz kontrolliert werden muss. Ebenso ist ein Nutzen für Kinder, gesundheitlich geschwächten Personen mit Fiebersymptomen oder mit psychischen Störungen denkbar.

Viele Faktoren des Wasserhaushaltes entziehen sich der Kontrolle, da sie von Umweltbedingungen oder unwillkürlichen Prozessen abhängen. Dementsprechend ist die Kontrolle der Flüssigkeitsaufnahme durch Getränke die wirkungsvollste Art, den Wasserhaushalt im Gleichgewicht zu halten. Diese Dissertation setzt hier an und untersucht, wie sich Trinken beobachten lässt. Das Ziel ist es, zuverlässige Messmethoden zu finden, welche die dabei aufgenommene Flüssigkeitsmenge automatisch bestimmen können.





## 3. Stand der Technik

### 3.1. Bestimmung des momentanen Hydratationszustands

**Klinische Zeichen einer Dehydratation** In Krankenhäusern werden Flüssigkeitsdefizite anhand von äußerlichen Symptomen wie stehenden Hautfalten, also veränderter Elastizität der Haut und des darunter liegenden Gewebes, rissiger Zunge und trockener Schleimhäute sowie durch einen Blutdruckabfall bei aufrechter Körperlage oder fehlender Füllung der Halsvenen im Liegen diagnostiziert. Im Rahmen einer Laboruntersuchung des Blutes kann ein erhöhter Hämatokritwert ein Indiz sein. Da die meisten dieser Symptome jedoch mehrdeutig oder Nebenwirkungen von Medikamenten sein können, ist eine entsprechende Interpretation notwendig (von Renteln-Kruse 2009).

**Weitere Methoden** Neben diesen Ansätzen existieren weitere, meist detaillierte Methoden, die in der klinischen Praxis jedoch weniger verbreitet sind. In unklaren Situationen kann der zentrale Venen- und linksventrikuläre Füllungsdruck gemessen oder eine Röntgenaufnahme des Brustkorbs gemacht werden (Rüchardt & Lydtin 1999). Bei Beobachtung des Hydratationszustands über mehrere Tage können Änderungen des **Körpergewichts** über wiederholte Messungen bestimmt werden, da Schwankungen über etwa 0,5 kg pro Tag mit Flüssigkeitsänderungen gleichbedeutend sind (Maughan et al. 2007). Neben dem Hämatokritwert ändern sich auch andere Eigenschaften des **Bluts** wie der Natriumgehalt, Blut-Harnstoff-Stickstoff oder die Osmolalität des Plasmas und Serums sowie deren Volumen. Zusätzlich können die Menge und Farbe, das spezifische Gewicht oder die Osmolalität des **Urins** herangezogen werden. Der Gesamtanteil an **Körperwasser** kann über die Verdünnung von Markern oder über bioelektrische Impedanzmessungen bestimmt werden. Der Wasserdurchsatz kann bestimmt werden, indem der zeitliche Verlauf des Anteils von Markern im Körperwasser beobachtet wird (Shirreffs 2003, Armstrong 2005, Armstrong 2007).

### 3.2. Kontinuierliche Erfassung der Flüssigkeitsaufnahme

#### 3.2.1. Trinkprotokolle

In Pflegeheimen werden bei der Pflegeanamnese, also beim Erheben der medizinischen Vorgeschichte und des Pflegebedarfs, durch die zuvor erwähnten ärztlichen Diagnosen oder durch Rahmenbedingungen wie hohe Temperaturen das Risiko des Bewohners bewertet (Korečić 2012). Entsprechend verpflichtender Empfehlungen (SBG XI - Soziale Pflegeversicherung 2014) des MDK werden in Pflegeheimen bei Personen, bei denen das Risiko einer Dehydratation besteht, phasenweise oder dauerhafte Bilanzierungsprotokolle geführt (Mahlberg-Breuer & Mybes 2007). Da viele der Flüssigkeitseinnahmen und Ausscheidungen nur sehr schwer zu beobachten sind, werden die Bilanzen normalerweise zu Trinkprotokollen vereinfacht, indem nur der Getränkekonsum betrachtet und einem Bedarf gegenübergestellt wird (Gerber et al. 2014). Dieser wird teilweise als personenunabhängiger Richtwert festgesetzt oder über Standardmethoden berechnet. Das an einem Tag mindestens und maximal zu trinkende Volumen wird dabei in Absprache mit dem behandelten Arzt festgesetzt (Brüggemann et al. 2014). Das Festlegen einer Höchstmenge kann durch andere Erkrankungen bedingt sein. So dürfen beispielsweise Dialysepatienten oder Personen mit einer Herzinsuffizienz eine gewisse Trinkmenge nicht überschreiten (Vilgis et al. 2015). Trinkprotokolle werden dadurch erstellt, dass Pfleger beobachten, wie viel Bewohner trinken und diese Werte im Nachhinein schriftlich in eine Liste eintragen. Die Detektion erfolgt über visuelle Überprüfung des Füllstandes und Addieren der geleerten Gefäße. Eingetragen werden zumeist runde Werte. Auf Basis dieser Beobachtungen werden gegebenenfalls Maßnahmen eingeleitet, um die Dehydratation zu bekämpfen. Dies können motivierende Maßnahmen wie Erinnerungen, gezielte Getränkewahl oder Infusionen sein (Simmons & Schnelle 2004, Berning et al. 2007, Sobotka et al. 2009, Volkert et al. 2013, Bunn et al. 2015).

### 3.2.2. Stand der Forschung

Mehrere Forschungsarbeiten präsentieren technische Alternativen zur kontinuierlichen manuellen Bestimmung von Flüssigkeitsaufnahmen, die in der Praxis jedoch keine Verbreitung finden. Dabei wird vor allem die Genauigkeit der Bestimmung des Hydratationszustandes bzw. eine Automatisierung der manuellen Schätzung durch eine technische Lösung adressiert.

**Gefäßgestützte Systeme** Mehrere Ansätze versuchen aus Füllstandsänderungen in Trinkgefäßen auf die Flüssigkeitsaufnahme zu schließen. Fan et al. (2016) nutzen kapazitive Sensoren zur Füllstandbestimmung von Trinkgefäßen. Der Schwerpunkt der Arbeit liegt in der Anwendung bei verschiedenen Materialien des Trinkgefäßes und der Typen an Sensorelektroden. Chiu et al. (2009) stellen einen Aufbau namens *Playful Bottle* vor, bei dem ein Handy über eine Halterung mit einem transparenten Becher verbunden wird. Der Beschleunigungssensor des Telefons löst nach Bewegungen die Kamera aus, die mittels einer im Becher angebrachten Strichcodierung den Füllstand erkennt. Spielerische Apps dienen als Motivation, mehr zu trinken. Grimmert et al. (2008) nutzen einen speziellen Flaschenkühler mit einer Wägezelle im Boden, der Flüssigkeitsentnahmen erkennt und gegebenenfalls durch Audiosignale zum Trinken anregt. Tamura et al. (2002) verwenden eine Thermoskanne, deren Gewicht eine elektrische Waage kontinuierlich misst und regelmäßig über einen digitalen Signalausgang an einen PC übermittelt. Über eine Internetverbindung werden die Messwerte auf einem Server ausgewertet. Daneben existieren studentische Projekte wie die gewichtsbasierte Tasse *Drinke* der UC Berkeley, USA (Pavel et al. 2012) oder die ultraschallbasierte *Intelligent Drinking Assistance* (IDA) des Karlsruhe Institut für Technologie (KIT) (Gültig et al. 2012), die nicht weiterverfolgt wurden. Letztere besteht aus einem Aufsatz für Schnabellassen, der mit einem Ultraschallsensor den Füllstand bestimmt, sobald von einem Beschleunigungssensor Bewegungen erkannt werden. Über einen kapazitiven Lippenkontakt am Mundstück kann zwischen tatsächlichem Trinken und Ausschütten des Inhalts unterschieden werden. Ein anderer Ansatz des KIT ist das Projekt *Trink Tracker*, das eine Gewichtsmessung in eine Tasse integriert (Zimmermann 2015).

**Indizien gestützte Systeme** Andere Forschungsarbeiten versuchen anhand von Indizien auf das Trinkverhalten zu schließen. Amft et al. (2010) stellen ein tragbares Sensorsystem vor, das über Bewegungssensoren am Handgelenk Trinkvorgänge erkennt. Trinkmenge und Gefäßtyp werden über den Trinkwinkel erschlossen, der über die Position des Handgelenks zu einem magnetfelderzeugenden Sender an der Schulter bestimmt wird. Der Füllstand lässt sich mit einer Zuverlässigkeit von 70 % in die Kategorien *voll*, *halbvoll* und *leer* einordnen. Dong et al. (2014) nutzen einen ähnlichen Ansatz, der auf einem Sensorband basiert, das um eine Trinkflasche geheftet wird. Über die Beschleunigungswerte wird mittels eines künstlichen neuronalen Netzwerks mit einer Zuverlässigkeit von 99 % ein Trinkvorgang erfasst. Über dessen Dauer wird mit einer Zuverlässigkeit von 75 % die Anzahl der Schlücke und damit die Trinkmenge abgeschätzt. Es gibt neben der Bewegungserfassung per Beschleunigungssensor auch andere Möglichkeiten, Trinken indizienbasiert zu beobachten. Die mittels einer Kamera aufgezeichneten Bewegungen des Nutzers können über eine Bilderkennungssoftware nach typischen Bewegungsmustern während eines Trinkvorganges untersucht werden. Ein hierfür häufig eingesetztes System ist die *Kinect* von *Microsoft*, die eine kostengünstige und einfache Bilderkennung ermöglicht. Dieser Ansatz wurde von Burgess et al. (2013) und Cunha et al. (2014) zur Erfassung von Trinkvorgängen verwendet, wobei in beiden Arbeiten keine Funktionen implementiert sind, um auf die Trinkmenge zu schließen. Kobayashi & Mineo (2014) nutzen ein Mikrofon um den Hals des Anwenders, um über Schluckgeräusche auf Trinkvorgänge und anhand der Charakteristik des Geräuschs auf die Größe des Schlucks zu schließen. Die Tagedrinkmenge einer Testperson konnte mit einer Abweichung von etwa 13 % bestimmt werden. Auch Fan & Truong (2015) haben ein System vorgestellt, das mittels eines Lautsprechers und Mikrofons über die Veränderung akustischer Wellen auf das Medium schließt. Obwohl es für mehrere Haushaltsgegenstände untersucht wurde, was auch den Füllstand von Getränkebehältern beinhaltet, lag der Fokus nicht auf der Erfassung von Trinkmengen.

**Robotergestützte Systeme** Service- und Assistenzroboter haben in den letzten Jahren beachtliche Fortschritte hinsichtlich Verbreitung und Fähigkeiten gemacht (Gerke 2015). Im Rahmen der fortschreitenden Entwicklung

ist denkbar, dass Pflegeroboter zum Reichen von Essen und Trinken eingesetzt werden. Dabei könnten diese zukünftig auch die Trinkmenge erfassen (Becker 2013).

### 3.2.3. Ansätze aus dem Lifestyle-Bereich

Im Rahmen des gegenwärtigen Trends, die persönliche Fitness und Ernährung zu ermitteln und zu optimieren, existieren Produkte zur Erfassung der Trinkmenge und anschließenden Ausgabe der Daten auf einer Smartphone App. Diese Produkte sind der Kategorie *Lifestyle* bzw. den Schlagworten *Quantified Self* oder *Self-Tracking* zuzuordnen und zielen nicht explizit auf den Pflegebereich ab (Ternès et al. 2015).

**Flaschen** Mehrere Systeme nutzen eine Flasche mit integrierter Sensorik, um die Flüssigkeitsaufnahme zu detektieren und im Anschluss auf einer Smartphone App anzuzeigen. *Pryme Vessyl* von *Mark One, Inc.* (San Francisco, USA) ist als Zwischenprodukt zu *Vessyl* entstanden, das zusätzlich die Getränkeart erfassen soll, dessen Erscheinungstermin jedoch in unbekannte Zukunft verschoben wurde (Mark One 2015). Weitere Beispiele sind *HidrateSpark* von *Hidrate Inc.* (Boulder, USA) (Hidrate 2016) und der auf einer Gewichtsmessung basierende *H20-Pal* von *Out of Galaxy, LCC* (Out of Galaxy 2015). Die *MyHydrate* Flasche von Jerry Sweeny (La Jolla, USA) ist nicht für Spülmaschinen oder Flüssigkeiten über 50 °C geeignet (Jerry Sweeny 2016). *Connected Hydration Bottle with Smart Lid* von *Thermos L.L.C.* (Schaumburg, USA) ist nur mit *iOS* nutzbar und funktioniert nicht mit heißen Getränken (Thermos 2015). *LifeFuels* von *LifeFuels, Inc.* (Reston, USA) ist eine Flasche, in welche Kartuschen mit Nahrungsergänzungen befestigt werden können (LifeFuels 2016).

**Becher** Weitere Systeme sind als Becher ausgeführt, nutzen davon abgesehen aber die gleichen Prinzipien wie flaschenförmige Systeme, indem sie die Flüssigkeitsaufnahme auf einer Smartphone App anzeigen. Hierzu zählen *Cuptime* von *Shenzhen Mecare Network Technology* (Shenzen, China) (Shenzhen Mecare Network Technology 2015) und *ocup* von *rrioo* (Shenzen, China). Letzteres misst zusätzlich die Getränketemperatur, lässt sich kabellos nach dem *Qi* Standard laden und kann über Gesten gesteuert werden (rrioo 2015).

**Untersetzer** *Obli* von *Fresh Idea Factory BV* (Lochem, Niederlande) ist ein Flaschenhalter, der über farbliche und akustische Signale zum Trinken der darin abgestellten Flasche anregen soll (Fresh Idea Factory 2014). Es basiert auf einer Gebrauchsmusterschrift zu einem Flaschenhalter mit integrierter Waage, die das entnommene Volumen erfassen soll (Stürenburg 2007). Die *intelligente Trinkuhr* von *MS Knobe Marketing Services GmbH* (Frankfurt am Main) warnt, wenn ein abgestelltes Glas eine gewisse Zeitspanne nicht benutzt wurde (MS Knobe Marketing Services 2014).

**Trinkschlauch** Während die zuvor erwähnten Systeme den Füllstand in einem Behältnis detektieren wollen, hat *Sportline Inc.* (Elmsford, USA) eine Methode entwickelt, die Trinkmenge mittels einer Durchflussmessung unmittelbar zu bestimmen. Ein Flüssigkeitsstrom, der durch Saugen an einem Mundstück hervorgerufen wird, versetzt eine Turbine in Rotation. Da sie aus einem magnetischen Material besteht, kann über einen Magnet-schalter ihre Rotationsgeschwindigkeit und dadurch der Durchfluss bestimmt werden, welcher der Trinkmenge entspricht. Ein Rückschlagventil verhindert den Rückfluss von Flüssigkeiten, da diese nicht erfasst werden können. Das Prinzip ist durch das US Patent *US 6.212.959 B1* (Perkins 2001) geschützt und wurde in unterschiedlichen Produkten umgesetzt, die auf dem selben Messsystem basieren. Der *HydraCoach* reiht sich in die oben erwähnten Trinkflaschen ein, wobei das Mundstück mit dem Mund zusammen gedrückt werden muss, um das Rückschlagventil zu öffnen (Sportline 1999). Der *CamelBak Flowmeter* ist ein Adapter für Trinkschläuche von *CamelBak*, der eine in Rucksäcken zu verstauende Trinkblase mit einem Mundstück mit Ventil verbindet (Camelbak Products 2009). Diese Trinksysteme ermöglichen ein freihändiges Trinken und sind für Outdooraktivitäten wie Wandern oder Radfahren gedacht.

**Abgebrochene Entwicklungen** Für weitere Projekte wurde auf *Kickstarter* erfolglos nach Finanzierung gesucht. Das Projekt *8UP* nutzt einen manuell zu bedienenden Zähler im Boden der Flasche, um durch Rotieren die Anzahl der getrunkenen Gläser zu messen. Das Finanzierungsziel wurde bis Dezember 2015 nicht erreicht. Sowohl die *BluFit Bottle* von *Burlingame* und *ORKA* von *Ogden* reihen sich in die flaschenbasierten Systeme

ein, endeten jedoch im November 2013 bzw. August 2015 erfolglos. Ebenso wurde *The Hug* von Cactus, Inc., das um eine Flasche geschnallt wird, seit September 2014 nicht weiter verfolgt. *Trago* ist ein Flaschenaufsatz aus den USA, der Ultraschallsensoren zur Füllstandsbestimmung nutzt, aber noch nicht erhältlich ist. In einer Offenlegungsschrift für ein Patent wurde ein System vorgeschlagen, das dem Ansatz von *Sportline Inc.* ähnelt, aber als Aufsatz auf eine Trinkflasche konzipiert wurde. Bisher ist daraus noch kein Produkt entstanden (Conrad & Hayn 2012).

**Smartphone Apps** Daneben existieren viele Apps für Smartphones, die keine spezielle Hardware erfordern. Über manuelle Eingaben soll angegeben werden, wann und wie viel Flüssigkeit getrunken wurde. Diese Informationen werden im Anschluss dazu genutzt, um mit einem persönlichen Tagesziel zu vergleichen, Erinnerungen, Verläufe und Statistiken anzuzeigen. Auch beschränkt auf Anwendungen aus dem *Google Play Store* mit mindestens 500 000 Downloads fanden sich am 17.01.2016 *Hydro Wasser trinken* von *Freshware*, *Hydro Coach - Wasser trinken* von *Codium App Ideas*, *Wasser trinken Erinnerung* von *NorthPark.Android*, *Aqualert: dich Wassertrinken* von *YourFitnessApps*, *Drink Water - Trink Wecker* von *Aplicativos Legais - LTDA*, *Carbodroid - Drinking Water* von *jooce*, *Drinking Water* von *Chickpin* oder *Waterbalance* von *Waterbalance*.

### 3.3. Defizite am Stand der Technik

**Nachteile an der Bestimmung des momentanen Hydratationszustands** Die klinischen Zeichen einer Dehydratation sind erst dann zu beobachten, wenn das Flüssigkeitsdefizit bereits aufgetreten ist. Sie stellen damit keine präventive Methode dar, sondern dienen der Diagnostik. Eine regelmäßige Kontrolle durch geschultes Fachpersonal ist notwendig, um sich abzeichnende Defizite hinreichend früh erkennen zu können. Aufgrund der Mehrdeutigkeit der frühen Anzeichen sind Fehlinterpretationen möglich, die eine ausgleichende Intervention verzögern können. Dieses notwendige Fachwissen ist bei Pflegeheimpersonal oder Angehörigen nicht zwangsläufig vorhanden. Als Konsequenz lässt sich diese symptomatische Diagnose von Dehydratationen nicht von Krankenhauskontexten auf andere Anwendungsbereiche wie Pflegeheime übertragen.

**Nachteile von Trinkprotokollen** Obwohl sie den aktuellen Goldstandard der Prävention von Dehydratationen darstellen, weisen Trink- bzw. Bilanzierungsprotokolle Nachteile auf.

Wie in Abschnitt 2.4 gezeigt, ist Flüssigkeitsmangel in der Altersgruppe über 65 weit verbreitet. Jedoch werden Trinkprotokolle in der Regel nur für ausgewählte Risikogruppen eingesetzt und erfolgen oft nur stichprobenhaft oder phasenweise. Sie haben damit eine geringe Personenreichweite, da selbstständige Bewohner oft nicht berücksichtigt werden. Dies liegt darin begründet, dass die Flüssigkeitsaufnahme selbstständiger und aktiver Personen nur schlecht nachvollzogen werden kann. Sie sind aufgrund ihrer erhöhten Aktivität und des damit verbundenen Flüssigkeitsverlusts jedoch besonders gefährdet. Pflegepersonal ist zudem oftmals nicht ausreichend auf die Gefahr einer Dehydratation bei selbstständigen Personen sensibilisiert (Begum & Johnson 2010). Häufig findet deswegen keine rückwirkende Aufnahme des Trinkverlaufes in Zusammenarbeit mit den Betroffenen statt. Generell kann ein Protokoll nur dann vollständig werden, wenn alle für einen Bewohner verantwortlichen Personen zusammenarbeiten, die bei der Flüssigkeitsaufnahme beiwohnen. Dies kann problematisch sein, wenn Zuständigkeiten nicht klar definiert sind (Mahlberg-Breuer & Mybes 2007). Beispielsweise kann ein Angehöriger beim Trinken behilflich sein, die Flüssigkeitsaufnahme aber nicht an das Pflegepersonal weitergeben. Dies ist insbesondere in ambulanten Pflegesituationen dramatisch, da Trinkprotokolle dort häufig nicht konsequent geführt werden (Schmidt & Meißner 2009).

Ein weiterer Grund dafür, dass keine lückenlose Dokumentation angefertigt wird, ist der hohe personelle und zeitliche Aufwand der Pflegekräfte. Nachdem beim Trinken unterstützt und die Flüssigkeitsaufnahme beobachtet wurde, muss diese erst händisch in ein Formblatt und später bilanziert in ein Pflegedokumentationssystem übertragen werden. Dies stellt als eintönige Routineaufgabe eine kontinuierliche Belastung des Pflegepersonals dar. Zum einen schlägt sich dies in den Personalkosten des Gesundheitssystems wieder, zum anderen kann es bei

der gleichzeitigen Betreuung mehrerer Bewohner sehr zeitaufwendig sein. Als Folge findet oftmals keine Evaluation der Trinkprotokolle statt. Folglich wird in diesen Fällen die Trinkmenge mit großem Aufwand überwacht, aber kein Rückschluss auf den tatsächlichen Hydratationszustand der Bewohner gezogen. Da dadurch keine Intervention bei ungenügender Flüssigkeitsaufnahme durchgeführt werden kann, verlieren Trinkprotokolle ihre Funktion als Präventivmaßnahme gegen Dehydratationen (Mahlberg-Breuer & Mybes 2007). Dieses zeitliche Problem betrifft daneben alle Alternativen, die ein manuelles Bestimmen oder Dokumentieren der Flüssigkeitsaufnahme erfordern. Hierzu zählen beispielsweise die Patente von Bucksch (2003) oder die reinen Softwarelösungen der zuvor erwähnten Smartphone Apps aus dem Lifestyle-Bereich.

Durch das Ermitteln der Trinkmengen nach Augenmaß sind Trinkprotokolle mit dem Schätzfehler des Pflegepersonals belastet. Abschnitt 7.2.1 stellt eine Voruntersuchung vor, die ergab, dass die Schätzungen von den tatsächlichen Mengen abweichen. Das eingefüllte Volumen lag darin etwa 5 % unter dem beabsichtigten Wert und getrunkenes Volumen wurde etwa 9 % überschätzt. Dies deutet darauf hin, dass die dokumentierten Trinkmengen tendenziell überschätzt werden (Kreutzer et al. 2013).

**Nachteile indirekter Systeme** In Abschnitt 4.1 werden die Größen besprochen, die von einem Detektionssystem überwacht werden können. Die meisten der beim Stand der Technik vorgestellten Systeme entsprechen der Kategorie der indirekten Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass sie die tatsächlich aufgenommene Flüssigkeit nicht direkt erfassen, sondern über andere Messgrößen darauf schließen. Hierfür müssen Annahmen getroffen werden. Für diese Annahmen sind jeweils Szenarien denkbar, in welchen sie nicht oder nur eingeschränkt zutreffen. Je mehr Annahmen erforderlich sind und je unkorrelierter der Zusammenhang, desto stärker kann sich die aus dem Sensorwert abgeleitete Trinkmenge von der tatsächlichen unterscheiden. Eine nicht zutreffende Annahme kann somit bewirken, dass die ermittelte Flüssigkeitsaufnahme ungenau ist, selbst wenn das System einwandfrei und mit hoher Genauigkeit funktioniert. Gefäßgestützte Systeme gehen davon aus, dass die aus ihnen entnommene Flüssigkeit der Trinkmenge entspricht. Diese Annahme kann beispielsweise verletzt werden, wenn ein körperlich eingeschränkter Nutzer mit Tremor beim Trinken Flüssigkeit verschüttet. Zusätzliche Annahmen sind beispielsweise erforderlich, wenn das Messsystem mehrere Zwischenschritte von der finalen Flüssigkeitsaufnahme entfernt ist. Während beim Trinken aus einem Sensorbecher nur hier etwas verschüttet werden kann, kann zusätzlich beim Einschenken aus einer Sensorflasche in einen Becher etwas verschüttet werden. Die Sensorflasche trifft somit die Annahmen, dass die aus ihr entnommene Flüssigkeit derjenigen im Becher und diese wiederum der tatsächlich aufgenommenen entspricht. Mehr Annahmen sind damit gleichbedeutend mit mehr potentiellen Fehlerquellen.

**Nachteile gefäßgestützter Systeme** Prinzipbedingt sind gefäßgestützte Systeme immer an eben jenes Gefäß gebunden. Im Falle von Trinkgefäßen ist damit ein Typ vorgegeben, der mit gewissen Getränkearten verbunden wird. Gläser werden gewöhnlich mit Wasser, Säften oder Softdrinks, Tassen mit Tee oder Kaffee oder Krüge mit Bier assoziiert. Dies ist insbesondere dahin gehend relevant, dass zur Motivation von Personen mit nachlassendem Durstgefühl empfohlen wird, Getränke ansprechend und in gewohnten Gefäßen anzubieten (Gerber et al. 2014). Bei einer lückenlosen Erfassung der Flüssigkeitsaufnahme sollten also mehrere unterschiedliche Gefäßtypen eingesetzt werden, um verschiedenen Getränken Rechnung zu tragen. Andernfalls könnte die konstante Verwendung des gleichen Gefäßes einen negativen Effekt auf die Trinkmenge haben. Vom endgültigen Trinkgefäß unabhängige Behälter wie Flaschen oder Untersetzer umgehen dieses Problem. Sie haben jedoch den zuvor erwähnten Nachteil der zusätzlichen Annahmen.

Das von Fan et al. (2016) vorgestellte kapazitive Messsystem weist Ungenauigkeiten in Folge zu hoher oder niedriger Temperaturen auf. Stationäre Systeme wie von Tamura et al. (2002) oder Grimmert et al. (2008) ordnen jedem Bewohner eine individuelle Abfüllstation zu. Bei einem Einsatz in einem Pflegeheim müssten folglich jedem Bewohner Getränke aus einem anderen Gerät in einen Becher gefüllt werden. Dies birgt nicht nur einen hohen zusätzlichen Aufwand, sondern auch ein hohes Verwechslungsrisiko. Außerdem basieren diese Systeme auf der zweifelhaften Annahme, dass jegliche eingeschenkte Flüssigkeit vollständig getrunken wird. Am stationären

Flaschenhalter *Obli* wird der hohe Platzbedarf und die mangelnde Mobilität kritisiert (Zimmermann et al. 2015). Für eine umfassende Erfassung müsste der Nutzer ausschließlich in dessen Nähe trinken.

**Nachteile indizien-gestützter Systeme** Die von indizien-gestützten Systemen getroffenen Annahmen sind tendenziell weniger zutreffend als bei Gefäßen, sodass mehr potentielle Interpretationsfehler auftreten können. Die Ansätze per Bewegungserkennung von Amft et al. (2010) und Dong et al. (2014) registrieren zwar zuverlässig Trinkvorgänge, sind dafür hinsichtlich des aufgenommenen Volumens ungenau. Ihre Anwendung sollte also eher in der Aktivitätsüberwachung als in der Dehydratationsprävention gesehen werden. Die kamerabasierten Ansätze von Burgess et al. (2013) und Cunha et al. (2014) erfordern, dass sich der Nutzer kontinuierlich im Sichtbereich der Kamera aufhält. Diese konstante Überwachung tendiert zu einer Verletzung von Persönlichkeitsschutzrechten. Da keine Trinkmengenerkennung implementiert ist, sind auch diese Ansätze primär zur Aktivitätserkennung wenig mobiler Personen gedacht. Der Ansatz von Kobayashi & Mineno (2014), Schluckgeräusche zu analysieren, scheint nur auf eine Person optimiert zu sein. Unklar ist, inwieweit das System für unterschiedliche Nutzer angepasst werden muss. Zusätzlich ist die Akzeptanz ungewiss, ein auffälliges Mikrofon um den Hals zu tragen.

**Nachteile robotergestützter Systeme** Da bisher noch keine funktionsfähigen Serviceroboter verfügbar sind, ist eine darauf basierende Überwachung der Flüssigkeitsaufnahme derzeit nicht umsetzbar.

**Nachteile von Lifestyle-Produkten** Produkte aus dem Lifestyle-Bereich sind für andere Nutzergruppen als ältere Personen ausgelegt. Dies zeigt sich beispielsweise daran, dass sie ausnahmslos ein Smartphone als Nutzerschnittstelle voraussetzen. Der Zwang zu einem in der Personengruppe oftmals ungewohnten Gerät erschwert die Kontrolle. Zusätzlich sind entsprechende Lösungen schwer in vorhandene Strukturen und Routinen im Pflegebereich zu integrieren. Sie ignorieren damit diejenigen Menschen, die am meisten durch Dehydratationen gefährdet sind. Reine Smartphone Apps erfordern zudem eine hohe Eigeninitiative und Technikaffinität, die in Pflegeheimen in der Regel nicht gegeben ist. Die stichprobenhafte Untersuchung eines entsprechenden Systems zeigte, dass die Detektion für eine effektive Trinkmengenüberwachung nicht zuverlässig genug ist. So zeigte *Cuptime* zwar eine hohe Messgenauigkeit, erkannte aber nur jeden zweiten Trinkvorgang (Kreutzer 2015).

**Nachteile der Durchflussmessung durch einen Trinkschlauch** Eine gesonderte Diskussion verdienen die Systeme zur Durchflussmessung von *Sportline Inc.*. Sie stellen die bisher einzigen Ansätze dar, welche die Trinkmenge direkt erfassen und nicht über indirekte Messgrößen erschließen. Die Umsetzung als Trinkflasche - *HydraCoach* - wurde im Pflegebereich erprobt. Sie wurde als unhandlich und zu schwer kritisiert. Zusätzlich sei der Trinkvorgang schwierig und umständlich, da zum Trinken gleichzeitig auf das Mundstück gebissen und Getränke angesaugt werden müsse (Zimmermann et al. 2015). Bei einer weiteren Untersuchung an Patienten mit Nierentransplantationen empfanden es zwar 67 % der Befragten als einfach zu nutzen, jedoch wurde es nur von jedem zweiten täglich verwendet. Daraus lässt sich ableiten, dass die Umsetzung nicht intuitiv genug für eine dauerhafte und regelmäßige Anwendung ist (Kullgren et al. 2015).

Die Messgenauigkeit des *CamelBak Floweters* wurde intern untersucht, der eine baugleiche Sensoreinheit wie der *HydraCoach* verwendet. In exemplarischen acht Messungen wurden je 0,5l Leitungswasser getrunken und die am Display angezeigten Werte ausgewertet. Es wurde im Mittel 43 % weniger Flüssigkeit registriert als tatsächlich getrunken wurde (Standardabweichung 17 %). Zusätzlich zeigte sich, dass sich kohlenstoffhaltige Getränke negativ auf die Genauigkeit auswirken. Dies liegt darin begründet, dass Gasblasen die in der Sensoreinheit verwendete Turbine blockieren und damit Durchfluss unterbinden. Des Weiteren kann nicht zwischen Flüssigkeit und Luft unterschieden werden. Durch den Sensor gesaugte Luft wird in Folge dessen als Trinkmenge erkannt. Ebenso führt ein Schütteln oder Drehen des *CamelBak Floweters* dazu, dass die Turbine in Rotation versetzt und dies als Trinkmenge interpretiert wird.

### 3.4. Technische Aufgabenstellung

Aus diesen Nachteilen leitet sich die Aufgabenstellung dieser Dissertation ab. Gesucht sind Methoden, die eine unzureichende Flüssigkeitsaufnahme erkennen können, bevor Symptome einer Dehydratation auftreten. Dadurch scheidet Methoden aus, die den momentanen Hydratationszustand ermitteln. Die gesuchte Lösung liegt somit in einer verbesserten Form der kontinuierlichen Erfassung der Flüssigkeitsaufnahme per Trinkprotokoll. Die Lösung sollte sich einfach in den bisherigen Pflegealltag einfügen lassen, das Pflegepersonal nicht weiter belasten und eine umfassende Kontrolle aller Pflegeheimbewohner realisieren können. Dies beinhaltet, dass keine fachlichen Anforderungen an den Nutzer gestellt werden sollten. Auf diese Weise soll erreicht werden, dass sich abzeichnende Flüssigkeitsdefizite aller Bewohner gleichermaßen schnell erkennen lassen. Damit muss sich die Lösung an den Trinkgewohnheiten älterer Personen orientieren. Die Dokumentation soll mindestens so einfach bleiben wie bisher, indem die Trinkmenge eines Bewohners zu beliebiger Zeit angezeigt wird und in die bisher verwendeten Pflegedokumentationssysteme eingetragen werden kann. Zusätzlich soll die Lösung mindestens so genau sein wie die bisherigen Trinkprotokolle. Als Referenz dient eine Messung der Schätzgenauigkeit von manuellen Trinkprotokollen durch Pflegekräfte, die in Abschnitt 7.2.1 vorgestellt wird. Eine darüber hinausgehende Verbesserung der Genauigkeit ist optional, da aufgrund der teilweise unspezifischen Bedarfsermittlung Aussagen über die notwendige Genauigkeit schwer zu treffen sind.

Aus diesen Anforderungen leitet sich ab, dass das System üblichen Trinkgefäßen oder -utensilien ähneln soll. Diese sollen automatisch die Trinkmenge bestimmen, die aus bzw. mit ihnen getrunken wird. Dies soll verlässlich funktionieren und keine Trinkereignisse ignorieren. Zusätzlich soll eine Möglichkeit bestehen, die Trinkmengendaten zur Verfügung zu stellen bzw. sie eindeutig anzuzeigen. Dies sollte zeitnah erfolgen, damit Defizite schnell erkannt werden können. Die Nutzbarkeit soll durchdacht und praktikabel sein. Insbesondere soll die Lösung für alle üblichen Getränke geeignet und gut zu reinigen sein sowie keine gesundheitliche Gefährdung darstellen. Die jeweils charakteristischen Nachteile der im Stand der Forschung und Lifestyle-Bereich vorgestellten Systeme sollen vermieden werden.

Eine Lösung, die die Aufgabenstellung erfüllt, kann dazu beitragen, durch Dehydratation verursachte Effekte zu minimieren. Insbesondere kann vermieden werden, dass die Krankheitsanfälligkeit durch eine von Dehydratation hervorgerufene Schwächung steigt und dadurch verursachte Todesfälle verhindert werden können. Begleitend führt dies zu einer finanziellen Entlastung des Gesundheitssystems, da durch eine schnellere Warnung bei drohenden Dehydratationen weniger Folgebehandlungen notwendig sind.

### 3.5. Abgrenzung

**Alleinstellungsmerkmal** Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Systeme zeichnen sich durch mehrere qualitative Eigenschaften von allen bisher weltweit bekannten Systemen aus.

Im Gegensatz zu dem Vorgehen im Stand der Technik mittels händischen Trinkprotokollen soll die Detektion der Flüssigkeitsaufnahme automatisch erfolgen. Die Nutzergruppe liegt bei älteren Personen, vor allem bei Bewohnern von Pflegeheimen. Damit unterscheidet sich das System von den Produkten aus dem Lifestyle-Bereich. Im Kontrast zu den Projekten des Stands der Forschung sind die in dieser Arbeit entwickelten Systeme in einem fortgeschrittenen Prototypenstand, der viele Aspekte bereits integriert, die bisher ausgelassen wurden.

Im Gegensatz zu allen übrigen Systemen erfolgt eine systematische Untersuchung der Herangehensweisen bei der Entwicklung solch eines Detektionssystems. Dies umfasst insbesondere die zu bestimmende Größe, das Sensorkonzept und die Energieversorgung, aber auch ergänzende Themen wie unterstützende Sensoren oder Peripheriegeräte. In Kapitel 4 sind die entsprechenden Überlegungen strukturiert aufgelistet und einander gegenübergestellt. Sobald eine potentielle Eignung des Ansatzes festgestellt wurde, ist dieser beispielhaft in einem Funktionsmuster umgesetzt worden, um dies zu verifizieren und Designentscheidungen zu begründen. Damit ist

der Entwicklungsprozess ausführlich dokumentiert und kann als Forschungsgrundlage für weiterführende Arbeiten dienen.

Neben diesem Überblick über die Ansätze einer technischen Lösung der Problemstellung dokumentiert diese Arbeit gleichzeitig eine konkrete Geräteentwicklung. In Kapitel 5 ist das Konzept, in Kapitel 6 die Realisierung und in Kapitel 7 die Evaluierung dieser Geräte vorgestellt. Bei den entwickelten Systemen handelt es sich konkret um einen Detektionsbecher, einen Detektionshalm und eine begleitende Basisstation. Der Detektionsbecher zeichnet sich gegenüber allen übrigen Systemen dadurch aus, dass er uneingeschränkt für Spülmaschinen geeignet, also für Temperaturen und Wasserdampf bis 100 °C ausgelegt ist. Dies ermöglicht eine einfache und sichere Reinigung. Zusammen mit der Möglichkeit einer induktiven Ladung sind dadurch die Verhaltensänderungen sehr gering, um das System nutzen zu können. Der Detektionshalm zeichnet sich dadurch aus, dass er die Flüssigkeitsaufnahme älterer Menschen erstmalig direkt misst, indem ein Konzept aus dem Lifestyle-Bereich auf diese Personengruppe übertragen und mit Trinkhalmen kombiniert wird. Zusätzlich zeichnet sich die Durchflussmessung gegenüber den Lifestyle-Umsetzungen dadurch aus, dass erstmals zurückfließende Flüssigkeiten und Ansaugen von Luft berücksichtigt werden. Die Basisstation ist speziell für die Anzeige von Trinkmengeninformationen entwickelt worden und bietet damit einen einfachen Zugriff auf diese Informationen.

**Messbare Verbesserung** Das entwickelte System ist zudem das erste, das mehrere Defizite des bisherigen Stands der Technik hinreichend auflöst und in Folge dessen einen messbaren Nutzen hat.

Im Gegensatz zum aktuellen Stand der Technik erfolgt die Bestimmung der Trinkmenge nicht mehr händisch, sondern automatisch. Wie die Validierung in Abschnitt 7.2 zeigt, erhöht sich die Genauigkeit der Trinkmengenmittlung.

Der Fokus der entwickelten Systeme liegt auf der Anwendung bei älteren Personen in institutionellen Kontexten. Im Gegensatz zu anderen Forschungsprojekten oder Produkten aus dem Lifestyle-Bereich sind keine Geräte wie Smartphones notwendig, die eine geringe Akzeptanz bei älteren Nutzern hervorrufen können. Durch die vorgestellte Basisstation steht eine einfach zu bedienende Anzeigeeinheit zur Verfügung, die wenig Einarbeitungszeit und keine zusätzlichen Geräte benötigt. Diese Basisstation erfüllt damit die grundlegenden Anforderungen der Anzeige von Trinkmengen sowie einer Lademöglichkeit von Detektionsbechern.

Da zwei Umsetzungen präsentiert werden, stehen den älteren Personen unterschiedliche Möglichkeiten zur Verfügung, die verschiedene Vorlieben abdecken. Detektionsbecher ähneln in ihrer Nutzung und Form üblichen Bechern. Die Trinkhalme hingegen können unabhängig vom Trinkgefäß genutzt werden. Sie bieten sich insbesondere bei Personen mit Schluckstörungen an, die Trinkhalme gewohnt sind oder wenn eine flexible Lösung gesucht ist.

Durch die Kombination aus unterschiedlichen Sensoreinheiten, einer einfachen Basisstation und offenen Schnittstellen, welche die jetzigen Umsetzungen beliebig austauschbar lassen, ist das Gesamtsystem einfach zu erweitern oder anzupassen. Insbesondere lässt sich leicht ein umfassendes Überwachungsnetz in Pflegeheimen aufbauen, indem die Basisstationen mit einem Netzwerkmodul ergänzt und mit einem zentralen Server verbunden werden.



## 4. Ansätze zur Detektion der Flüssigkeitsaufnahme

### 4.1. Überwachte Größe

**Hydratationszustand** Die unmittelbarste Art, Dehydratationen zu erkennen, besteht darin, den Hydratationszustand des Körpers zu überwachen. Wie in Abschnitt 3.1 erwähnt, ist eine kontinuierliche Beobachtung schwer möglich bzw. wäre im Falle von Blutproben invasiv. Die indizienbasierten Ansätze greifen außerdem zu spät an, d.h. die Symptome einer Dehydratation müssen bereits aufgetreten sein. Praktikabler ist hingegen eine Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme.

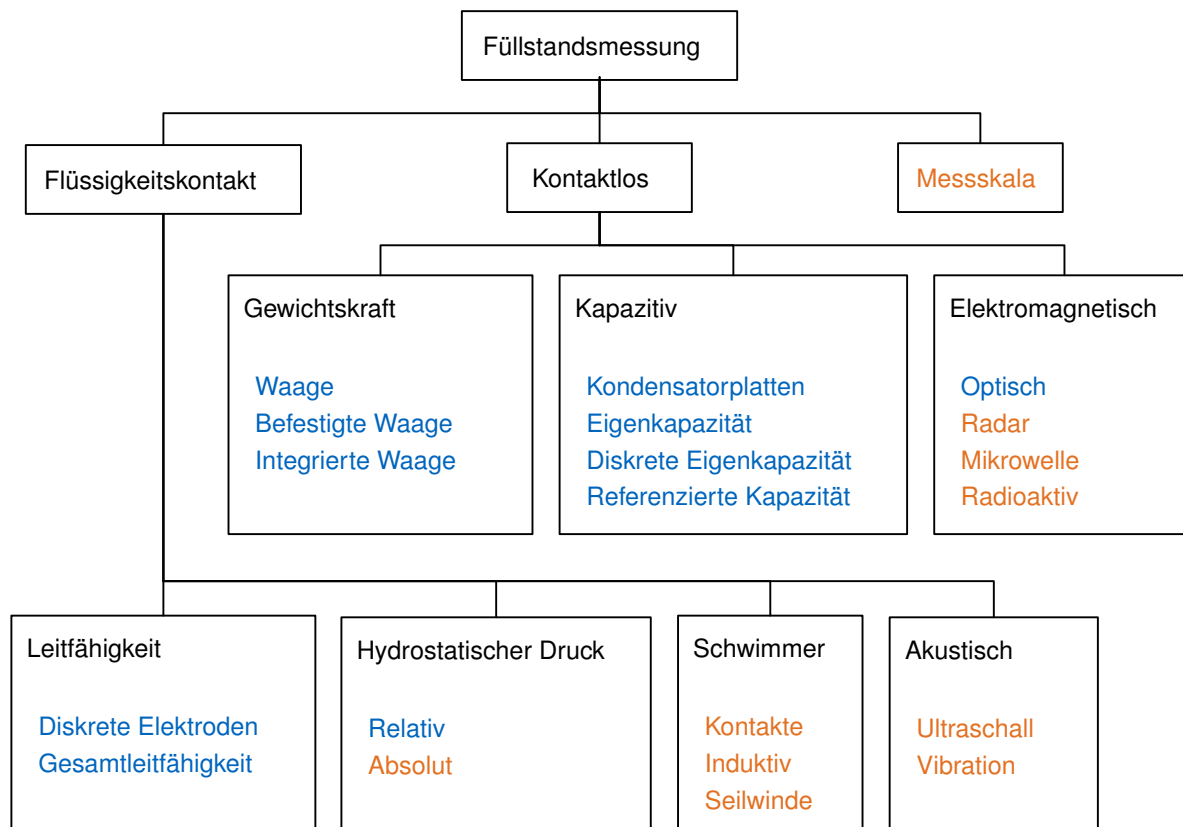
**Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme** Im Gegensatz dazu ermöglicht die Überwachung der Flüssigkeitsaufnahme, potentielle Defizite frühzeitig zu erkennen. Entsprechende Ansätze gehen davon aus, dass die erforderliche Aufnahme bekannt ist und dass die Konzentration auf das Trinkverhalten die Flüssigkeitsaufnahme hinreichend widerspiegelt. Da Trinkprotokolle jedoch ein etablierter Standard sind, kann Kritik an dieser Annahme vernachlässigt werden, sofern die selben Methoden zur Bedarfsermittlung verwendet werden. Die Flüssigkeitsaufnahme kann entweder direkt oder indirekt bestimmt werden.

**Direkte Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme** Bei der direkten Bestimmung wird überwacht, was tatsächlich vom Körper aufgenommen wird. Im in dieser Dissertation betrachteten Fall entspricht dies der Trinkmenge. Prinzipiell zählen aber auch durch Infusionen aufgenommene Flüssigkeiten oder der Wasseranteil der Nahrung hinzu. Die Trinkmenge lässt sich aus die Beobachtung des Trinkvorganges schließen oder aber, indem der Getränkefluss durch einen Sensor in den Mund geleitet wird. Dies kann in Form der Trinköffnung einer Schnabeltasche (z.B. *Intelligent Drinking Assistance*, die im Abschnitt 3.2.3 vorgestellt wurde) oder Trinkflasche erfolgen (z.B. *MyHydrate*) oder über einen Trinkschlauch (z.B. *CamelBak*). Um tatsächlich die Flüssigkeitsaufnahme bestimmen zu können, sollte über entsprechende Sensoren garantiert werden, dass ein Lippenkontakt vorliegt, also tatsächlich getrunken wird. Alternativ kann ein Trinkhalm genutzt werden, wobei dieser Ansatz bisher noch nicht gewählt wurde. Dies hat insbesondere den Vorteil, dass Trinkhalme ein bereits in Pflegeheimen weit verbreitetes Hilfsmittel für Personen mit körperlichen Einschränkungen sind.

**Indirekte Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme** Im Gegensatz dazu wird bei der indirekten Bestimmung eine andere Größe beobachtet, über die auf die Flüssigkeitsaufnahme geschlossen wird. Eine der unmittelbarsten Formen besteht darin, den Füllstand im Trinkgefäß zu beobachten. Nimmt dieser in Folge eines Trinkvorganges ab, so kann dieser Differenzbetrag als Trinkmenge interpretiert werden (z.B. *Cuptime*). Wird solch ein Ansatz gewählt, sollte sichergestellt werden, dass tatsächlich ein Trinkvorgang vorliegt. Dies kann durch zusätzliche Sensoren erfolgen, die im Abschnitt 4.3 vorgestellt werden. Jedoch ist schwer, jedes Verhalten verlässlich zu interpretieren. So kann nicht ausgeschlossen werden, dass als getrunken vermutete Flüssigkeit tatsächlich geschluckt wurde und nicht wieder aus dem Mund läuft. Jedoch ist die Wahrscheinlichkeit dafür umso höher, je näher im Trinkprozess die Detektion an der finalen Flüssigkeitsaufnahme liegt. Neben der Füllstandsänderung im Trinkgefäß kann auch die Änderung in der Flasche bestimmt werden, aus der das Gefäß gefüllt wird (z.B. *Obli*). Alternativ können, wie im Stand der Forschung in Abschnitt 3.2.2 beschrieben, Indizien wie Schluckgeräusche oder die Armbewegung genutzt werden.

### 4.2. Sensorik

Abbildung 4 gibt einen Überblick über die wichtigsten Sensorprinzipien zur Füllstandsermittlung, die zur indirekten Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme benötigt werden. Die blau markierten Ansätze sind prinzipiell geeignet, Füllstandsänderungen in einem Trinkgefäß zu detektieren. Sie werden in den folgenden Abschnitten detailliert vorgestellt und jeweils anhand einer beispielhaften Umsetzung untersucht. Die rötlich markierten Verfahren sind



**Abbildung 4** Messprinzipien zur Ermittlung des Füllstandes. Prinzipiell zur automatisierten Anwendung in Bechern geeignete Verfahren sind blau, ungeeignete rötlich gekennzeichnet.

nicht geeignet und werden, der Vollständigkeit halber, in Abschnitt 4.2.7 kurz vorgestellt. Abschnitt 4.2.8 geht im Anschluss detailliert auf Durchflusssensoren ein, die für eine direkte Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme benötigt werden.

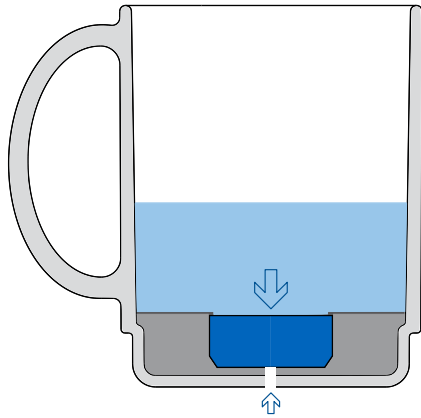
### 4.2.1. Hydrostatischer Druck

**Sensorprinzip** Flüssigkeiten üben einen hydrostatischen Druck  $p_{hydrostatisch}$  aus. Dieser berechnet sich entsprechend dem Pascalschen Gesetz aus der Dichte des Getränks  $\rho_{Getränk}$ , der Erdbeschleunigung  $g$  und der Füllstandhöhe  $h$ .

$$p_{hydrostatisch} = \rho_{Getränk} \cdot g \cdot h \quad (4.1)$$

Da  $g$  als konstant angesehen werden kann, kann der Füllstand ermittelt werden, indem der Druck am Becherboden gemessen wird. Abbildung 5 verdeutlicht dieses Konzept. Weil sich die Dichte von Flüssigkeiten ähnelt, können hierbei Interpretationsfehler unterlaufen. Zusätzlich ändert sich die Dichte in Abhängigkeit der Temperatur.

**Sensortypen** Bei einer Becherhöhe von unter 10 cm ist der hydrostatische Druck geringer als 10 mbar. Da dies in der Größenordnung der wetterbedingten Luftdruckschwankungen liegt, muss deren Einfluss kompensiert werden. Es sollte also ein relativ messender Drucksensor verwendet werden, der mit dem Umgebungsdruck referenziert wird. Als Konsequenz sind keine Sensoren einsetzbar, die den Absolutdruck messen oder solche, die Druckdifferenzen ermitteln. Prinzipiell kann der atmosphärische und hydrostatische Druck separat gemessen und miteinander verglichen werden, jedoch verdoppelt sich dadurch der Bedarf an Drucksensoren. Die Druckaufnehmer unterscheiden sich hinsichtlich ihres physikalischen Wandlerprinzips. Weit verbreitet sind Wandler auf Basis von Dehnungsmessstreifen (DMS) oder Dünnschicht-DMS, welche die Verformung einer Membran bzw. Plattenfeder aufgrund beidseitig unterschiedlicher Drücke messen. Piezoresistive Drucksensoren bestimmen die mechanische Spannung in dieser Membran. Eine Alternative sind kapazitive Drucksensoren, welche die druck-



**Abbildung 5** Konzept einer Füllstandbestimmung auf Basis eines hydrostatischen Drucksensors.



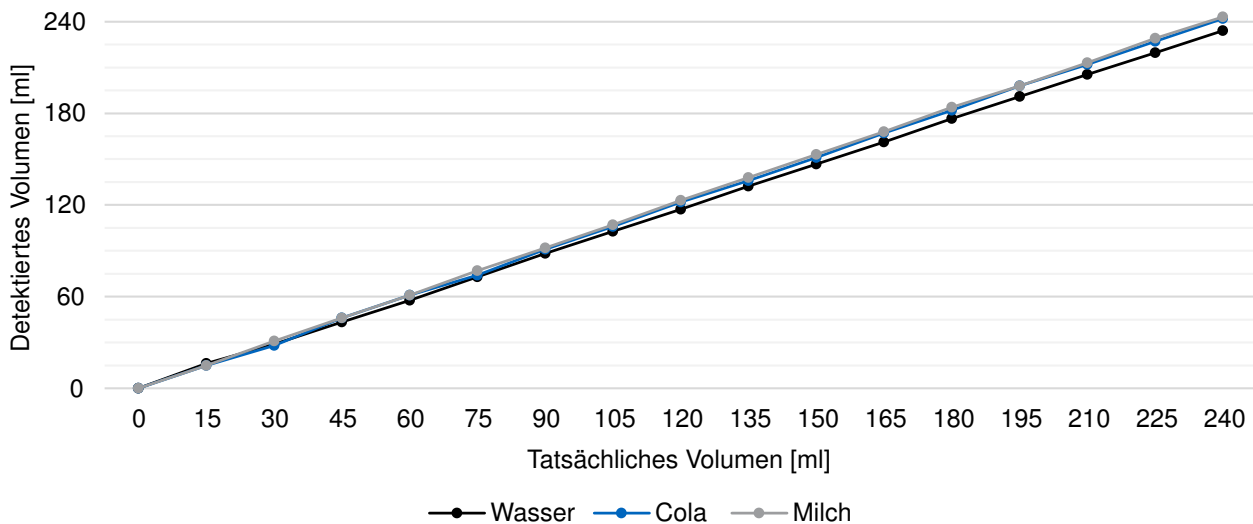
**Abbildung 6** Funktionsmuster zur Füllstandbestimmung auf Basis eines hydrostatischen Drucksensors.

induzierte Verschiebung einer als Elektrode fungierenden Membran gegenüber einer Gegenelektrode nutzen. Diese Membran kann aus Keramik gefertigt sein. Vorteilhaft an kapazitiven Sensoren sind ein niedriger Energieverbrauch, eine geringe Temperaturabhängigkeit und eine hohe Empfindlichkeit (Tränkler & Reindl 2014, S. 433 – 492, 767 – 768).

**Referenzdruck** Wie erwähnt, ist der Ausgleich von Schwankungen des Umgebungsdrucks relevant. Auch dehnt sich beim Einfüllen heißer Getränke die Luft im Sensor aus. Ohne Kompensation bewirkt dies eine Druckänderung, welche die Messung verfälscht. Eine große Herausforderung ist die Umsetzung des Druckausgleichs. Der Luftausgleich sollte über eine Öffnung erfolgen, die im Hinblick auf die Reinigung des Bechers wasserdicht sein muss, um zu verhindern, dass die Sensorelektronik beschädigt wird. In Vorversuchen wurden poröse Sinterstäbe aus Polyethylen (PE) mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMW) mit Porengrößen von 0,01 mm und 0,02 mm sowie Polytetrafluorethylen (PTFE) mit einer Porengröße von 0,001 mm untersucht. Daneben wurden PTFE Membranen getestet, die in der Chemie zum druckausgleichenden Abdichten von Chemikaliengläsern verwendet werden. Diese Filter sind für Luftmoleküle durchlässig, aber nicht für Flüssigkeitstropfen. Jedoch zeigte sich, dass heißer Wasserdampf in einer Spülmaschine durch die Filter diffundieren kann und nach dem Abkühlen unerwünschtes Kondenswasser bildet. Dies tritt umso schneller auf, je größer die Porengröße ist. Zusätzlich erfordert der Ausgleich einen vergleichsweise hohen Druckunterschied, sodass Änderungen nicht vollständig kompensiert werden. Die zum Ausgleich nötige Zeit nimmt mit abnehmender Porengröße zu. Diese gegenläufigen Effekte bewirken, dass kein Filter gefunden werden konnte, der einen zufriedenstellenden Druckausgleich ermöglicht.

**Exemplarische Umsetzung** Ein Funktionsmuster nach diesem Konzept ist in Abbildung 6 gezeigt (Kreutzer, Deist, Hein & Lüth 2016). Kern ist der hydrostatische Drucksensor *DSK 703 M* von *P-Source AG* (Stetten, Schweiz), der den Druck kapazitiv über die Verformung einer Keramikplatte ermittelt. Er ist für den geforderten Messbereich optimiert und aufgrund der lebensmittelverträglichen Keramikoberfläche in der Getränkeindustrie etabliert. Bedingt durch die hohe Sensibilität sind seine Ausmaße jedoch vergleichsweise groß, wodurch ein großes Volumen im Becherboden benötigt wird. Das System verzichtet auf einen Filter und ist entsprechend nur mit Vorsicht zu reinigen.

**Evaluierung** Das System wurde hinsichtlich unterschiedlicher Getränke (Wasser, Cola, Apfelsaft und Milch) und Temperaturen (Wasser bei 20 °C, 40 °C, 60 °C und 80 °C), der Richtung von Füllstandsänderungen (zu- und abnehmend) und der Wiederholbarkeit (Wiederholungen nach 3 und 5 Tagen) untersucht. Sensorrohdaten werden über eine lineare Funktion in Milliliter umgewandelt, die über die Messpunkte eines leeren und gefüllten Bechers erstellt werden. Abbildung 7 zeigt exemplarische Messkurven aus der Evaluierung unterschiedlicher Getränketypen. Auch die Messkurven der anderen getesteten Parameter zeigen ähnlich positive Ergebnisse. Eine Ausnahme stellt die Temperaturvariation dar. Nach dem Einfüllen heißer Getränke wurde eine Wartezeit



**Abbildung 7** Durch den hydrostatischen Drucksensor detektierte Füllstände unterschiedlicher Getränkearten bezogen auf den tatsächlichen Füllstand.

von etwa einer Minute benötigt, bis sich die Sensorwerte an die finalen Werte angenähert und stabilisiert hatten. Die so detektierten Füllstände der 306 Einzelmessungen wichen im Mittel  $-0,9$  ml (Standardabweichung  $2,5$  ml) von den tatsächlichen Füllständen ab. Bei einem gesamten Bechervolumen von  $240$  ml lagen die Abweichungen zwischen  $-7,0$  ml und  $4,0$  ml.

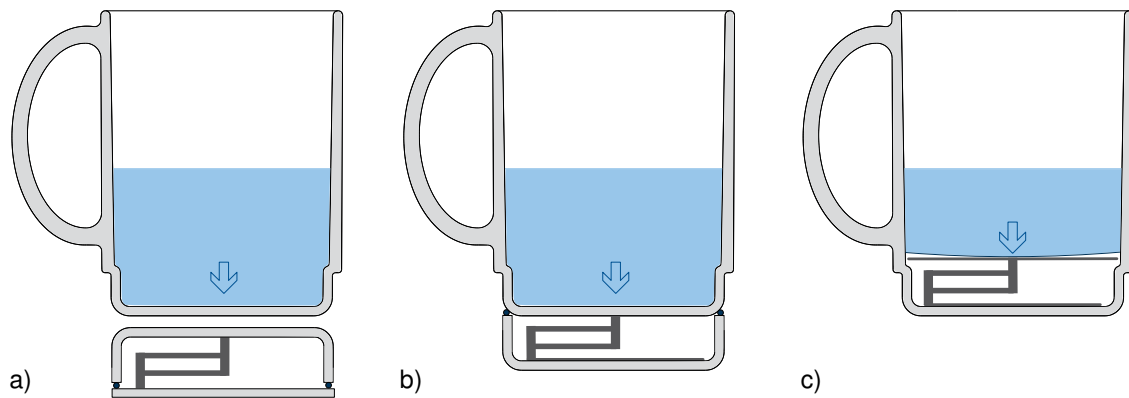
#### 4.2.2. Gewichtskraft

**Sensorprinzip** Während das vorherige Sensorkonzept den Druck  $p = \frac{g \cdot m}{A_{Sensor}}$  ausnutzt, den ein Getränk der Masse  $m$  auf die Sensorfläche  $A_{Sensor}$  ausübt, kann auch eine andere Fläche verwendet werden. Die Gewichtskraft  $G = m \cdot g$  ist eine klar definierte statische Kraft, die aus einer einzelnen Beschleunigungskomponente  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$  in Richtung Erdschwerpunkt besteht. Dabei wird nicht die Kraft direkt, sondern ihre Wirkung auf ein System gemessen. Diese kann aus einer Verformung, Dehnung oder spannungsbedingten Ladungs- oder Permeabilitätsänderung eines belasteten Körpers bestehen. Wie alle Kraftaufnehmer zeigen Wägezellen in der Regel eine Hysterese, Kriechen und unterliegen Umwelteinflüssen wie vor allem der Temperatur. Zusätzlich können parasitäre Belastungen wie Querkraft-, Biegemoment-, Exzentrizitäts- und Drehmomenteinflüsse auftreten. Um Fehler durch eine nicht definierte Kräfteinleitung zu vermeiden, werden oft Plattformwägezellen verwendet, die auch bei nicht mittigen Kräfteinwirkungen eine hohe Präzision zeigen (Tränkler & Reindl 2014, S. 493 – 507, 769 – 770).

**Waage** Ein etablierter Ansatz, das Gewicht einer Flüssigkeit zu bestimmen, besteht darin, ein Gefäß auf eine Waage zu stellen und das Eigengewicht dieses Behälters abzuziehen. Dies ist in Abbildung 8 a) dargestellt. Der Ansatz schränkt jedoch die Mobilität solch eines darauf basierenden Detektionssystems ein und lässt Ereignisse unbestimmt, die eintreten, während das Gefäß nicht oder nicht korrekt abgestellt ist.

**Befestigte Waage** Ein weiterer Ansatz besteht darin, die Waage wie in Abbildung 8 b) unterhalb eines Bechers zu befestigen. Dadurch sind Messungen unabhängig davon möglich, wo dieser abgestellt wird. Jedoch bleiben Ereignisse weiterhin nicht detektierbar, solange der Becher nicht abstellt ist. Messbecher mit integrierter Waage lösen dies, indem diese mit dem Griff verbunden ist, sodass auch gemessen werden kann, solange sie gehalten werden. Da jedoch Trinkbecher nicht ausschließlich am Griff gehalten, sondern auch direkt umfasst werden, ist auch dieser Ansatz nicht für eine umfassende Detektion geeignet.

**Integrierte Waage** Eine Lösung besteht darin, die Wägefunktion in das Becherinnere zu integrieren. Hierfür kann entweder ein Becher im Becher genutzt werden oder, wie in Abbildung 8 c) gezeigt, ein doppelter Boden.



**Abbildung 8** Konzept einer Füllstandbestimmung auf Basis der Gewichtskraft. Es kann eine externe Waage verwendet werden (a) oder eine Wägezelle, die entweder unterhalb des Bechers befestigt (b) oder in ihm, unter einem doppelten Boden, integriert ist (c). Als Kraftaufnehmer kann beispielsweise ein Biegebalken mit Dehnungsmessstreifen oder ein Viergelenk in Form eines Parallelogramms genutzt werden, welches das Gewicht auf einen Kraftsensor umlenkt. Eine flexible Membran trennt in diesem Fall den Becherinhalt von der Plattform, welche die Gewichtskraft auf den Biegebalken leitet.

Die inneren Komponenten müssen jeweils beweglich gelagert sein und diese Relativbewegung auf eine Wägezelle leiten. Alternativ kann die Dehnung des elastischen inneren Bechers gemessen werden. Eine leichtgängige Dichtung muss dafür sorgen, dass keine Flüssigkeit in den Hohlraum zwischen innerer und äußerer Komponente gelangen kann.

**Sensortypen** Die Verformung einer geeigneten Messkörperform wie eines Biegebalkens kann über Dehnungsmessstreifen (DMS) gemessen werden. Diese basieren darauf, dass ein metallischer Draht oder ein dünner Siliziumstreifen seinen elektrischen Widerstand proportional zu seiner Dehnung verändert. Hierbei beschreibt der materialabhängige  $k$ -Faktor den Zusammenhang zwischen Längen- und Widerstandsänderung. Die Gewichtskraft wird bei diesen Sensoren auf einen Federkörper geleitet, beispielsweise einen Biegebalken. Durch diese äußere Belastung treten mechanische Spannungen auf, die mit Oberflächendehnungen einhergehen. Die Widerstandsänderung der auf der Oberfläche applizierten DMS in Folge der Krafteinwirkung wird über eine Wheatstonesche Brückenschaltung in eine Spannung umgewandelt, die sich proportional zur Belastung ändert. Durch geschicktes Anordnen der vier DMS einer Vollbrücke lassen sich Störgrößen wie der Temperatureinfluss kompensieren (Hoffmann 2012). Sie zeichnen sich durch ein gutes Kosten-Nutzenverhältnis und hohe Zuverlässigkeit aus.

Piezoelektrische Kraftaufnehmer nutzen den Effekt, dass dielektrische Werkstoffe bei mechanischen Spannungen elektrische Ladungen trennen, die gemessen werden können. Sie zeichnen sich durch gute dynamische Eigenschaften, kleine Messwege und einen breiten Messbereich aus, erlauben jedoch keine statischen Messungen. Dies begrenzt ihren Einsatz für kleine Kräfte auf kurze Zeiträume und führt zu vergleichsweise geringen absoluten Genauigkeiten.

Magnetoelastische Kraftaufnehmer nutzen die Wechselwirkung zwischen mechanischen Spannungen und Dehnungen mit der Induktion und magnetischen Feldstärke in ferromagnetischen Werkstoffen. Sie erzeugen ein hohes Ausgangssignal und sind robust. Induktive Kraftaufnehmer bestimmen die Verformung eines Messkörpers über induktive Weggeber, wodurch die Messung berührungslos wird und sehr kleine Messbereiche erlaubt (Tränkler & Reindl 2014, S. 507 – 531).

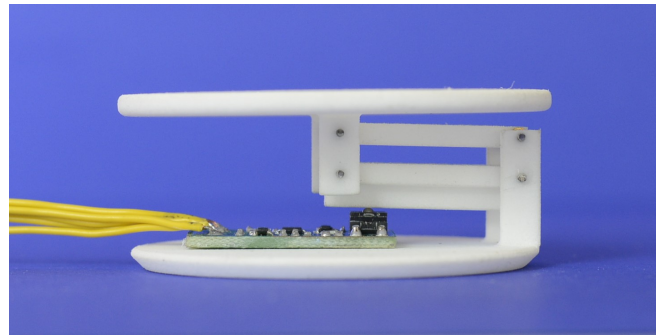
**Exemplarische Umsetzung einer befestigten Waage** Abbildung 9 zeigt konzepthaft, wie sich eine Wägefunktion unterhalb des Bechers umsetzen lässt. Seine Unterseite ist über einen beweglichen Biegebalken mit einer Standfläche verbunden. Am in Abbildung 9 links abgebildeten Biegebalken sind beidseitig orange Dehnungsmessstreifen befestigt, die mittels einer Wheatstoneschen Messbrücke die Verformung des Balkens detektieren. Da diese abhängig vom Gewicht ist, lässt sich daraus der Füllstand ablesen. Das abgebildete Funktionsmuster nutzt mehrere Leuchtdioden, um den Füllstand visuell anzuzeigen.



**Abbildung 9** Funktionsmuster einer unterhalb eines Bechers befestigten Waage. Eine um einen Biegebalken aufgebaute Mechanik (links) verbindet eine Plattform für einen Becher mit dem Boden, in welchem sich die Auswerteelektronik (mitte) befindet. Sie wird unterhalb eines Bechers befestigt (rechts).



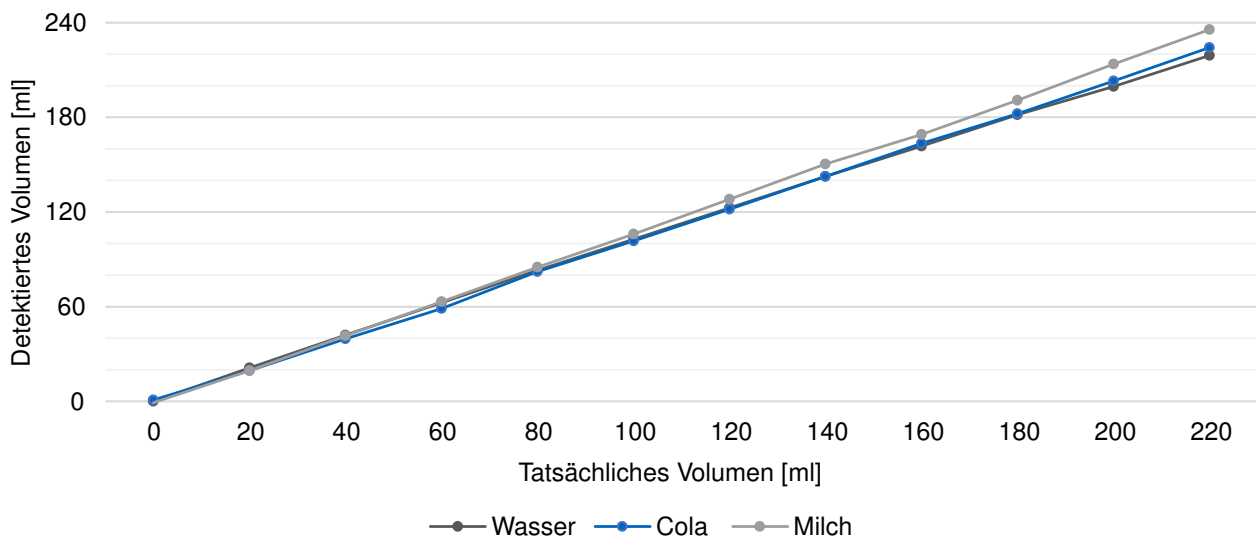
**Abbildung 10** Becher mit Trennfolie, um die Gewichtskraft von Flüssigkeiten auf eine flexible Platte zu leiten und die Elektronik vor Feuchtigkeit zu schützen.



**Abbildung 11** Die in der Umsetzung einer in den Becher integrierten Gewichtskraftmessung verwendete Mechanik mit zugehöriger Elektronik.

**Exemplarische Umsetzung einer integrierten Waage** Da ein doppelter Boden den einfacher umzusetzenden Sonderfall eines inneren Bechers darstellt, wurde diese Variante für ein Funktionsmuster gewählt (Kreutzer, Deist, Hein & Lüth 2016). Das entsprechende Konzept ist in Abbildung 8 c) abgebildet. Die verwendete Grundstruktur basiert auf Arbeiten von Coy et al. (2014). Der doppelte Boden ist in Form von zwei parallelen Kreisplatten ausgeführt, die über ein Viereck in Form eines Parallelogramms verbunden sind. Die untere Platte liegt auf dem Becherboden auf und die obere ist durch ein Viereck frei beweglich. Dadurch kann die Gewichtskraft, die auf der oberen Platte lastet, auf einen *FSS-SMT* Kraftsensor von *Honeywell International Inc.* (Morris Plains, NJ, USA) geleitet werden, der sich direkt unterhalb eines Balkens des Parallelogramms befindet. Über seine Lage zur Mitte kann die Kraftverstärkung so justiert werden, dass der Messbereich optimal ausgenutzt wird. Wie in Abbildung 10 abgebildet, trennt eine Kunststoffolie das Becherinnere von der Sensorhöhle. Sie ist stabil genug, um mechanischen Belastungen wie Umrühren mit einem Löffel zu widerstehen. Gleichzeitig liegt sie nahe über der beweglichen Platte und ist so flexibel, dass das Gewicht von Getränken weitestgehend vollständig auf diese übertragen wird. Diese Folie ist mit der Becherwand verschweißt. Die in Abbildung 11 abgebildete Mechanik des doppelten Bodens ist 3D-gesintert. Wie auch für hydrostatische Drucksensoren ist ein Druckausgleich nötig, der in Ermangelung eines entsprechenden Filters nur in Form einer Öffnung umgesetzt ist.

**Evaluierung der Umsetzung einer integrierten Waage** Das System wurde hinsichtlich unterschiedlicher Getränke (Wasser, Cola und Milch) und Temperaturen (Wasser bei 20 °C, 40 °C und 60 °C) und der Richtung von Füllstandsänderungen (zu- und abnehmend) untersucht. Sensorrohdaten werden über eine lineare Funktion in Milliliter umgewandelt, die über die mittleren Messpunkte mehrerer leerer und gefüllter Becher erstellt wurde.



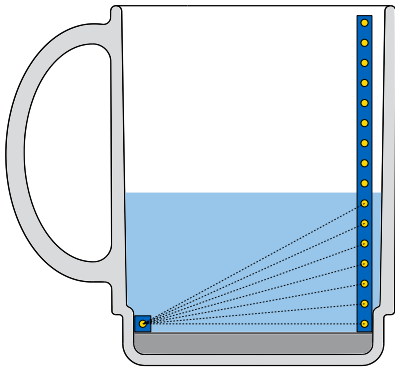
**Abbildung 12** Durch den integrierten Gewichtskraftsensor detektierte Füllstände unterschiedlicher Getränke bezogen auf den tatsächlichen Füllstand.

Abbildung 12 zeigt exemplarische Messkurven aus der Evaluierung unterschiedlicher Getränketypen. Auch die Messkurven der anderen getesteten Parameter zeigen ähnlich positive Ergebnisse. Die so detektierten Füllstände der 72 Einzelmessungen wichen im Mittel 1,7 ml (Standardabweichung 3,1 ml) von den tatsächlichen Füllständen ab. Bei einem gesamten Bechervolumen von 220 ml lagen die Abweichungen zwischen -2,8 ml und 9,0 ml.

### 4.2.3. Leitfähigkeit

**Sensorprinzip** Ein anderer Sensoransatz basiert darauf, dass Luft ein elektrischer Isolator ist, Flüssigkeiten jedoch elektrisch leitfähig sind. Dies wird durch die in Getränken gelösten Elektrolyte, aber auch durch Autoprotolyse von Wasser ermöglicht. Der Unterschied kann genutzt werden, indem der Widerstand zwischen Elektroden im Becher gemessen wird. Sind sie ausschließlich durch Luft getrennt, ist keine elektrische Verbindung möglich. Ist jedoch Flüssigkeit eingefüllt, ist dieser Schaltkreis geschlossen. Dies kann für kontinuierliche Messungen oder zur Bestimmung eines oder mehrerer Grenzstände genutzt werden. Da die Leitfähigkeit von der Temperatur und Konzentrationsveränderungen abhängt, ist im dynamischen Einsatz mit verschiedenen Getränken die Variante mit Grenzschaaltern vorzuziehen. In Industrieanwendungen werden hierfür Sonden mit unterschiedlich langen isolierten Metallstäben mit offenen Enden eingesetzt. Im Fall von Trinkmengen bieten sich diskrete Elektroden auf unterschiedlichen Höhen eines Gefäßes an, die das Intervall festlegen, in dem der Füllstand liegt. Dies ist in Abbildung 13 abgebildet. Der Einsatz von Wechselspannung vermeidet elektrolytische Prozesse. Im **potentiometrischen** Sonderfall wird die Spannungsverteilung zwischen der messenden Gefäßwand und einer vertikalen Messsonde mit anliegender Spannung in Abhängigkeit der Füllhöhe betrachtet (Tränkler & Reindl 2014, S. 750 – 752).

**Exemplarische Umsetzung** Der Ansatz wurde in einem Funktionsmuster umgesetzt, das in Abbildung 14 abgebildet ist (Kreutzer, Kosch, Ramesberger, Reimer & Lüth 2015). Die Sensorik besteht aus einer einlagigen flexiblen Leiterplatte mit Elektroden auf unterschiedlichen Höhen. Diese sind mit Gold beschichtet, um chemische Reaktionen mit dem Getränk zu vermeiden und um widerstandsfähig gegenüber mechanischen Belastungen zu sein. Ihr Abstand untereinander legt die Auflösung des Sensors fest, wobei die unteren und oberen Elektroden relevanter sind, um die Gesamttrinkmenge zu bestimmen, da eine zwischenzeitliche Ungenauigkeit bei der folgenden Messung korrigiert wird. Die gewählte Anzahl von 16 Elektroden bei einem Volumen von knapp 300 ml entspricht in etwa der Schätzgenauigkeit in Pflegeheimen laut Abschnitt 7.2.1 (Kreutzer et al. 2013). Eine für Lebensmittel geeignete Lackierung der Leiterplatten in der Becherfarbe reduziert die optische Auffälligkeit des Fremdkörpers. Alternativ können die in Abbildung 15 gezeigten metallischen Kontakte, die durch die Becherwand



**Abbildung 13** Konzept einer Füllstandbestimmung auf Basis der Leitfähigkeit zwischen seitlich angebrachten Elektroden auf unterschiedlichen Höhen und dem Becherboden.



**Abbildung 14** Funktionsmuster zur Füllstandbestimmung auf Basis der Leitfähigkeit mit Sensorelektroden in Form von mit Gold beschichteten Flächen auf einer flexible Leiterplatine.

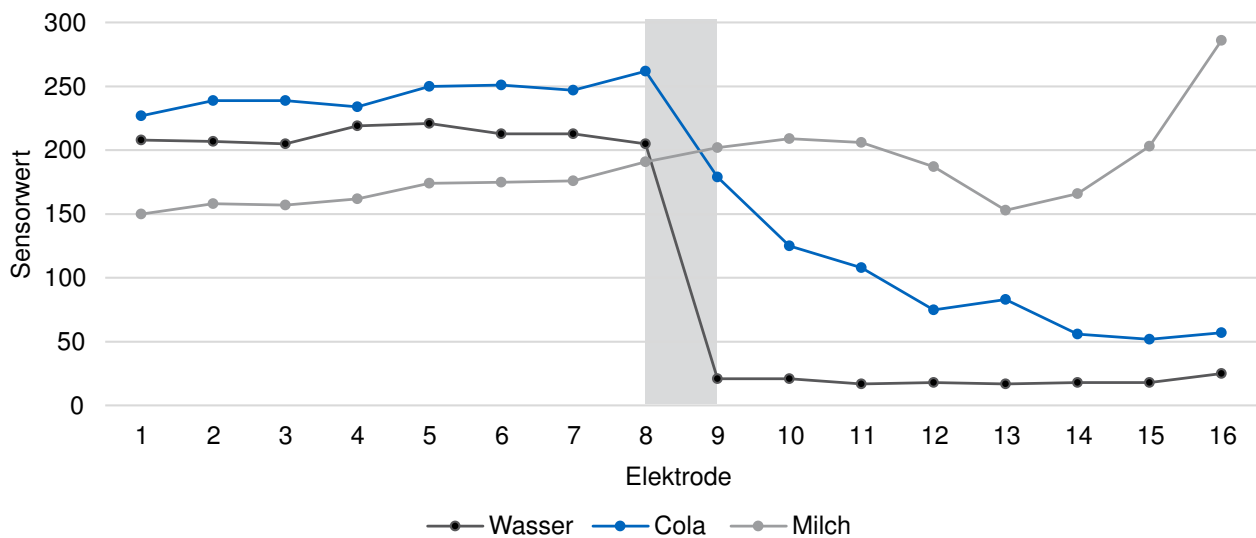


**Abbildung 15** Alternative Umsetzung von Elektroden in Form von metallischen Kontakten, die durch die Becherwand geführt sind.

geführt sind, als Elektroden genutzt werden. Sobald eine Füllstandsbestimmung durchgeführt werden soll, wird an der untersten Elektrode, der Referenzelektrode, eine geringe Spannung angelegt. Diese liegt bei knapp 0,3 V und damit unter der Elektrolysespannung, bei der Wasser in Sauerstoff und Wasserstoff gespalten wird. Anschließend wird von oben beginnend die an den jeweiligen Sensorelektroden anliegende Spannung gemessen. Eine Spannung ist nur dann zu messen, wenn ein elektrischer Kreis durch Flüssigkeitskontakt geschlossen ist und die entsprechende Elektrode damit von Flüssigkeit umgeben ist. Die Zuordnung zu einem Füllstand setzt jedoch voraus, dass der Becher aufrecht steht. Die Auswertung erfolgt über einen *Atmega 164* Mikrocontroller von *Atmel Corporation* (San Jose, CA, USA) mit analog-digital Wandler (ADC), der den Füllstand aus den Spannungswerten ableitet. Der zeitliche Verlauf der Spannungswerte ermöglicht Rückschlüsse darauf, ob das Getränk in Ruhe oder beispielsweise in Folge heftigen Einschenkens noch in Bewegung ist. Das System nutzt eine aktive Energieversorgung mit induktiver Ladespule wie in Abschnitt 4.4.2, ein *BLE 112 Bluetooth Low Energy* Funkmodul von *Bluegiga Technologies* wie in Abschnitt 4.5.2 und einen Beschleunigungssensor zur Zustandsbestimmung wie in Abschnitt 4.3 beschrieben. Alle elektronischen Komponenten befinden sich im Becherboden und sind mit Silikon umgossen, die von einer Platte aus Polypropylen (PP) vom Becherinneren getrennt ist, dem selben Material wie der verwendete Becher.

**Evaluierung** Das System wurde hinsichtlich unterschiedlicher Getränke (Wasser, gesüßtem und ungesüßtem Tee, ACE-Saft, Apfelsaft, Cola, Cola-Mix, Kaffee mit Milch, Milch, Kakaomilch, Orangenlimonade und Latte Macchiato) und Temperaturen (Wasser bei 20 °C und etwa 85 °C) und der Richtung von Füllstandsänderungen (zu- und abnehmend sowie nach einer Wartezeit von 20 min) untersucht. Dabei wurde jeweils so viel Flüssigkeit in die beiden getesteten Becher eingefüllt, bis zwei weitere der insgesamt 16 Sensorelektroden von Flüssigkeit bedeckt waren. Nach der Wartezeit wurde der Becher analog sukzessive geleert, indem der Füllstand jeweils um zwei Elektroden reduziert wurde. Diese Messreihen wurden dahingehend untersucht, ob sich aus der Höhe der Sensorwerte an allen Elektroden eindeutig ableiten lässt, wo der Füllstand zu diesem Zeitpunkt liegt. Abbildung 16 zeigt exemplarische Messkurven aus der Evaluierung unterschiedlicher Getränke. Es zeigte sich, dass die Getränkeart und die Richtung der Füllstandsänderung einen großen Einfluss haben. Beim Einfüllen aller Getränke sowie dem Leeren von Wasser ist der Übergang zwischen den hohen Sensorwerten von Elektroden mit Flüssigkeitskontakt und den niedrigen bei nicht benetzten Elektroden klar ausgeprägt. Die Detektion kann deswegen optimal umgesetzt werden. Beim Leeren von Tee, Säften und Limonaden bleiben Rückstände an den Elektroden zurück. Der Übergang zwischen hohen und niedrigen Werten verläuft nicht mehr abrupt, sondern weist einen Übergangsbereich mit dazwischen liegenden Sensorwerten auf. Mittels eines geeigneten Auswertalgorithmus ist eine Zuordnung jedoch weiterhin möglich. Dieser sucht von den unteren Elektroden beginnend nach demjenigen Sensorwert, der den vorherigen Wert um einen prozentualen Schwellwert unterschreitet. Die Rückstände beim Leeren von milchhaltigen Getränken erschweren eine eindeutige Zuordnung jedoch merklich. Dadurch kann





**Abbildung 16** Sensorwerte unterschiedlicher Getränke bei jeweils acht Elektroden unterhalb des Füllstandes. Da hohe Werte auf Anwesenheit und niedrige Werte auf Abwesenheit von Flüssigkeit schließen lassen, kann der Füllstand dem hervorgehobenen Intervall zugeordnet werden. Bei Milch verhindern Rückstände des vorherigen Trinkvorgangs die Zuordnung.

ein höherer Füllstand angezeigt werden als tatsächlich vorhanden ist. Durch die ausgeprägten Milchschaumreste ist eine Zuordnung bei Latte Macchiato unmöglich. Ein Reinigen der Elektroden entfernt die Rückstände und stellt die Detektionsfähigkeit der Sensorik wieder vollständig her. In Abbildung 16 sind mit Wasser, Cola und Milch repräsentative Beispiele für eine eindeutige, umsetzbare und unmögliche Detektion aufgezeigt. Viele Rückstände bilden sich mit einer längeren Wartezeit zwischen Einfüllen und Leeren zurück, während die Elektroden und die Strecken dazwischen trocknen bzw. sich die Rückstände auflösen. Der neue Zustand ist bereits direkt nach der Füllstandänderung ersichtlich. Eine Ausnahme bilden dauerhafte Rückstände wie bei Milchschaum, die sich nicht auflösen. Es konnte kein Einfluss der Getränketemperatur festgestellt werden. In der Messung wurden zwei unterschiedliche Becher verwendet und Messungen nach mehreren Tagen wiederholt. Die Unterschiede im Verhalten können vernachlässigt werden.

#### 4.2.4. Kapazität

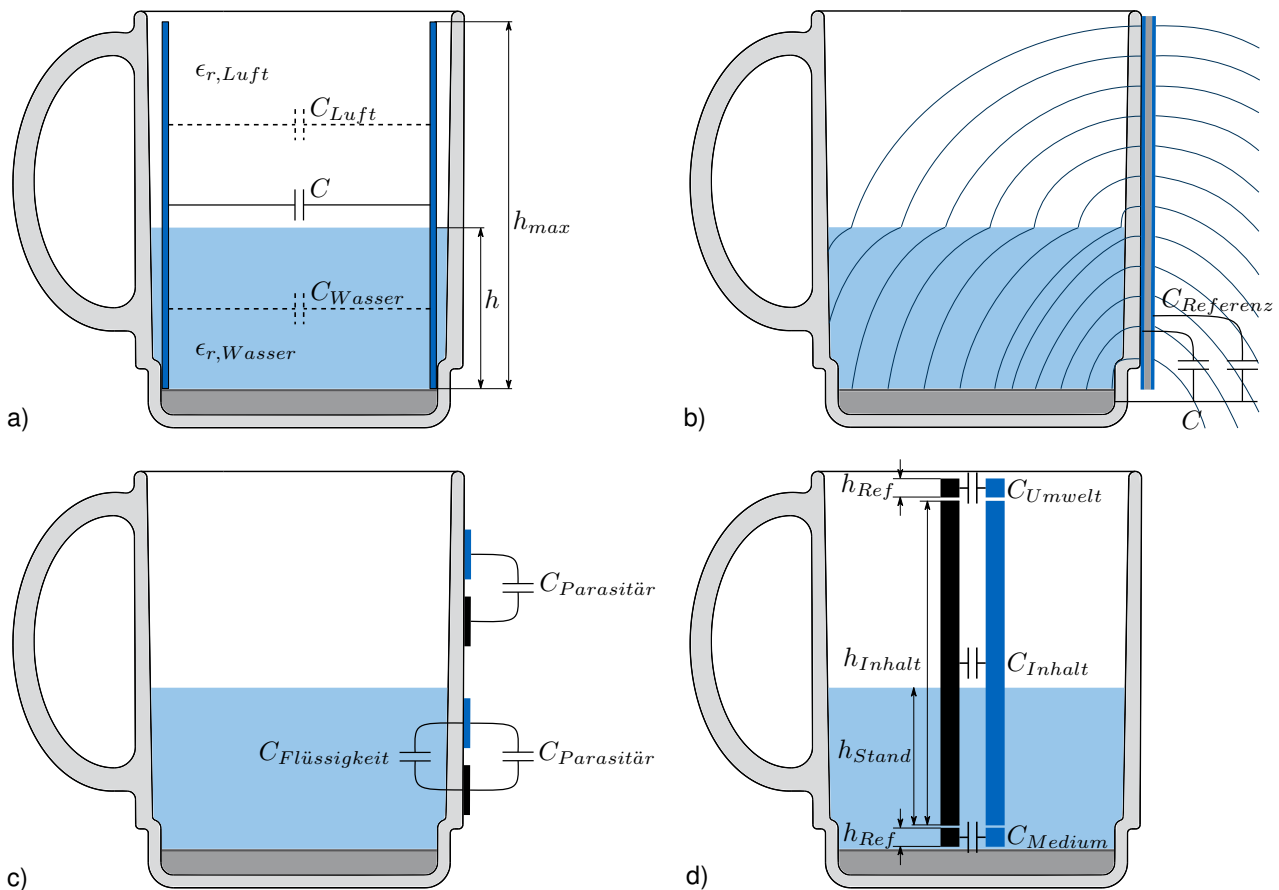
**Sensorprinzip** Kapazitive Sensoren nutzen die unterschiedliche relative Permittivität  $\epsilon_r$  verschiedener Medien. Diese beschreibt, wie elektrische Felder ein bestimmtes Material durchdringen. Sie hängt neben dem Medium von der Temperatur und der Messfrequenz ab. Insbesondere ist die Permittivität von Luft mit  $\epsilon_{r_{Luft}} = 1,00054$  merklich geringer als beispielsweise von Wasser mit  $\epsilon_{r_{Wasser}} = 78,5$  (Fraden 2010). Die eigentliche Messung erfolgt über die Kapazität zwischen bzw. an geeignet positionierten Kondensatorflächen.

**Sensortypen** Klassischerweise werden zwei **Kondensatorplatten** verwendet, zwischen denen sich die Flüssigkeit als Dielektrikum befindet. Die Kapazität zwischen zwei elektrisch leitenden Platten mit unterschiedlichem Potential berechnet sich aus der konstanten Vakuumpermittivität  $\epsilon_0$ , relativen Permittivität  $\epsilon_r$ , Elektrodenfläche  $A$  und dem Plattenabstand  $d$ .

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (4.2)$$

Bei konstanter Form und Lage der Elektroden ist die Kapazität über  $\epsilon_r$  ausschließlich vom Medium zwischen den Kondensatorflächen abhängig. Befinden sich mehrere Medien dazwischen, so lässt sich die Gesamtkapazität als Parallelschaltung entsprechend vieler Ersatzkondensatoren berechnen. Abbildung 17 a) zeigt dies am Beispiel der beiden Medien Luft und Wasser.

$$C = C_{Luft} + C_{Wasser} = \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r, Luft} \cdot \frac{(h_{max} - h) \cdot b}{d} + \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r, Wasser} \cdot \frac{h \cdot b}{d} \quad (4.3)$$



**Abbildung 17** Konzepte zur kapazitiven Bestimmung der Füllstände in einem Becher. a) Kapazität zwischen elektrisch isolierten Kondensatorplatten, die auch als Überlagerung von Ersatzkapazitäten (gestrichelt) der jeweiligen Medien verstanden werden kann. b) Gesamtkapazität innerhalb des Bechers verglichen mit der Umgebung. c) Eigenkapazitäten an Sensorelektroden, die sich aus einem parasitären und einem von Flüssigkeiten hervorgerufenen Anteil zusammensetzen. d) Referenzierte Kapazität auf Basis einer separaten Messung des flüssigen Mediums und der Umgebung.

Ist die relative Permittivität und die Gesamthöhe  $h_{max}$  bekannt, so lässt sich die Höhe  $h$  der Grenzfläche zwischen den Medien berechnen. Um die Permittivität unbekannter Medien zu bestimmen, kann eine zusätzliche Referenzelektrode eingesetzt werden, die stets vom Medium bedeckt ist. Sensoren nach diesem Prinzip sind oft als Zylinderkondensatoren in Form von Messsonden ausgeführt oder nutzen die Wand eines Behälters oder ein die Sonde umschließendes Masserohr als Kondensatorfläche (Tränkle & Reindl 2014, S. 745 – 750).

Neben der Kapazität zwischen zwei Kondensatorplatten haben Körper auch eine **Eigenkapazität**. Dies lässt sich dadurch vorstellen, dass eine der beiden Elektroden mit dem Erdpotential (*Ground*) belegt und ins Unendliche verschoben ist. Auch hier hängt die Kapazität ausschließlich von der relativen Permittivität ab. Da die elektrische Feldstärke mit der dritten Potenz zur Entfernung abnimmt, ist der Einfluss der direkten Umgebung überproportional hoch. Dies kann dazu genutzt werden, Veränderungen des umgebenden Mediums zu bestimmen. Abbildung 17 b) stellt ein Konzept vor, welches dies nutzt. An der Außenseite eines Bechers sind zwei Elektroden angebracht, die durch eine Isolationsschicht voneinander getrennt sind. Während die innere Kondensatorplatte die **Gesamtkapazität**  $C$  im Becher misst, wird die äußere als Referenz genutzt, um Umwelteinflüsse  $C_{Referenz}$  zu kompensieren (First Sensor 2015).

Eine dritte Variante ist in Abbildung 17 c) skizziert, die auf **diskreten Eigenkapazitäten** beruht. Hierbei werden separate Sensorelektroden und *Ground*-Flächen genutzt, die über die Becherhöhe verteilt sind. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind in der Abbildung nur zwei Paare und die blauen Sensorflächen oberhalb der schwarzen *Ground*-Flächen dargestellt. In der Realität sollte eine größere Anzahl an Sensorelektroden eingesetzt werden, um die Auflösung zu erhöhen. Sie sollten jeweils von *Ground*-Flächen umgeben sein, wobei auch die horizontale Ebene ausgenutzt werden sollte. Zusätzlich empfiehlt sich eine Abschirmung gegenüber der Umwelt auf der

Außenseite des Elektrodenarrays. Zur Bestimmung des Füllstandes werden der Reihe nach die Eigenkapazitäten  $C_n$  der  $n$  Sensorelektroden bestimmt. Im von Luft umgebenen Grundzustand entspricht dies der parasitären Kapazität  $C_{Parasitär}$ . Im Falle der blauen Elektrode oberhalb der Flüssigkeit in Abbildung 17 c) ergibt sich damit

$$C_{Oberhalb} = C_{Parasitär} \quad (4.4)$$

Ist die Elektrode von Flüssigkeit bedeckt, so kommt eine zusätzliche Kapazität  $C_{Flüssigkeit}$  hinzu. Für die blaue Elektrode unterhalb der Flüssigkeit ergibt sich dadurch

$$C_{unterhalb} = C_{Parasitär} + C_{Flüssigkeit} \quad (4.5)$$

Über diese Potentialänderungen  $C_n$  der einzelnen Sensorelektroden lässt sich nun die Anwesenheit von Flüssigkeit um die Sensorelektrode bestimmen. Da separate Elektroden benötigt werden, kann der Füllstand nur in diskreten Intervallen bestimmt werden. Dieser Ansatz ist von *Cypress Semiconductor Corporation* (San Jose, CA, USA) entwickelt worden. In einem Whitepaper (Makovetskiy & Kremin 2010) zeigte der Hersteller, wie sich deren Technologie **CapSense** prinzipiell zur Füllstandbestimmung nutzen lässt. Diese wurde ursprünglich zur Realisierung kapazitiver Buttons entwickelt, kann aber auch genutzt werden, um die Eigenkapazität der Sensorelektroden gegen *Ground* zu messen (Cypress Semiconductor Corporation 2016a). Nach Abschluss der Forschung in der vorliegenden Dissertation wurde außerdem ein entsprechendes Demokit veröffentlicht (Verge 2015).

Eine weitere Variante ist in Abbildung 17 d) dargestellt, die eine **referenzierten Kapazität** misst. Hierbei wird eine flexible Leiterplatte am Gefäßrand befestigt, die neben der eigentlichen Füllstandelektrode *Inhalt* die Flüssigkeit und die Umgebung referenziert. Dies erfolgt durch eine separate Umgebungselektrode *Umgebung* am oberen Rand und eine Flüssigkeitselektrode *Medium* am unteren Rand des Gefäßes. Alle Elektroden bilden eine Kapazität zu der symmetrisch angeordneten *Ground*-Fläche und sind gegenüber der Umgebung von einer Abschirmelektrode umgeben. Diese wird stets auf das elektrische Potential der umhüllten Elektrode gezogen, um damit den Einfluss der Umgebung weitestgehend abzuschirmen. Entgegen der Darstellung in Abbildung 17 d) befinden sich die Elektroden auf der Außenseite des Bechers und sind von einer nicht dargestellten Elektrode umgeben. Laut Theorie ist die Kapazität der Füllstandselektrode proportional zum Füllstand  $h_{Stand}$ . Sie erstreckt sich über die komplette Höhe  $h_{Inhalt}$ , in welcher Flüssigkeit erwartet wird. Über ihr befindet sich die Umgebungselektrode, die den Einfluss des Gefäßes und der Umgebung kompensieren soll. Sie sollte stets oberhalb des von Flüssigkeit überdeckten Bereiches liegen, um auch bei sich ändernden Außenbedingungen einen Basiswert für einen nicht überdeckten Zustand zu gewährleisten. Sie sollte oberhalb des erwarteten Füllstandes liegen, um davon unabhängig zu bleiben. Die Flüssigkeitselektrode dient als Referenz für die Füllstandselektrode, indem sie die flüssigkeits- und temperaturabhängige Änderung je Höheneinheit ermittelt. Sie muss hierfür unterhalb des Füllstandes liegen. Beide Referenzelektroden haben dieselbe Höhe  $h_{Ref}$ . Wird eine sonst identische Umsetzung vorausgesetzt, kann der Aufbau als eindimensionale Situation interpretiert werden, in der ausschließlich die Höhen betrachtet werden. In diesem Fall ist die von der Flüssigkeitselektrode gemessene Kapazität  $C$  durch die Verteilung der Permittivitäten der Flüssigkeit  $\epsilon_{Flüssigkeit}$  und Luft  $\epsilon_{Luft}$  proportional zur Füllhöhe  $h_{Stand}$ .

$$C \propto h_{Stand} \cdot \epsilon_{Flüssigkeit} + (h_{Inhalt} - h_{Stand}) \cdot \epsilon_{Luft} \quad (4.6)$$

Aus diesen Zusammenhängen lässt sich der Füllstand  $h_{Stand}$  mittels der Kapazitäten an den unterschiedlichen Elektroden berechnen.  $C_{Inhalt}$  stellt den aktuellen Zustand der Füllstandelektrode *Inhalt* dar und  $C_{Inhalt}(0)$  denjenigen bei leerem Becher.

$$h_{Stand} = h_{Referenz} \cdot \frac{C_{Inhalt} - C_{Inhalt}(0)}{C_{Stand} - C_{Umgebung}} \quad (4.7)$$

Da  $h_{Stand}$  nur proportional zum tatsächlichen Füllstand ist, muss der Wert erst korrigiert werden. Mittels einer



**Abbildung 18** Funktionsmuster zur Füllstandbestimmung auf Basis eines kapazitiven Sensors, welcher die Gesamtkapazität innerhalb des Bechers mit der Umgebung vergleicht.



**Abbildung 19** Funktionsmuster zur Füllstandbestimmung auf Basis eines kapazitiven Sensors mittels referenzierter Kapazität.

linearen Funktion ersten Grades kann daraus der finale Messwert  $h_{Stand,korrigert}$  bestimmt werden.

$$h_{Stand,korrigert} = h_{Stand} \cdot k_{Steigung} + k_{Versatz} \quad (4.8)$$

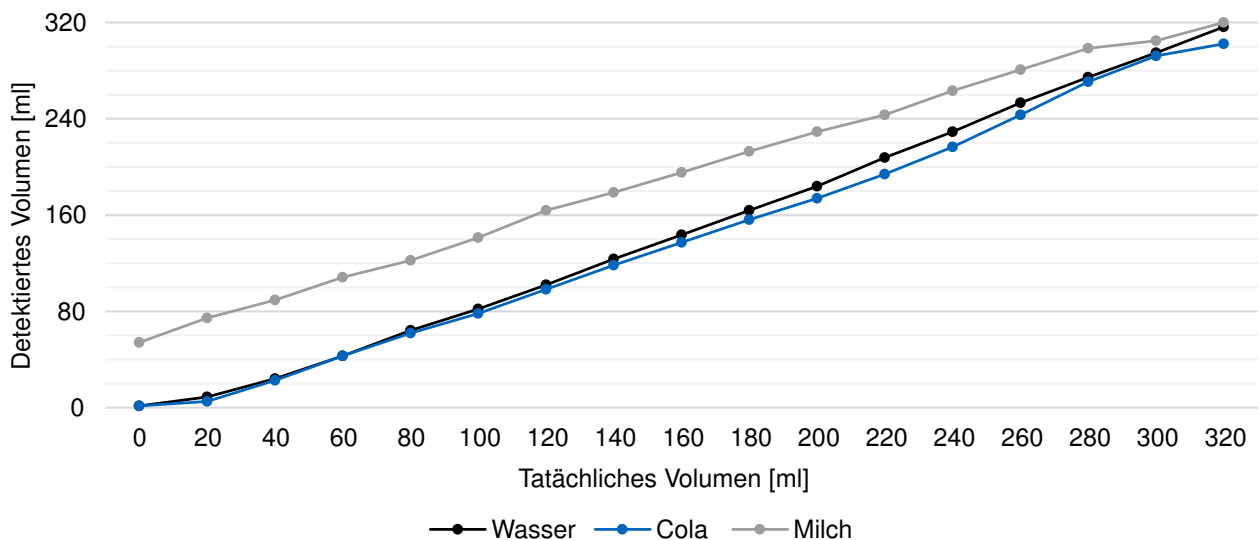
Die Korrekturfaktoren  $k_{Steigung}$  und  $k_{Versatz}$  können ermittelt werden, indem die nicht korrigierten Werte  $h_{Stand}(0)$  und  $h_{Stand}(h_{Inhalt})$  eines leeren und vollen Gefäßes gemessen werden und das hierbei entstehende lineare Gleichungssystem aufgelöst wird (TI Designs 2015).

**Exemplarische Umsetzung mittels Gesamtkapazität** Ein industrieller Sensor, der Veränderungen des umgebenden Mediums über die Eigenkapazität nutzt, um den Füllstand entsprechend Abbildung 17 b) zu ermitteln, ist *CLC Series* von *First Sensor AG* (Berlin). In einem Funktionsmuster wird er wie in Abbildung 18 abgebildet seitlich an einem Becher befestigt, sodass die komplette Becherhöhe mit der kapazitiven Elektrodenfläche abgedeckt ist (Kreutzer, Deist, Hein & Lüth 2016). Der Sensor muss mit einer elektrisch leitenden Hülle gegenüber Störgrößen abgeschirmt werden. Unerwünschte Änderungen der Kapazität können beispielsweise durch Greifen oder Umstellen des Bechers oder Umrühren mit einem Löffel auftreten. Entsprechend den Empfehlungen des Sensorherstellers sollte diese Abschirmung einen Mindestabstand zu den Elektroden einhalten, was über Styropor erreicht wurde, also geschäumtem *Polystyrol* (PS).

**Evaluierung der Umsetzung mittels Gesamtkapazität** Das System wurde hinsichtlich unterschiedlicher Getränke (Wasser, Cola, Milch und Latte Macchiato) und Temperaturen (Wasser bei 10 °C, 25 °C und 70 °C), der Richtung von Füllstandsänderungen (zu- und abnehmend) und potentieller Störeinflüsse (Hand oberhalb des Sensors, Hand am Henkel und Löffel im Becher) untersucht. Sensorrohdaten werden über eine lineare Funktion in Milliliter umgewandelt, die über Messpunkte eines leeren und gefüllten Bechers erstellt wurden.

Abbildung 20 zeigt exemplarische Messkurven aus der Evaluierung unterschiedlicher Getränketypen. Die Messkurven der anderen getesteten Parameter zeigen ähnlich positive Ergebnisse wie von Wasser oder Cola. Milch und Cola stellen jedoch eine Ausnahme dar, da sich, wie bei der Leitfähigkeitsmessung aus Abschnitt 4.2.3, Rückstände an der Becherinnenwand ablagern und dadurch die kapazitive Messung beeinflussen. Alle Kurven zeigen einen konvexen Verlauf, der sich durch eine polynome Zuordnungsfunktion abbilden lässt. Aus Gründen der Vergleichbarkeit mit den Umsetzungen aus Abschnitt 4.2.1 und 4.2.2 sowie einer unmittelbaren Wiedergabe des Sensorverhaltens wurde keine polynome Funktion verwendet. Bei linearer Zuordnung und Auslassen von Milch und Latte Macchiato, wichen die detektierten Füllstände der 187 Einzelmessungen im Mittel -11,4 ml (Standardabweichung 8,0 ml) von den tatsächlichen Füllständen ab. Bei einem gesamten Bechervolumen von 320 ml lagen die Abweichungen zwischen -32,3 ml und 5,0 ml.

**Vorversuch mittels referenzierter Kapazität** Der in Abbildung 17 d) abgebildete Sensortyp wurde von *Texas Instruments Incorporated* (Dallas, TX, USA) vorgeschlagen (TI Designs 2015). *Texas Instruments* verwendet



**Abbildung 20** Durch den kapazitiven Sensor *CLC Series* detektierte Füllstände unterschiedlicher Getränke bezogen auf den tatsächlichen Füllstand. Rückstände bewirken eine starke Abweichung der Messkurve von Milch.

zum Auswerten der kapazitiven Sensorik den kapazitiv-zu-digital-Konverter *FDC1004*. Dieser nutzt ein Prinzip namens *Out-of-Phase*, die Umgebungseinflüsse, speziell einer das Gefäß greifenden Hand, kompensieren soll. Dieses basiert darauf, das Potential der Flüssigkeit mittels einer differentiellen Kapazitätsmessung gegenüber der Schildelektrode konstant zu halten, wodurch parasitäre Kapazitäten eliminiert werden. Jedoch ist ein identischer Aufbau der Mess- und Schildelektroden mit hoher Symmetrie erforderlich. *Texas Instruments* zugehöriges Whitepaper führt einen Designvorschlag mit der zugehörigen Evaluation auf (TI Designs 2015). Obwohl das Messsystem dort zuverlässig zu funktionieren scheint, offenbarte der in Abbildung 19 abgebildete Versuch, den Aufbau zu replizieren, ein schlechteres Ergebnis. Es zeigte sich, dass die Kompensation von Umgebungseinflüssen für Störungen anfällig ist. Sind diese Einflussfaktoren nicht gleichmäßig über die komplette Sensorhöhe verteilt, sondern treten lokal auf, ändert sich der Bruch in Gleichung 4.7. Schon geringe Änderungen der Differenz der Kapazitäten der Referenzelektroden  $C_{Medium}$  und  $C_{Umgebung}$  führen zu merklichen Änderungen der gemessenen Füllhöhe. Dies kann beispielsweise dadurch auftreten, dass beim Greifen der Tasse die Abschirmelektroden ungleichmäßig von der Hand überdeckt werden und deren Einfluss nicht gleichmäßig auf beide Referenzelektroden einwirkt. Dies lässt den Schluss zu, dass der Aufbau von *Texas Instruments* unter stark kontrollierten Laborbedingungen stattfand und die Kompensation von Umgebungseinflüssen durch *Out-of-Phase* weniger effektiv ist als von *Texas Instruments* angepriesen wird.

#### 4.2.5. Optische Effekte

Der Füllstand kann auch mit Licht bestimmt werden. In der Praxis werden entsprechende Verfahren meist bei Flüssigkeiten mit einfachen Reflexionseigenschaften verwendet oder mit Schwimmern kombiniert (Tränkle & Reindl 2014, S. 771 – 772). Eine Möglichkeit zur Bestimmung von Becherinhalten besteht darin, mittels Photodioden infrarotes Licht auszusenden und die von Photorezeptoren empfangene Intensität auszuwerten. Die stark unterschiedlichen Eigenschaften von Getränken hinsichtlich Absorption, Brechung, Streuung oder Adsorption von Gasblasen erschweren jedoch diesen Ansatz. Vorteilhafter als eine einzelne Messung des Becherinnenraumes ist eine höhenabhängige Auswertung. Hierzu kann ein vertikales Array aus Photodioden und Rezeptoren derselben Frequenz an der inneren Becherwand befestigt werden. Dies erlaubt, dass die Beobachtung von Veränderungen einer Ebene ausreicht, um Rückschlüsse ziehen zu können, die kombiniert den Füllstand ermitteln lassen. In Vorversuchen zeigte sich, dass die unterschiedlichen Getränkeigenschaften nicht eindeutig zurechenbare Effekte hervorrufen. Auch stellte sich heraus, dass die Umgebungsbeleuchtung ein großes Problem darstellt. Direkte Sonneneinstrahlung sättigt die verwendeten Photorezeptoren, sodass sich kein Signal mehr ableiten lässt.

## 4.2.6. Ultraschall

Ein anderes akustisches Sensorprinzip nutzt **Ultraschall** im Bereich von 20 – 500 kHz, wobei die gängigen einfachen Sensoren bei etwa 40 kHz liegen. Entsprechende Sensoren senden als Emitter einen kurzen Schallimpuls aus und detektieren nach kurzer Zeit als Empfänger dessen Echo. Aus der verwendeten Wellenlänge ergibt sich eine Mindestdauer, um nutzbare Signale erzeugen zu können. Aus diesem Zeitintervall lässt sich über die Schallgeschwindigkeit der Mindestabstand zum nächsten Medienübergang berechnen, sobald der Sensor das Senden des Signals beendet hat und dessen Reflexion empfangen kann. Meist wird für Senden und Empfangen derselbe Ultraschallwandler verwendet, der eine Blindzeit  $t_{blind}$  aufweist, die zu einem von der Schallgeschwindigkeit  $c$  im entsprechenden Medium abhängigen Mindestabstand  $d_{min} = \frac{1}{2} \cdot c \cdot t_{blind}$  führt. Bei einer typischen Sendedauer von 5 bis 100 Schwingungen bei 40 kHz ergibt sich für Luft mit  $c_{Luft,20\text{ }^\circ\text{C}} = 343\text{ m/s}$  mindestens ein Abstand von  $d_{min} = \frac{343\text{ m/s}}{2} \cdot \frac{5}{40\text{ kHz}} = 2,1\text{ cm}$ . Jedoch muss sich der Sensor hierfür oberhalb der Flüssigkeit befinden, was einen Deckel oder ein seitliches Übertagen des Sensors impliziert. Dies könnte beispielsweise mittels einer Verlängerung des Bechergriffs umgesetzt werden. Befindet sich der Sensor im Boden eines Bechers, so treten Änderungen der Schallgeschwindigkeit entsprechend des Flüssigkeitstyps und seiner Temperatur auf, welche die Abstandsmessung verfälschen können. Der Ultraschallsensor muss für lebensmittelechten Einsatz innerhalb von Flüssigkeiten ausgelegt sein. Außerdem ist der Mindestabstand um ein Vielfaches größer. Für Wasser mit  $c_{Wasser,20\text{ }^\circ\text{C}} = 1484\text{ m/s}$  ergibt sich beispielsweise ein Mindestabstand von  $d_{min} = \frac{1484\text{ m/s}}{2} \cdot \frac{5}{40\text{ kHz}} = 9,2\text{ cm}$ . Da dies in der Größenordnung der gesamten Becherhöhe liegt, kann solch ein Sensor niedrige Füllstände nicht bestimmen. Alternativ können separate Sender und Empfänger verwendet werden, wobei hierbei keine parallaxenfreie Ausrichtung auf denselben örtlichen Bereich gegeben ist und Echos in Folge der einengenden Bechergeometrie und eventuell unruhiger Flüssigkeitsoberfläche auftreten können, die zu einer Signaldämpfung führt (Tränkle & Reindl 2014, S. 607 – 646).

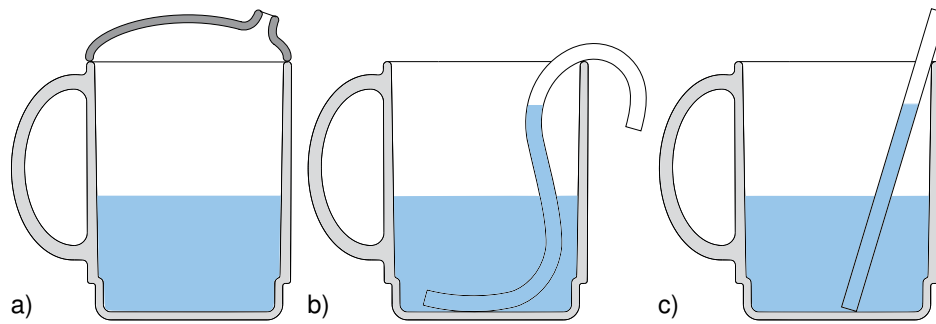
## 4.2.7. Weitere Sensorprinzipien zur Füllstandsbestimmung

Neben den bisher aufgezeigten Ansätzen existieren weitere Sensoransätze, mit denen Füllstände bestimmt werden können und in anderen Kontexten auch eingesetzt werden. Aufgrund der speziellen Anforderungen sind diese jedoch nicht auf den hier beschriebenen Anwendungsfall übertragbar.

Das vermutlich einfachste Prinzip stellt eine **Messskala** dar, die vom Nutzer ausgelesen werden kann. Dieser Ansatz ist in manchen Bechern bereits in Form eines Aufdrucks umgesetzt, jedoch zeigte die in Abschnitt 7.2.1 vorgestellte Untersuchung des Trinkmengenschätzverhaltens von Pflegekräften, dass diese aufgedruckte Skalen aufgrund vermeintlicher Erfahrung meist ignorieren. Ein weiterer gravierender Nachteil von Messskalen ist, dass diese nicht automatisch ausgelesen werden können.

**Schwimmer** sind eine weit verbreitete Methode und werden beispielsweise häufig in Tanks eingesetzt. Ein bewegliches Objekt mit geringerer Dichte als die Flüssigkeit schwimmt auf deren Oberfläche. Über seine Position kann der Füllstand bestimmt werden, wobei die Lage beispielsweise über Kontakte oder induktive Wechselwirkungen mit einem Sensor bestimmt werden kann. Alternativ kann die Drehung einer Seilwinde bestimmt werden, an welcher der Schwimmer befestigt ist. Nachteilig an diesem Ansatz ist, dass ein vergleichsweise großes, bewegliches Objekt eingesetzt werden muss. Damit dieses sich nicht störend im Becherinneren bewegt, muss es fixiert werden. Eine umschlossene Führung hätte merkliche Komplikationen bezüglich der Reinigung des Systems zur Folge, insbesondere bei dickflüssigen und klebrigen Getränken. Offene oder teilweise offene Systeme sind zu auffällig, um die Anforderung eines dezenten Geräts erfüllen zu können.

Schwingungsänderungen eines **Vibrationssensors** im Becherinneren haben ebenso das Problem, dass ein auffälliger Fremdkörper eingeführt wird, der darüber hinaus akustische Störgeräusche aussendet. Sie nutzen aus, dass sich die Resonanzfrequenz piezoelektrischer Oszillatoren in Abhängigkeit ihres Eintauchens in Flüssigkeit ändert. Jedoch wird die Dämpfung sowohl vom Füllstand als auch von der Viskosität des Getränkes beeinflusst, was insbesondere im Hinblick auf eingedickte Getränke problematisch ist.



**Abbildung 21** Konzepte, um die Flüssigkeitsaufnahme durch einen Durchflusssensor zu leiten: a) Gefäßaufsatz mit Mundstück, b) Trinkschlauch, c) Trinkhalm.

Andere Ansätze nutzen das elektromagnetische Spektrum zur Abstandsbestimmung. Neben der in Abschnitt 4.2.5 erwähnten optischen Messung sind hier **Radar**, **geführte Mikrowellenstrahlung** und **radioaktive Strahlung** zu nennen. Diese Ansätze decken Anwendungsgebiete ab, die mit herkömmlichen Verfahren schwer umzusetzen sind, beispielsweise geschlossene Behälter oder stark fluktuierende Druck- und Temperaturverhältnisse. Sie bergen jedoch sehr hohe Kosten und erfordern Lizenzen hinsichtlich der Wechselwirkungen mit für Kommunikation genutzten Frequenzbändern bzw. für den Umgang mit radioaktiven Substanzen (Morris & Langari 2016, Tränkle & Reindl 2014, S. 736 – 766).

#### 4.2.8. Durchfluss

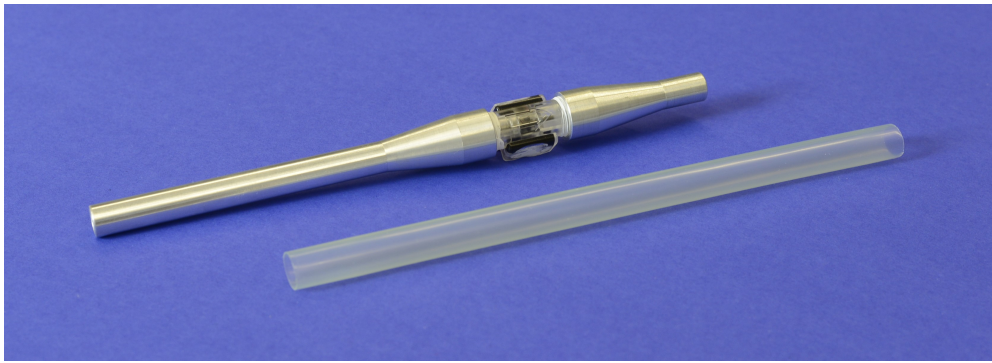
**Sensorprinzip** Im Gegensatz zu den zuvor vorgestellten Sensorprinzipien, die den Füllstand in einem Trinkgefäß ermitteln, kann auch der Flüssigkeitsstrom in den Mund bestimmt werden. Hierfür wird das Getränk beim Trinken durch einen Sensor geleitet, der den Volumenstrom misst. Solche Durchflusssensoren lassen sich damit für eine direkte Bestimmung der Trinkmenge nutzen.

**Lenken des Trinkvorgangs** Da das Getränk beim Trinken durch den Sensor geleitet werden muss, ist ein entsprechender Mechanismus notwendig. Durchflussmessungen erfordern also zwangsläufig ein Hilfsmittel und lassen sich nicht in einem offenen Becher umsetzen.

Wie in Abbildung 21 a) abgebildet, kann ein Gefäßaufsatz mit definierter Auslassöffnung, also einem **Mundstück**, genutzt werden. Der Durchfluss wird über die Schwerkraft erzeugt, indem der Becher zum Mund gekippt wird. Damit ähnelt dies einer Schnabeltasse, die oft als Trinkhilfe eingesetzt wird. Da ein nicht durchsichtiger Deckel die Beobachtung des Inhalts verhindert, lässt sich schlecht abschätzen, wann und wie viel Flüssigkeit austritt. Dies kann zu Verschlucken führen (Vilgis et al. 2015). Die Form und Umsetzung des Aufsatzes schränkt zudem die kompatiblen Trinkgefäße ein, sodass dieser Ansatz nicht universell einsetzbar ist. Eine Variante besteht darin, anstatt eines Bechers eine Trinkflasche zu verwenden. Dieser Ansatz ist von mehreren Lifestyle-Produkten aus Abschnitt 3.2.3 wie *MyHydrate*, *Connected Hydration Bottle with Smart Lid* oder *LifeFuels* gewählt worden.

Alternativ kann, wie in Abbildung 21 b) abgebildet, ein **Trinkschlauch** verwendet werden, in welchen die Durchflussmessung integriert ist. Ein Trinkschlauch ist flexibel und kann in größerer räumlicher Distanz zum Gefäß verwendet werden. Dies macht sich der *CamelBak Flowmeter* zunutze, indem ein Trinkrucksack als Gefäß verwendet wird. Dieser Ansatz ist jedoch außerhalb von Outdoorbedarf nicht verbreitet und könnte zu Akzeptanzproblemen führen. Er bietet sich jedoch beispielsweise bei bettlägerigen Menschen an. Die Strömung durch den Schlauch wird durch den beim Trinken entstehenden Unterdruck hervorgerufen, was bei großen Schlauchlängen oder Höhenunterschieden zwischen Behälter und Mund anstrengend sein kann.

Eine weitaus verbreitetere Alternative zu Schläuchen sind **Trinkhalm**. Wie in Abbildung 21 c) abgebildet, kann ein Durchflusssystem in einen Trinkhalm integriert werden, der mit beliebigen Gefäßen genutzt werden kann, sofern seine Länge angemessen ist. Als alltäglicher und als Trinkhilfe weit verbreiteter Gegenstand ist



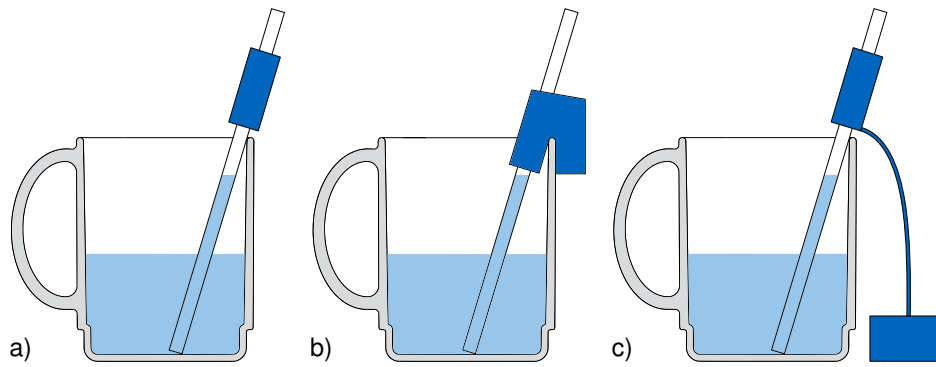
**Abbildung 22** Mehrweg-Trinkhalm aus Aluminium (hinten) und Einweg-Trinkhalm aus Kunststoff (vorne).

mit geringen Akzeptanzproblemen zu rechnen. Prinzipiell sind gewöhnliche Einweg-Trinkhalme oder speziell angefertigte Mehrweg-Trinkhalme denkbar. **Mehrweg-Trinkhalme** aus Materialien wie beispielsweise Aluminium weisen eine hohe Stabilität auf. Dies kommt dem Eigengewicht der Sensoreinheit zu Gute, da die Gefahr eines Abknickens oder ungewohnten Verhaltens reduziert wird. Durch die freie Gestaltung bieten sich vielfältige Möglichkeiten, Komponenten zu integrieren und es entstehen keine Verbindungen, die zur Undichte des Systems führen können. Nachteilig ist die Reinigung der Innenseite, da das Verhältnis von Länge zu Durchmesser die Erreichbarkeit der kompletten Oberfläche auf der Innenseite erschwert. Abbildung 22 zeigt eine exemplarische Umsetzung eines Trinkhalms aus Aluminium. Der Vorteil von **Einweg-Trinkhalmen** liegt darin, dass sie nach der Nutzung entsorgt werden können. Die gute Verfügbarkeit und der geringe Preis ermöglichen einen einfachen Ersatz. Auch kann das Zuschneiden auf die gewünschte Länge beidseitig der Sensoreinheit mit einer Schere schnell und einfach erfolgen. Die verbleibende Sensoreinheit kann aufgrund der geringeren Länge besser gereinigt werden, dafür sind zusätzliche Handgriffe zum Verbinden bzw. Teilen notwendig. Die Verbindung stellt eine Schwachstelle hinsichtlich Undichte dar. Der Kontakt mit Lebensmitteln ist in beiden Fällen unbedenklich, da Kunststoff-Trinkhalme etabliert und Materialien wie Aluminium, Edelstahl oder Kunststoffe in Form von Alufolie oder Besteck weit verbreitet sind. Jedoch ist anzumerken, dass seit vielen Jahren ein Zusammenhang zwischen Aluminium in Trinkwasser und Alzheimer vermutet wird (Martyn et al. 1989).

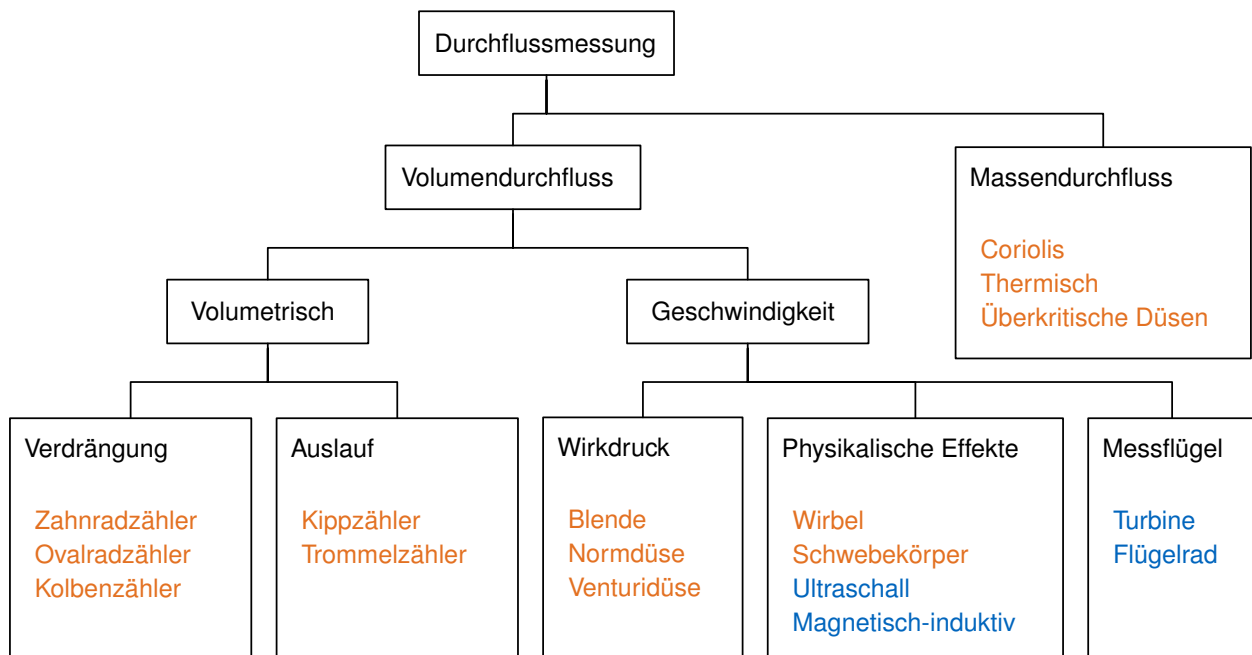
**Durchflussgeschwindigkeit** Die Trinkgeschwindigkeit durch einen Trinkhalm bestimmt die Geschwindigkeit, mit der die Flüssigkeit den Sensor durchströmt. Sie hat damit Auswirkungen auf den benötigten Messbereich, der eingehalten werden muss, um alle zu erwartenden Trinkgeschwindigkeiten abdecken zu können. In einem Versuch wurde in 27 Messungen Wasser aus handelsüblichen Trinkhalmen mit Durchmessern von 5, 7 und 10 mm getrunken. Aus dem getrunkenen Volumen  $V$  und der dafür benötigten Zeit  $t$  lässt sich der Volumenstrom  $q_V = \frac{dV}{dt}$  ermitteln, welcher in der Einheit  $[\frac{l}{min}]$  angegeben wird. Die in einem Vorversuch ermittelten Volumenströme liegen zwischen  $0,5 \text{ } \frac{l}{min}$  und  $1,1 \text{ } \frac{l}{min}$  bei einem Mittel von  $0,75 \text{ } \frac{l}{min}$ . Interessanter sind jedoch die Extremwerte des Volumenstroms. Diese lassen sich ermitteln, indem möglichst langsam und möglichst schnell getrunken wird. Hierbei lagen die Volumenströme zwischen  $0,1 \text{ } \frac{l}{min}$  und  $3,2 \text{ } \frac{l}{min}$ . Aus diesen Anhaltspunkten lässt sich der Detektionsbereich eines zur Trinkmengenerkennung geeigneten Durchflusssensors ableiten.

**Auswerteeinheit** Der Durchflusssensor muss sich naheliegenderweise im durchströmten System befinden, also beispielsweise in einem Trinkhalm. Für die zugehörige Auswerteeinheit sind hingegen mehrere Möglichkeiten denkbar, die in Abbildung 23 für den Fall eines Trinkhalms vorgestellt sind. Naheliegender ist eine direkte **Integration** aller Komponenten in eine Sensoreinheit (Abbildung 23 a). Dieses Konzept ist von der Umgebung komplett unabhängig und kann in beliebigen Gefäßen eingesetzt werden. Nachteilig ist, dass sich das Eigengewicht, die Position und die Abmaße der Sensoreinheit negativ auf die Stabilität und Handhabung des Trinkhalms und des Gesamtsystems auswirken können. Auch ist eine hohe Miniaturisierung empfehlenswert, was Restriktionen hinsichtlich der Komplexität der Sensoreinheit haben kann. Alternativ kann die Sensoreinheit über eine **Fixierung** an der Gefäßwand befestigt werden (Abbildung 23 b). Als Folge wird der Trinkhalm entlastet, da die





**Abbildung 23** Konzepte der Verknüpfung einer Auswerteeinheit zu dem zugehörigen Durchflusssensor am Beispiel eines Trinkhalms: a) Integration in eine Sensoreinheit, b) Fixierung an der Becherwand, c) Trennung als externe Auswerteeinheit.



**Abbildung 24** Übersicht über die wichtigsten Verfahren zur Durchflussmessung. Prinzipiell zur Trinkmengenaufnahme per Trinkhalm geeignete Verfahren sind blau, ungeeignete rot gekennzeichnet. Angelehnt an Tränkler & Reindl (2014, S. 794).

Sensoreinheit von der Becherwand getragen wird. Jedoch verliert er durch die starre Ausrichtung an der Wand seine freie Beweglichkeit. Dies schränkt den Trinkvorgang ein und erfordert zudem eine kompatible Bechergeometrie. Schließlich kann die Auswerteeinheit vom Durchflusssensor getrennt sein und sich in einer **externen Komponente** befinden (Abbildung 23 c), die über ein Kabel verbunden ist. Durch die Auslagerung der restlichen Teile bleibt der Durchflusssensor maximal kompakt und handlich. Nachteilig ist, dass das System aus mehreren verbundenen Komponenten besteht. Die externe Auswerteeinheit muss getragen oder abgestellt werden.

**Verfahren zur Durchflussmessung** Durchflussmessungen gelten als eine der kompliziertesten Messaufgaben und finden vielfältige Anwendungen in der Verfahrenstechnik (Brucker, 2008). Dadurch haben sich unterschiedliche Verfahren durchgesetzt, die ein breites Einsatzspektrum abdecken und jeweils charakteristische Vor- und Nachteile haben. Abbildung 24 gibt einen Überblick über die wichtigsten Verfahren und kategorisiert sie nach Messprinzipien. Sie teilen sich in Sensoren auf, die das Volumen  $V$  und solche, welche die Masse  $m$  des Mediums bestimmen, wobei diese Größen über die medienabhängige Dichte  $\rho = \frac{m}{V}$  voneinander abhängen. Wie zuvor erwähnt, wird oft der Durchfluss betrachtet, wobei zwischen Volumendurchfluss  $q_V = \frac{V}{t}$  und Massendurchfluss  $q_m = \frac{m}{t}$  unterschieden wird. Verfahren zur Volumendurchflussmessung werden bedingt durch die einfachere Umsetzbarkeit meist bevorzugt. Das durchgeflossene Gesamtvolumen lässt sich über das Integral

des Durchflusses ermitteln.

$$V = \int q_V \cdot dt \quad (4.9)$$

In üblichen Druckbereichen beeinflusst dieser das Volumen von inkompressiblen Flüssigkeiten nicht, während bei Temperaturänderungen Korrekturen notwendig sein können.

Verfahren, die den **Massendurchfluss** bestimmen, sind nicht für eine Anwendung als Trinkmengen-detektions-system geeignet. So kann ein vibrierendes, meist U-förmiger Strömungsrohr dazu verwendet werden, die zur durchströmenden Masse proportionale **Corioliskraft** zu messen, die den Kanal verbiegt bzw. verdreht. Entsprechende Umsetzungen sind zu schwer für eine Integration in einen Trinkhalm. Umsetzungen, die auf **thermischen Effekten** oder einer **überkritischen Düse** basieren, sind nur für Gase geeignet.

**Volumetrische** Messverfahren bzw. *unmittelbare Volumenzähler* teilen das Messgut kontinuierlich in fest definierte Rauminhalte auf. Da sie unempfindlich gegenüber Störungen des Strömungsprofils sind, können sie relativ platzsparend installiert werden. **Verdrängungszähler** haben bewegliche Messkammerwände, die vom Messgut angetrieben werden. Die beweglichen Geometrien im Strömungsrohr müssen vom durchfließenden Volumen verdrängt werden. Der dabei auftretende Druckabfall erschwert das Trinken, wodurch die Verfahren nicht geeignet sind. **Auslaufzähler** haben feste Messkammerwände, deren Innenräume gefüllt und anschließend geleert werden. Sie messen damit die Flüssigkeit am Ende des Strömungsrohrs als Vielfaches des Zählbehälters. Sie erlauben keine kontinuierliche Messung, sind also auch nicht für diese Anwendung geeignet.

Wird hingegen die **Geschwindigkeit** des Fluids gemessen, handelt es sich um einen *mittelbaren Volumenzähler* bzw. Strömungszähler. Im Falle von **Wirkdruck** kann dies über den Druckverlust an genormten Drosselgeräten erfolgen. **Wirkdruckverfahren** nutzen den in der *Bernoulli*-Gleichung beschriebenen Zusammenhang zwischen Strömungsgeschwindigkeiten und Druckverhältnissen, um aus der Druckdifferenz an einer Engstelle des Strömungsrohrs auf den momentanen Durchfluss zu schließen. **Blenden** stellen als kreisförmige, konzentrische Durchtrittsöffnungen das einfachste Drosselgerät dar. Alternative Formen stellen die *ISA-1932 Normdüse* oder die **Venturidüse** dar, die aus zwei gegeneinander gerichteten Konen besteht. Wirkdruckverfahren sind nur für ungestörte Strömungen geeignet. Daneben existiert eine Vielzahl unterschiedlicher **physikalischer Effekte**, die ausgenutzt werden können. **Wirbelzähler** nutzen Staukörper unterschiedlicher Geometrien, um im Strömungsrohr Wirbel zu erzeugen. Diese werden über einen mechanischen, akustischen oder optischen Wirbeldruckabnehmer erfasst und interpretiert. Wirkdruckverfahren sind jedoch nur für ungestörte Strömungen geeignet, bedingen einen hohen Druckverlust und erfordern eine Mindestdurchflussgeschwindigkeit. Ähnliche Ansätze sind durch Drallzähler gegeben. Bei der **Schwebekörper**-Durchflussmessung befindet sich ein Widerstandskörper im Strömungsrohr. Er erfährt eine Kraft, die von der Dichte und Geschwindigkeit des Fluids und seinem fluiddynamischen Widerstandsbeiwert und der Querschnittsfläche senkrecht zur Strömungsrichtung abhängt. Befindet sich der Körper in einem vertikalen konischen Strömungsrohr, lässt sich über seine Lage die Geschwindigkeit ableiten. Jedoch zeigt auch dieses Verfahren hohe Druckabfälle und erfordert ein vertikales Strömungsrohr. **Messflügel** im Strömungsrohr wandeln die Linearbewegung von Molekülen in eine Drehbewegung um. Durch den Verzicht auf geschlossene Messkammern können sie auch bei großen Durchflüssen kompakt gebaut werden und haben geringe Druckverluste. Verbreitete Umsetzungen bestehen in Form einer Turbine oder eines Flügelrads. Da sowohl sie, als auch Ultraschall und magnetisch-induktiv basierte Verfahren prinzipiell für die Anwendung geeignet sind, werden sie im Folgenden detailliert betrachtet. Für die restlichen Verfahren existieren die erwähnten Ausschlusskriterien (Frenzel et al. 2011, Tränkler & Reindl 2014, S. 794 – 901).

**Ultraschall-Durchflussmessung** Die Schallgeschwindigkeit ist medienspezifisch und hängt von der Dichte - und damit auch von der Temperatur - des Mediums ab. Die Laufzeit eines Schallimpulses ergibt sich vektoriell aus der Schallgeschwindigkeit und der Eigenbewegung des Mediums. Dies lässt sich auf zwei Arten zur Ultraschall-Durchflussmessung nutzen. Beim **Laufzeitverfahren** wird die Zeit bestimmt, die ein Schallimpuls zwischen zwei Punkten benötigt. Der Schallweg verläuft meist diagonal durch den Strömungsrohr. Das Fluid sollte

weitestgehend akustisch transparent sein und wenig Festkörper oder Gasblasen beinhalten. Beim **Doppler-Verfahren** hingegen werden genau diese Inhomogenitäten benötigt. Die von ihnen reflektierten Schallwellen ändern entsprechend dem Doppler-Effekt in Abhängigkeit des Strömungsvektors die Frequenz. Vorwiegend wird das Laufzeitverfahren eingesetzt. Die Messung der Flussgeschwindigkeit per Ultraschall erfordert keine Einbauten in das Strömungsrohr. Dadurch wird ein zusätzlicher Druckabfall sowie Lebensmittelkontakt verhindert und die Reinigung bleibt einfach. Zusätzlich kann neben dem Volumen auch die Flussrichtung und das Medium bestimmt werden (Tränkle & Reindl 2014, S. 840 – 868). Nachteilig ist, dass Durchflusssensoren mit Ultraschall vergleichsweise groß und schwer sind. Ein kompaktes Modell wie der Sensor *Sonoflow CO 55* von *Sonotec* (Halle/Saale, Deutschland) hat eine Größe von ca. 44 mm x 44 mm x 44 mm und wiegt etwa 120 g. Er hat eine Leistungsaufnahme von 840 mW und erfordert eine Betriebsspannung von 12 V (Sonotec, 2014).

**Magnetisch-induktive Durchflussmessung** Entsprechend dem Faradayschen Induktionsgesetz erzeugt eine elektrisch leitfähige Flüssigkeit, die durch ein Magnetfeld strömt, eine Spannung, die zur mittleren Strömungsgeschwindigkeit proportional ist. Diese Spannung kann über zwei Elektroden gemessen werden. Solch eine Messung erfordert keine Einbauten in das Strömungsrohr, erzeugt also keinen zusätzlichen Druckabfall. Zusätzlich kann neben dem Volumen auch die Flussrichtung und die Anwesenheit einer leitfähigen Flüssigkeit bestimmt werden (Tränkle & Reindl 2014, S. 829 – 835).. Ein typischer Sensor wie *MIK* von *Kobold Messring* (Hofheim/Taunus, Deutschland) hat Abmessungen von 118 mm x 58 mm x 44 mm und wiegt etwa 260 g. Er hat eine Leistungsaufnahme von 1440 mW und erfordert eine Betriebsspannung von 24 V (Kobold Messring GmbH, 2015).

**Durchflussmessung über Messflügel** Hierbei wird in das Strömungsrohr ein Rotor eingebaut, der durch die Strömung in Rotation versetzt wird. Zwischen Strömungs- und Rotationsgeschwindigkeit besteht ein linearer Zusammenhang, der von der Viskosität des Fluides abhängig ist. Die Rotationsgeschwindigkeit kann ermittelt werden, indem ein oder mehrere Permanentmagnete in den Rotor eingebaut werden. Über die Änderungen des Magnetfeldes kann ein Hall-Sensor von außerhalb des Strömungsrohrs die Rotation detektieren. Die Reibungsverluste im Rotor sind dabei gering, sodass auch bei geringen Durchflussgeschwindigkeiten eine genaue Messung möglich ist. Soll zusätzlich auch die Flussrichtung erkannt werden, ist ein zweiter Hall-Sensor nötig, der versetzt angebracht ist. Über die Reihenfolge, in der die Hall-Sensoren angeregt werden, lässt sich auf die Drehrichtung der Messflügel schließen.

Die Messflügel sind typischerweise als **Flügelradzähler** oder **Turbinenzähler** umgesetzt. Turbinenzähler sind meist als sogenanntes Woltman-Rad mit verwundenen Schaufeln umgesetzt. Diese ändern den Schaufelwinkel mit dem Radius, sodass die Winkelgeschwindigkeit unabhängig vom Geschwindigkeitsvektor ist. Flügelradzähler verhalten sich für beide Flussrichtungen identisch, zeigen jedoch einen größeren Druckabfall als Turbinenzähler. Entsprechend treten bei letzteren auch bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten nur geringe Druckverluste auf. In Abhängigkeit der Rotorgeometrie ist der Zusammenhang zwischen Drehzahl und Fließgeschwindigkeit richtungsabhängig (Tränkle & Reindl 2014, S. 800 – 802). Mit typischen Maßen von 45 mm x 30 mm x 15 mm und einem Gewicht von 15 g sind beide Varianten sehr kompakt und leicht. Hall-Sensoren haben typische Leistungsaufnahmen von 24 mW und erfordern eine Betriebsspannung von 3 V. Nachteilig ist, dass die beweglichen Messflügel in das Strömungsrohr eingebaut werden müssen. Dies erschwert die Reinigung und bedingt, dass keine fasrigen Flüssigkeiten verwendet werden dürfen, da diese zum Verstopfen des Strömungsrohrs führen können. Eine Medienerkennung, also ob Flüssigkeit anwesend ist, ist mit diesem Ansatz nicht möglich.

In Hinblick auf diese Überlegungen sind in einen Trinkhalm integrierte Durchflusssensoren auf Basis von Messflügeln am besten zur Entwicklung eines Trinkmengen-detectionssystems geeignet.

**Bewertung von Durchflusssensoren** Diese drei Durchflussmessverfahren - Ultraschall, magnetisch induktiv und Messflügel - haben unterschiedliche Vor- und Nachteile, die in Tabelle 1 gegenübergestellt sind. Für die reine Messaufgabe sind Ultraschall und magnetisch induktiv besser geeignet, jedoch eignen sich die verfügbaren Sensoren aufgrund ihrer Maße und ihres Gewichts nicht für den Einbau in einem mobilen System. Ihr

**Tabelle 1** Gegenüberstellung der Eigenschaften verschiedener Konzepte zur Durchflussmessung. Erfüllte Anforderungen sind mit ✓ und nicht erfüllte mit ✗ markiert.

Eigenschaft	Ultraschall	Magnetisch induktiv	Messflügel
Bestimmt Durchflussvolumen	✓	✓	✓
Bestimmt Flussrichtung	✓	✓	✓
Beinhaltet Flüssigkeitserkennung	✓	✓	✗
Keine problematischen Flüssigkeiten	✓	-	✗
Reinigungsmöglichkeit	✓	✓	-
Größe	✗	✗	✓
Gewicht	✗	✗	✓
Energieaufnahme	✗	✗	✓

hoher Energiebedarf legen außerdem eine externe Auswerteeinheit mit großem Energiespeicher nahe. Im Gegensatz dazu sind messflügelbasierte Durchflusssensoren für den Einsatz in einem mobilen System geeignet. Jedoch ist die Reinigung aufgrund der Messflügel im Strömungsrohr aufwendiger und hochviskose oder fasrige Flüssigkeiten sind problematisch. Die fehlende Flüssigkeitserkennung erfordert weitere Maßnahmen, um ausschließlich Getränke und keine Luft zu detektieren. Anzumerken ist, dass alle drei verglichenen Messverfahren volumetrisch arbeiten, also nicht zwischen Flüssigkeiten und Gasblasen unterscheiden können. Dies ist insbesondere bei kohlenstoffhaltigen Getränken relevant, da dies einen verfälschenden Einfluss auf die Messung entsprechender Getränke haben kann.

#### 4.2.9. Vergleich der Sensorprinzipien

Tabelle 2 stellt die unterschiedlichen Sensorprinzipien gegenüber. Sie werden anhand der Kriterien *Genauigkeit* der Füllstands- bzw. Trinkmengenbestimmung, Spektrum der möglichen *Getränke*, die *Umsetzbarkeit* und *Nutzbarkeit* des Sensorprinzips und den zu erwartenden *Kosten* bewertet. Die Bewertung erfolgt in Punkten zwischen 0 (sehr schlecht) und 5 (sehr gut) und ist im Folgenden begründet. Die jeweils fünf Einzelwertungen werden im Anschluss summiert, wobei jedes Kriterium gleich gewichtet ist.

**Hydrostatischer Druck** Über den Druck lässt sich die Masse des Getränks sehr genau bestimmen. In der exemplarischen Umsetzung lag die mittlere Abweichung bei unter einem Milliliter. Jedoch muss die Masse über die Dichte des Getränks in das Volumen umgerechnet werden und diese kann nicht als bekannt vorausgesetzt werden. Der Sensor ist mit allen Getränken kompatibel. Die Umsetzung benötigte jedoch nach dem Einfüllen von Heißgetränken etwa eine Minute bis sich Sensorwerte stabilisiert hatten. Die Umsetzbarkeit ist als relativ hoch anzusehen, da lediglich ein kommerzieller Sensor in den Becherboden integriert werden muss. Dieser ist jedoch groß und sichtbar. Da keine geeignete Lösung zum Druckausgleich gefunden werden konnte, ist das Sensorprinzip nicht alltagstauglich. Der verwendete Drucksensor muss für einen sehr geringen Druckbereich ausgelegt sein, sodass das verwendete Modell mit 85 Euro teuer ist.

**Waage** Auch die Prinzipien, die auf externen oder befestigten Waagen basieren, zeigen eine hohe Genauigkeit beim Bestimmen des Gewichts des Getränks. Sie sind mit allen Getränken kompatibel und zeigen keine Verzögerungen beim Einfüllen heißer Getränke. Die Umsetzbarkeit ist als etwas schlechter als bei Drucksensor einzuschätzen, da eine Mechanik in Form eines Biegebalkens notwendig ist. Je nach Positionierung der Waage ist eine wasserdichte Trennung gegenüber der Flüssigkeit und Umgebung notwendig. Prinzipiell ist auch hier ein Druckausgleich notwendig, jedoch ist das Konzept in diesem Hinblick robuster als die präzise Bestimmung des hydrostatischen Drucks. Jedoch können Trinkereignisse übersehen werden, wenn der Becher nicht korrekt

**Tabelle 2** Gegenüberstellung der unterschiedlichen Sensorprinzipien, die zur Trinkmengenbestimmung untersucht wurden.

Ansatz	Genauigkeit	Getränke	Umsetzbarkeit	Nutzbarkeit	Kosten	Summe
Hydrostatischer Druck	4	4	4	1	2	15
Waage	4	5	3	2	3	17
Gewichtskraft	4	5	3	3	1	16
Leitfähigkeit	3	3	4	4	4	18
Kapazitive Sonden	5	4	2	2	2	15
Eigenkapazität	4	3	2	3	2	14
Diskrete Eigenkapazitäten	3	4	5	4	5	21
Referenzierte Kapazität	4	4	4	3	4	19
Optisch	3	1	3	2	3	12
Ultraschall	4	3	3	2	3	15
Durchfluss	5	4	4	4	3	20

abgestellt oder gehalten wird. Die Mechanik und Sensoren wie Dehnungsmessstreifen finden sich in den Herstellungskosten wieder, jedoch zeigen Haushaltswaagen, dass sich kostengünstige Produkte herstellen lassen.

**Gewichtskraft** Die vorgestellte Umsetzung auf Basis der Gewichtskraft stellt eine Sonderform der Waage dar und ihr dementsprechend sehr ähnlich. Die Nutzbarkeit ist höher, da durch die Integration in das Becherinnere alle Trinkereignisse erfasst werden. Dafür sind die Kosten des verwendeten Kraftsensors mit 100 Euro sehr hoch.

**Leitfähigkeit** Die Anzahl der verwendeten Elektroden bestimmt die Auflösung des Sensorsystems. Mit den 16 ungleichmäßig verteilten Intervallen der exemplarischen Umsetzung kann das Füllvolumen auf 15 – 20 ml genau bestimmt werden. Dies entspricht 5 – 7 % des nominalen Volumens des Bechers und ist merklich ungenauer als bei den massebasierten Sensoren. Da sich die Abweichungen bei Zwischenständen aber kompensieren, liegt die maximale Abweichung beim vollständigen Trinken eines vollen Bechers nur in der Breite des obersten befüllten, bei Restvolumen auch des untersten, Intervalls. Getränke rückstände beim Trinken führen zu teilweise gravierenden Fehlinterpretationen des Füllstandes. Das Sensorprinzip ist deswegen beispielsweise nicht für milchhaltige Getränke geeignet. Das Konzept lässt sich einfach umsetzen, indem eine flexible Leiterplatte mit Elektroden im Becherinneren befestigt wird. Da sie Kontakt zur Flüssigkeit hat, muss auf die Lebensmittelverträglichkeit geachtet werden. Die exemplarische Umsetzung zeigte in der tatsächlichen Nutzung Probleme hinsichtlich der Zuverlässigkeit der Messung. Da lediglich eine flexible Leiterplatte mit vergoldeten Kontakten benötigt wird, ist der Ansatz kostengünstig umzusetzen.

**Kapazitive Sonden** Da sie kontrollierte Detektionsbedingungen schaffen, können Sonden den Füllstand sehr genau bestimmen. Die unterschiedlichen relativen Permittivitäten verschiedener Getränke führen jedoch zu einer Verfälschung der Messung. Problematisch ist außerdem, dass die Sonde als auffälliger und großer Fremdkörper in das Becherinnere eingebracht werden muss, sie direkten Getränkekontakt hat und nur sehr schwer von Getränke rückständen zu reinigen ist. Da es sich um Produkte handelt, sind kommerzielle Sonden vergleichsweise teuer.

**Eigenkapazität** Die exemplarische Umsetzung ermöglichte keine lineare Zuordnung der gemessenen Kapazität zu einem Füllstand. Dies lässt sich jedoch über polynome Zuordnungen korrigieren. Zusätzlich unterschieden

sich die Verläufe unterschiedlicher Messungen, sodass regelmäßige Korrekturen nötig sein könnten. Die Messung von Milch zeigte einen negativen Einfluss von Rückständen an Wand vor dem Sensor. Zusätzlich wird die Messung von der Temperatur des Getränks beeinflusst. Ein entsprechender Sensor lässt sich von außen am Becher befestigen, ist jedoch in seiner Form und in Hinblick auf die Schirmung sehr auffällig. Die unhandliche Form und Anfälligkeit gegenüber Störungen schränken die Nutzbarkeit ein. Zusätzlich ist der verwendete Sensor mit 75 Euro teuer.

**Diskrete Eigenkapazitäten** Im Gegensatz zu den vorherigen kapazitiven Ansätzen reduziert sich die Auflösung auf die von den Elektroden abgedeckten Intervalle. Im Gegenzug sind diskrete Elektroden robuster gegenüber Störungen und Schwankungen der relativen Permittivität der Flüssigkeit. Ein entsprechender Sensor lässt sich sehr leicht umsetzen, indem ein Elektrodenarray an der Außenwand des Bechers befestigt wird. Durch diesen simplen und sehr kostengünstigen Aufbau ist eine einfache Nutzung gewährt, die nur durch wenige Störeinflüsse wie metallische Löffel vor den Elektroden eingeschränkt ist.

**Referenzierte Kapazität** Das Prinzip ähnelt den vorherigen und misst kontinuierlich. Durch die separaten Elektroden zur Kompensation der Flüssigkeit und von Umwelteinflüssen ist das Sensorarray größer und damit auffälliger als bei den diskreten Eigenkapazitäten. Die Kompensation der Umwelteinflüsse zeigte sich als für Störungen anfällig. Da der in der exemplarischen Umsetzung verwendete Chipsatz im Gegensatz zu dem der diskreten Eigenkapazitäten kein Funkmodul beinhaltet, sind damit etwas höhere Kosten verbunden.

**Optisch** Da keine funktionsfähige Umsetzung aufgebaut werden konnte, lässt sich nur schwer eine Aussage über die Genauigkeit treffen. Bei einem Array aus separaten Photodioden und Rezeptoren ist mit einer Auflösung vergleichbar zur Leitfähigkeit und diskreten Eigenkapazitäten zu rechnen. Die sehr unterschiedlichen optischen Eigenschaften verschiedener Getränke schränken optische Detektoren sehr ein. Die optischen Komponenten müssen innerhalb des Bechers angebracht werden. Eine helle Umgebung oder Ablagerungen auf Sende- und Empfangseinheiten lassen sich nicht vermeiden, sodass die Nutzbarkeit einer optische Füllstandbestimmung stark eingeschränkt ist. Die Komponenten liegen im Centbereich, sodass sich ein entsprechender Sensor moderat kostengünstig umsetzen lässt.

**Ultraschall** Ultraschallsensoren messen relativ genau, werden jedoch von der Schallgeschwindigkeit beeinflusst, die sich entsprechend des Getränks und seiner Temperatur unterscheidet. Ist der Sensor im Becherboden angebracht, verhindert der Mindestabstand zur Füllhöhe die Messung vieler Füllstände. Ist er oberhalb der Flüssigkeit angebracht, ist ein Deckel oder seitliches Übertagen des Sensors notwendig, was die Nutzbarkeit einschränkt. Ultraschallsensoren liegen preislich im ein- bis zweistelligen Eurobereich.

**Durchfluss** Entsprechend Tabelle 1 sind Durchflusssensoren auf Basis von Messflügeln am vorteilhaftesten. Sie bestimmen das durchfließende Volumen mit einer hohen Genauigkeit und sind prinzipiell mit allen Getränken nutzbar, können jedoch durch fasrige Bestandteile verstopfen. Sie lassen sich dadurch umsetzen, dass das Getränk durch den Sensor geleitet wird, beispielsweise indem er in einen Trinkhalm integriert wird. Dies ist zwangsläufig gut sichtbar. Ein entsprechender Halm lässt sich leicht nutzen, indem er zum Trinken genutzt wird. Die Reinigung muss jedoch vorsichtiger erfolgen als Sensorprinzipien, die sich vollständig kapseln lassen. Ein entsprechender Durchflusssensor benötigt ein Strömungsrohr mit einer Turbine mit Messflügeln und Hall-Sensoren und liegt damit im mittleren Kostenfeld.

**Sensorwahl** Die höchste Gesamtpunktzahl in Tabelle 2 haben diskrete Eigenkapazitäten und Durchflusssensoren mit Messflügeln. Sie werden dementsprechend als Sensorprinzipien für die weitere Entwicklung gewählt.

### 4.3. Unterstützende Sensorik

Neben Sensoren zur reinen Füllstandbestimmung können und müssen auch weitere Sensoren genutzt werden, um die Funktionalität des Systems zu erweitern.

### 4.3.1. Inertialsensoren

Über die Massenträgheit lässt sich die Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit messen. Entsprechend kann ein Inertialsensor als Beschleunigungs- und/oder Drehratensensor umgesetzt werden.

**Beschleunigungssensor** Alle Sensoren zur absoluten Beschleunigungsmessung basieren darauf, dass sich eine elastisch angekoppelte seismische Masse unter Beschleunigungseinwirkung verschiebt. Die Viskosität des umgebenden Mediums führt zu einer zur Geschwindigkeit proportionalen Bremskraft und von der Beschleunigung abhängigen Dämpfung. Aus dem statischen und dynamischen Verhalten dieses gedämpften Feder-Masse-Systems lässt sich der Beschleunigungswert ermitteln. Die Verschiebung der seismischen Masse wird meist über Kapazitäten bestimmt, meist mittels Differentialkondensatoren, alternativ aber auch mittels anderer Prinzipien (Tränkler & Reindl 2014, S. 541 – 560).

Die Beschleunigung kann für zwei wichtige Funktionen genutzt werden. Ein entsprechender Sensor kann die Detektion zum einen ereignisbasiert auslösen und zum anderen abhängig von Nutzungsfällen steuern. Kommerzielle Beschleunigungssensoren können meist in einem energiesparsamen Modus betrieben werden, aus dem heraus sie ein Signal aussenden, sobald eine gewisse Beschleunigungsänderung überschritten wird, indem ein Detektionsbecher beispielsweise berührt, bewegt oder gefüllt wird. Dieses Signal kann dazu genutzt werden, den eigentlichen Mikrocontroller aus einem Energiesparmodus zu wecken oder direkt die Füllstandsdetektion auszuführen. Damit ist es möglich, das System gezielt auf Ereignisse reagieren zu lassen, wodurch der Energieverbrauch in der restlichen Zeit reduziert wird und die Messung in genau dem Moment erfolgt, in dem etwas passiert.

Daneben kann die Beschleunigung in x, y und z-Richtung genutzt werden, um im Vergleich mit der Erdbeschleunigung  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$  die Ausrichtung des Bechers zu bestimmen. Im Rahmen dieser Dissertation wurde der neuartige Ansatz verfolgt, über den Winkel eines Sensorbechers zwischen verschiedenen Nutzungsszenarien zu unterscheiden. Bei moderater Neigung kann von Trinken ausgegangen werden. Wird jedoch ein Winkel gegenüber der aufrechten Position überschritten, beispielsweise ein Schwellwert von  $135^\circ$ , so deutet dies auf ein Ausschütten des Bechers oder Reinigungsprozesse hin. In diesem Fall werden Füllstandsänderungen verworfen (Kreutzer, Ramesberger, Reimer, Entsfellner & Lüth 2015).

Auch ist möglich die Detektionsfrequenz neigungsabhängig zu steuern. Da sich in einem ruhig stehenden Becher keine plötzlichen Ereignisse abspielen können, ist hier eine geringe Frequenz ausreichend, um ein gelegentliches Auffüllen abdecken zu können. Sobald der Becher bewegt wird, ist eine höhere Detektionsfrequenz angebracht, um genau für den Moment des Abstellens Werte zu erhalten. Ist der Becher umgedreht, beispielsweise während dem Reinigen, kann auf Füllstandbestimmungen verzichtet werden, da keine nutzbare Aussage zu gewinnen ist.

**Drehratensensor** Ein Drehratensensor bzw. Gyroskop misst die Rotationsgeschwindigkeit um eine definierte Achse. Diese kann über die Corioliskraft, die auf eine schwingende Masse einwirkt oder über den Sagnac-Effect bestimmt werden, der zu von der Drehgeschwindigkeit abhängigen Interferenzen gegenläufig im Kreis geführter Lichtstrahlen führt (Tränkler & Reindl 2014, S. 560 – 568). Über ein Drehratensensor ist eine genauere Bestimmung der Ausrichtung möglich, wenn der Becher durch Bewegungen zusätzlich beschleunigt wird.

Im Rahmen dieser Dissertation vorgestellte Systeme nutzen ausschließlich Beschleunigungsinformationen zur Positionserkennung, selbst wenn teilweise Inertialsensoren verbaut sind.

### 4.3.2. Lippenkontakt

Eine andere Möglichkeit, um zwischen Trinken und anderen Nutzungsweisen zu unterscheiden, besteht darin, Lippenkontakt festzustellen. Hierzu kann über Elektroden am Mundstück eine Leitfähigkeitsmessung durchgeführt oder ein kapazitiver Sensor benutzt werden. Auch kann ein Ventil eingesetzt werden, das durch die Lippen

geöffnet werden muss. Dies bietet sich insbesondere bei Systemen mit Mundstück an, also geschlossenen Flaschen oder Becheraufsätzen mit Öffnung.

### 4.3.3. Flüssigkeitserkennung

Neben der Funktion zur Füllstandserkennung können die in Abschnitt 4.2 erwähnten Sensorprinzipien teilweise auch dazu genutzt werden, die Anwesenheit von Flüssigkeit zu detektieren. Dies ist beispielsweise für Durchflusssensoren mit Messflügeln relevant, die nicht zwischen Medien unterscheiden können. Ein weiterer Sensor ist nötig, um den Flüssigkeitsanteil des durchfließenden Volumens zu erhalten. Dies kann außerdem dazu genutzt werden, den Energieverbrauch zu optimieren. Ein einfacher Sensor zur Flüssigkeitserkennung kann dazu genutzt werden, erst bei Bedarf weitere Komponenten wie den Durchflusssensor oder die Auswerteelektronik zu aktivieren. Hierzu muss die Anwesenheit von Flüssigkeit sehr schnell erkannt werden, um Verfälschungen durch eine verzögerte Messung zu verringern. Dieser Auslösesensor sollte wiederum einen sehr geringen Stromverbrauch haben. Insbesondere die Leitfähigkeitsmessung oder ein kapazitiver Sensor sind hierfür geeignet.

**Leitfähigkeit** Im ersten Fall wird über zwei Elektroden mit Flüssigkeitskontakt, beispielsweise vor und hinter einem Durchflusssensor, die Leitfähigkeit des Mediums dazwischen bestimmt. Hierfür dient eine Elektrode als Spannungsquelle und die andere als Detektor. Befindet sich ein Getränk dazwischen, liegt eine Spannung an der Detektionselektrode an. Befindet sich jedoch kein leitfähiges Medium dazwischen, liegt keine Spannung an und es kann geschlossen werden, dass sich zwischen den beiden Elektroden nur Luft befindet. Da in diesem Fall kein Strom fließt, ist dieser Ansatz im Grundzustand sehr energieeffizient. Sobald Flüssigkeit erkannt wird, kann dieses Signal genutzt werden, um andere Komponenten aus energiesparsamen Modi zu wecken. Solch ein Leitfähigkeitssensor stellt damit ein passives System dar, da erst das Auftreten von Getränken ein Signal erzeugt, ohne dass Messwerte regelmäßig abgefragt werden müssen. Nachteilig ist, dass die Elektroden Lebensmittelkontakt haben. Wie in Abschnitt 4.2.3 erwähnt, können Ablagerungen an den Elektroden die Erkennung stören. Eine mögliche Gegenmaßnahme ist es, die Funktion der Elektroden regelmäßig zu vertauschen, also eine Wechselfrequenz zu nutzen, um die chemischen Prozesse zu unterbinden, die zur Bildung von Ablagerungen beitragen. Dies erhöht jedoch die Komplexität eines passiven Schaltkreises, falls keine energieintensiven aktiven Komponenten verwendet werden sollen. Alternativ kann der Wechsel auch erfolgen, wenn weitere Komponenten aktiv sind, da bei Abwesenheit von Flüssigkeit prinzipiell keine Elektrolyse stattfinden kann.

**Kapazität** Alternativ kann die Kapazität zwischen zwei Kondensatorplatten am Strömungsrohr gemessen werden, die sich bei Anwesenheit von Flüssigkeiten ändert. Bei diesem Ansatz hat die Sensorik keinen Lebensmittelkontakt, wodurch unter anderem auch keine Ablagerungen auftreten können. Jedoch muss die Kapazität des Kondensators aktiv ausgelesen werden. Über die Auslesefrequenz lässt sich der Energieverbrauch der entsprechenden Elektronik festlegen. Jedoch sollte das Intervall zwischen Messungen nicht zu gering gewählt werden, da Flüssigkeitsvolumen dazwischen ignoriert werden. Bei einer typischen Trinkgeschwindigkeit von  $0,75 \text{ l/min}$  bewirkt eine sekundliche Messfrequenz, dass im schlimmsten Falle  $12,5 \text{ ml}$  übersehen werden. Dies stellt einen beachtlichen Anteil eines Schlucks dar, der bei Erwachsenen etwa  $20 \text{ ml}$  bis  $40 \text{ ml}$  umfasst.

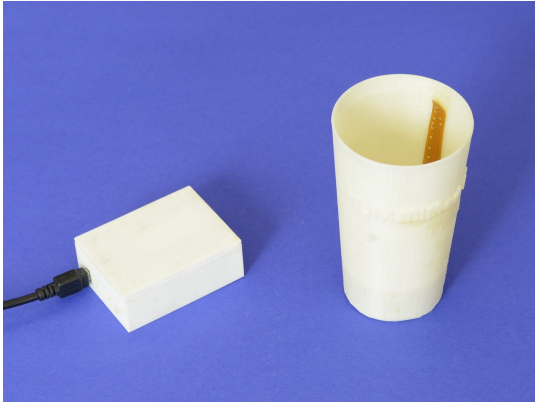
## 4.4. Energieversorgung

### 4.4.1. Passives System

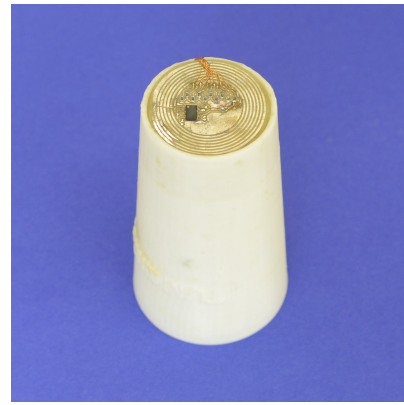
Unter einem passiven System wird ein solches verstanden, das keine eigene Energieversorgung beinhaltet. Um dies zu erreichen, wird eine äußere Energiequelle benötigt, um kurzzeitig die Grundfunktionen des Systems durchführen zu können.

**RFID** Ein solcher Ansatz ist über Radio Frequency Identification (RFID) weit verbreitet. Dabei werden von einem RFID Lesegerät erzeugte elektromagnetische Felder dazu verwendet, um kabellos Informationen von einem passiven Transponder (RFID Tag) auszulesen. Über induktive Kopplung wird dabei die Energie im erzeugten





**Abbildung 25** Funktionsmuster eines passiven Detektionsbechers. Das Gesamtsystem bestehend aus RFID-Lesegerät und passiver Detektionsbecher.



**Abbildung 26** Unterseite des Detektionsbechers mit selbst gefertigter Platine, die den RFID-Chip und Spule sowie Anschlüsse an eine Elektrodenarray beinhaltet.

Feld in die Transponderspule induziert. Amplitude, Phase oder Frequenz des Feldes können dabei moduliert werden, um Daten zu übertragen. Je nach verwendeter Technologie wird ein Frequenzband zwischen 30 kHz und 3 GHz verwendet, was sich auf die Größe der Komponenten, Energiebedarf, Reichweite und Komplexität auswirkt. Auch hat die Umgebung einen Einfluss auf das elektromagnetische Feld. So dämpfen leitfähige Medien wie Getränke die Permittivität. Die Feldstärke nimmt mit zunehmendem Abstand rapide ab (Finkenzeller et al. 2015). Aktive RFID Tags mit integrierter Energiequelle ignorierend, können RFID Tags damit vollständig passiv betrieben werden.

**Anwendungen mit RFID** RFID wurde bereits für Sensorsysteme in verwandten Bereichen genutzt, beispielsweise indem die Antenne als Sensor verwendet wurde. Der Füllstand eines Transfusionsbeutels (Jiang et al. 2012) oder das Leeren eines Bechers unter einen bestimmten Grenzwert und anschließender Positionsbestimmung (Bhattacharyya et al. 2010) beeinflusst die Signalstärke bzw. *Received Signal Strength Indication* (RSSI). Unterschiedlich eingestellte Tags können genutzt werden, um aus der Resonanzfrequenz auf die Anwesenheit von Wasser zu schließen (Guillet et al. 2012). Auch Feuchtigkeit kann über RFID bestimmt werden (Siden et al. 2007, Gao et al. 2013, Virtanen et al. 2011). Ein anderer Ansatz ist es, externe Sensoren mit einer RFID versorgten Plattform zu nutzen (Sample et al. 2008). Jedoch reduziert sich die Reichweite, Kompatibilität und Identifizierbarkeit, wenn Tags mit verstellter Resonanzfrequenz eingesetzt werden und signalstärkenbasierte Ansätze erfordern kontrollierte Bedingungen. Vollständige Plattformen sind komplex und überdimensioniert.

**Exemplarische Umsetzung eines passiven Detektionsbechers** Um diesen Ansatz zu testen, wurde ein Trinkmengen-detektionssystem aufgebaut, das einen passiven Becher und ein RFID Lesegerät nutzt. Der Becher beinhaltet lediglich einen RFID Transponderchip sowie eine einfache Sensorik nach dem Prinzip der Leitfähigkeitsmessung aus Abschnitt 4.2.3. Der Vorteil dieses Ansatzes liegt darin, dass sich einfach aufgebaute, robuste und preiswerte Sensoreinheiten realisieren lassen. Dadurch wird eine umfassende Trinkmengenüberwachung aller Bewohner ermöglicht, also auch derjenigen, die normalerweise aufgrund vermeintlich geringerer Risiken übergangen werden. Als RFID Chip wurde *MLX90129* von *Melexis* (Leper, Belgien) verwendet, der einen Analog-Digital-Konverter und nichtflüchtigen Speicher enthält. Die Auslegung der in die Platine integrierten Antenne und die Auswahlprozesse der Sensorikverschaltung sind in Kreuzer et al. (2014) beschrieben. Als Lesegerät wurde das Modell *ID ISC M.02-B* von *Feig Electronic* (Weilburg) verwendet, die ebenso mit einer Resonanzfrequenz von  $f_{Resonanz} = 13,56$  MHz arbeitet. Das Gesamtsystem ist in Abbildung 25 und die verwendete Elektronik in Abbildung 26 abgebildet. Durch den passiven Ansatz kostet die Elektronik eines solchen Sensorbechers bei einer Kleinserie von 1 000 Exemplaren nur etwa 4 Euro, während ein einzelnes RFID Lesegerät mit etwa 120 Euro merklich teurer ist.

**Evaluierung des passiven Detektionsbeckers** Das System wurde auf mehrere Fragestellungen hin untersucht, die in Kreuzer et al. (2014) ausführlich beschrieben sind. Der maximale Abstand  $d$  zwischen Lesegerät und Detektionsbecher wurde auf  $d_{\text{vertikal}} = 58$  mm in vertikaler und  $d_{\text{horizontal}} = 67$  mm in horizontaler Richtung bestimmt. Änderungen der Ausrichtung zueinander, z.B. durch Neigen des Bechers, reduziert diese Abstände. Anzumerken ist, dass die selbst entwickelte Antenne einen negativen Einfluss auf das Ergebnis haben könnte, da sie hinsichtlich ihrer Resonanzfrequenz und damit Signalstärke nicht optimiert ist. Des Weiteren wurde gezeigt, dass die Sensorik unterschiedliche Füllstandintervalle zwischen den 10 Elektroden erkennen kann. Dies funktioniert beim Füllen und Leeren von Wasser, zeigt jedoch das in Abschnitt 4.2.3 beschriebene Verhalten anderer Getränke, sodass beispielsweise Milch nicht zuverlässig detektierbar ist. Schließlich wurde untersucht, wie groß die Abweichung ist, wenn 1,5l Wasser getrunken werden. Hierbei zeigte sich ein fundamentales Problem des passiven Systems. Ansatzbedingt ist aus energetischen Gründen keine kontinuierliche oder durch Ereignisse ausgelöste Messung möglich, da kein zusätzlicher Bewegungssensor integriert ist. Ereignisse, die zwischen zwei planmäßigen Messungen passieren, werden nicht erfasst. Somit ist zum Beispiel keine Aussage darüber möglich, wie viel Restflüssigkeit sich im Becher befindet, wenn innerhalb einer Messpause erst getrunken und dann aufgefüllt wird oder der Becher zwischenzeitlich nicht abgestellt wurde. Im Experiment zeigte sich eine Abweichung von  $\Delta V_{1,5l} = -180$  ml (12 % der Gesamtmenge), wenn die Differenzen zwischen jeweils Maximal- und Minimalwerten addiert werden. Wird davon ausgegangen, dass der Becher jeweils komplett geleert wurde, müssen nur die Maximalwerte addiert werden, wodurch sich eine Abweichung von  $\Delta V_{1,5l} = -44$  ml (3 %) ergibt. Hiervon kann aber nicht verbindlich ausgegangen werden.

Zusammenfassend zeigt sich, dass der Vorteil des passiven Systems gleichzeitig sein Nachteil ist. Da keine Energie zwischengespeichert wird, sind Messungen nur in einem aktiven RFID Feld möglich. Dadurch ist keine kontinuierliche Beobachtung des Becherinhaltes möglich. Durch Bewegungen ausgelöste Wellen des Getränkes oder Ereignisse zwischen den Messungen sind nur durch fehleranfällige Verhaltensannahmen zu korrigieren.

#### 4.4.2. Aktives System

In aktiven Systemen ist im Gegensatz zu passiven Systemen eine Energieversorgung integriert. Hierfür kommen entweder nicht aufladbare Batterien in Frage, die gegebenenfalls ausgetauscht werden müssen oder ein von einer Energiequelle aufladbarer Energiespeicher. Externe Energiequellen können kabelgebunden oder kabellos sein, während *Energy Harvesting* Methoden die Umgebung des Systems nutzen.

**Energiequelle** Wie in Kapitel 3.5 beschrieben, liegt ein Fokus der Trinkmengen-detektion darin, problemlos in den Arbeitsablauf in Pflegeheimen integriert werden zu können. Dies umfasst zum einen, dass die Energieversorgung wenig Aufwand darstellt und zum anderen keine Einschränkung der Nutzbarkeit bewirkt. Da Systeme, die mit Knopfzellen betrieben werden, endliche Akkulaufzeiten haben, muss von einem **Batteriewechsel** im Laufe der Lebenszeit ausgegangen werden. Dies ist bei größeren Pflegeheimen nicht nur aufwändig, sondern im Hinblick auf die Resistenz des Verschlusses gegenüber Reinigungsvorgängen schwer umzusetzen. Das selbe Problem haben **Ladekabel**, bei denen dafür gesorgt werden muss, dass trotz Flüssigkeitskontakt keine Kurzschlüsse auftreten können. Über **Energy Harvesting** lässt sich aus der Umgebung Energie umwandeln, sodass das System energieautark betrieben werden kann (Dembowski 2011). Jedoch sind viele Methoden für die Anwendung nicht geeignet. Denkbar wäre beispielsweise die **Bewegungsenergie** bzw. Erschütterungen beim Trinken aus einem Becher zu nutzen. Ein **Thermoelement** könnte die Temperaturdifferenzen ausnutzen, die beim Reinigen in einer Spülmaschine auftreten. Schließlich können **Solarzellen** genutzt werden, um aus der Umgebungsbeleuchtung Energie zu gewinnen. Hochrechnungen und Versuche zeigten aber, dass diese Methoden eine zu geringe Energieausbeute haben oder zu stark von Rahmenbedingungen abhängig sind, um nutzbar zu sein. Am erfolgversprechendsten sind Solarzellen, jedoch fällt die Energieausbeute zu stark ab, wenn nur Kunstlicht zur Verfügung steht und die Solarzelle ungünstig an eine Becherwand befestigt werden muss, sodass Deckenlicht in einem steilen Winkel bzw. nur indirekt auftrifft. Generell sind auch Kombinationen mehrerer Methoden denk-

**Tabelle 3** Dauer eines Durchlaufs und dabei erreichte Höchsttemperatur der drei Spülmaschinen, die im Pflegeheim *Luise-Kiesselbach-Haus* eingesetzt werden.

Spülmaschine	Dauer [min:sec]	Höchsttemperatur
Meiko DV 200.2	2:20	70,4 °C
Miele Professional G7856	10:00	64,9 °C
Meico Ecostar 530F	3:50	61,2 °C

bar, jedoch erhöht dies den Herstellungsaufwand und die Einschränkungen an das Design des Systems (Tan & Panda 2011).

Eine herausragende Rolle nimmt **induktives Laden** ein. Hierbei können größere Energiemengen per induktiver Kopplung von einer Ladeeinheit an eine Empfängerspule übertragen werden. Dieser Ansatz erfreut sich in der Unterhaltungselektronik großer Beliebtheit, sodass sich mit *Powermat*, *Rezence* und *Qi* mehrere Standards etabliert haben. Im Rahmen dieser Dissertation wurde der *Qi*-Standard gewählt. Mittels magnetischer Induktion können bis zu 5 W Energie kontaktlos über einen Abstand von wenigen Millimeter übertragen werden. Dafür reicht es aus, wenn Sender und Empfänger lose gekoppelt sind, wobei mehrere sich überlagernde Sendespulen die Ladefläche vergrößern können. Über Modulationen des Energiesignals kann Information übertragen und auf diese Weise die übertragene Spannung und Stromstärke geregelt werden. Diese Kommunikation stellt zudem sicher, dass nur bei Bedarf Energie gesendet wird und nur so viel, wie benötigt wird. Resonante induktive Kopplung vergrößert die Reichweite auf mehrere Zentimeter, indem Schwingkreise passender Resonanzfrequenz zwischen Sender und Empfänger eingefügt werden. Dafür reduziert sich die Effizienz und erhöht sich die Emission elektromagnetischer Strahlung verglichen mit der normalen induktiven Kopplung (Wireless Power Consortium 2016b).

**Energiespeicher** Die so übertragene Energie muss zwischen den Ladevorgängen gespeichert werden. Die beste Wahl sind Akkumulatoren (Akku) oder die weniger verbreiteten *Superkondensatoren*, welche eine viel höhere Leistungsdichte aufweisen, dafür aber eine stark reduzierte Energiedichte zeigen. Bei letzteren handelt es sich um Kondensatoren mit sehr hoher Kapazität. Die wichtigsten Parameter bei der Wahl des Energiespeichers sind die Energiedichte, Selbstentladung, Gewicht und Temperaturbeständigkeit sowie weitere Parameter wie Formfaktor oder Preis. Da die Detektionsbecher gereinigt werden müssen, ist die Temperaturbeständigkeit ein besonders relevantes Entscheidungskriterium. Eine Messung in einem Pflegeheim ergab die in Tabelle 3 gelisteten Höchsttemperaturen für die dort eingesetzten Spülmaschinentypen (Kreutzer, Ramesberger, Reimer, Entsfellner & Lüth 2015). Im Anbetracht dieser nicht repräsentativen Messung muss von Temperaturen über 75 °C ausgegangen werden. Zusätzlich können Heißgetränke kochend eingeschenkt werden.

Die generell passendsten Akkutechnologien basieren auf *Nickelmetallhydrid* (NiMH) sowie *Lithium-Ionen* (Li-Ionen). Beide Technologien sind weit verbreitet und insbesondere Li-Ionen-Akkus werden kontinuierlich weiterentwickelt. **NiMH-Akkus** haben den Vorteil, dass sie sehr robust aufgebaut sind und standardmäßig relativ hohen Temperaturen standhalten. **Li-Ionen-Akkus** haben eine etwa doppelt so hohe Energiedichte und zeigen eine lineare (Ent-)Ladekurve, wodurch nicht nur der Ladevorgang besser kontrollierbar ist, sondern auch verlässliche Aussagen über den Ladestand getroffen werden können. Prinzipiell sind sie aber nicht für Spülmaschinentemperaturen geeignet. Jedoch zeigten Versuche in der institutseigenen Spülmaschine *MELAclean* von *MELAG Medizintechnik oHG* (Berlin), dass auch bei wiederholten Reinigungsdurchgängen keine thermischen Schäden entstanden. Die Lebensdauerreduktion wurde hierbei nicht untersucht. Eine Ausnahme stellt der Li-Ionen-Akku *TLI-1530A* von *Tadiran Batteries GmbH* (Büdingen) dar, der für den Betrieb zwischen -40 °C und 85 °C und Lagertemperaturen bis 100 °C spezifiziert ist (Tadiran Batteries 2016).

### 4.4.3. Vergleich der Energieversorgungskonzepte

Eine passive Energieversorgung in Form von **RFID** ermöglicht sehr einfache Sensoreinheiten ohne integrierte Energiespeicher. Jedoch können keine Ereignisse zwischen Auslesevorgängen erkannt werden und die Sensorik ist durch die geringe übertragbare Energie eingeschränkt. Da keine kontinuierliche Detektion möglich ist, wird der Ansatz für die weitere Entwicklung ausgeschlossen. Die Verwendung eines **auswechselbaren Akkus** ermöglicht ein sehr kompaktes System, da keine Ladevorrichtung bzw. -schaltung notwendig ist. Ein regelmäßiger Wechsel ist jedoch aufwändig, dafür ist das System direkt nach dem Akkuwechsel einsatzbereit. Zusätzlich muss darauf geachtet werden, dass der Akku vor Umwelteinflüssen, insbesondere Flüssigkeit, geschützt ist. Aufgrund seiner kompakten Umsetzbarkeit empfiehlt sich dieser Ansatz für Detektionssysteme mit eingeschränktem Platz. Dies trifft beispielsweise auf eine Umsetzung der Durchflusssensoren in Form eines Trinkhalms zu. **Kabelgebundene** Ladekonzepte ordnen sich ähnlich zu Wechselakkus ein. Jedoch sind sie etwas aufwendiger, da ein Ladeschaltkreis notwendig ist und die Ladkontakte bzw. Stecker vor Umwelteinflüssen geschützt werden müssen. Zusätzlich entfällt der Vorteil einer kontinuierlichen Nutzung, da das Aufladen des integrierten Akkus nicht sofort erfolgt, sondern mehrere Stunden dauert. Vor diesem Hintergrund stellt der Ansatz eine schlechtere Alternative zu auswechselbaren Akkus dar. **Energy Harvesting** ermöglicht ein energieautarkes System, das zur Energieversorgung keine Tätigkeit des Nutzers oder Peripheriegeräte benötigt. Jedoch ist die Energieausbeute sehr gering und stark von den Rahmenbedingungen abhängig. Damit ist keine ausreichende bzw. zuverlässige Energieversorgung möglich, weswegen der Ansatz für die weitere Entwicklung ausgeschlossen wird. Da **Induktives Laden** kabellos funktioniert, wird ein einfaches Laden eines vollständig kapselbaren Systems ermöglicht. Nachteilig ist der Wirkungsgrad, der schlechter als bei kabelgebundenen Lösungen ist. Der Ladeprozess ist dafür einfacher, da keine Steckverbindung hergestellt werden muss, sondern ein simples Abstellen ausreicht. Ein weiterer Nachteil ist der große Platzbedarf der induktiven Ladeschaltung und insbesondere der Spule. Dieser Ansatz bietet sich also nur dann an, wenn ausreichend Platz zur Verfügung steht. Damit stellt es den optimalen Ansatz für die indirekten Sensorkonzepte dar, die auf einem Becher basieren, da sich die induktive Spule leicht in den Becherboden integrieren lässt. Hinsichtlich des Energiespeichers empfehlen sich aufgrund der hohen Energiedichte **Li-Ionen-Akkus**, bei gekapselten Systemen insbesondere solche, die für hohe Temperaturen ausgelegt sind.

## 4.5. Peripherie

### 4.5.1. Funktionen peripherer Geräte

Periphere Geräte können nötig sein, um ein Gesamtsystem zum Überwachen der Flüssigkeitsaufnahme zu vervollständigen. Sensoreinheiten, die möglichst kompakt und dezent gestaltet werden, können bzw. sollten auf integrierte optische oder akustische Feedbacksysteme verzichten. Zum Weiterverarbeiten und insbesondere Anzeigen der gewonnenen Daten werden damit externe Geräte benötigt. Eine weitere notwendige Funktion ist das induktive Aufladen der Akkus von indirekten Bechersystemen. Prinzipiell ist der Fokus auf eine dieser Funktionen oder eine Kombination denkbar. Viele der in Abschnitt 4.2 vorgestellten Sensorkonzepte haben Nachteile wie eine verzögerte Anzeige von Füllständen oder eine vergleichsweise geringe Auflösung, falls nicht kontinuierlich gemessen wird. Dies kann durch eine Sensorfusion ausgeglichen werden. Wird das periphere Gerät als Ablage eines Detektionsbeckers genutzt, kann eine Waage integriert werden, welche die Sensorik im Becher ergänzen kann. Diese Gewichtsinformation kann direkt auf dem peripheren Gerät angezeigt oder als Korrekturwert herangezogen werden.

### 4.5.2. Datenübertragung

**Überblick verbreiteter Funkprotokolle** Sobald im Messsystem gewonnene Daten in einem externen Gerät verwendet werden sollen, müssen diese dorthin übertragen werden. Es bieten sich kabellose Protokolle an, da kabelgebundene Übertragungen die Bedienbarkeit einschränken. Bei Reichweiten von wenigen Metern, wie

sie in diesem Anwendungsfall anfallen, spricht man von *Wireless Personal Area Networks*. Es haben sich mit beispielsweise *ANT*, *NFC*, *Z-Wave* oder *ZigBee* mehrere Funkprotokolle etabliert, von denen *Bluetooth Low Energy* aufgrund seiner dominanten Position in der Unterhaltungselektronik am geeignetsten erscheint.

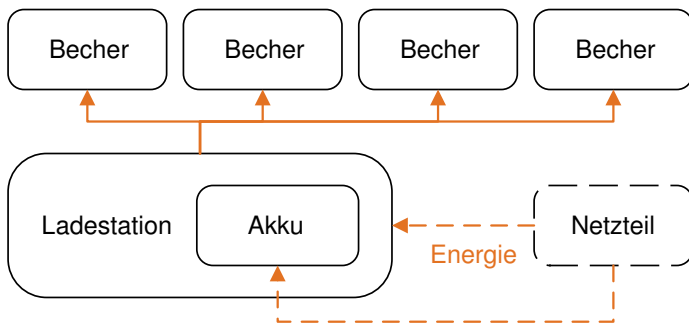
**Bluetooth Low Energy** *Bluetooth Low Energy* (BLE) oder *Bluetooth Smart* ist eine weit verbreitete Funktechnologie, die im 2,4 GHz *Industrial, Scientific and Medical Band* (ISM Band) beheimatet ist. Der Standard wurde ab 2001 von Nokia entwickelt und ist 2009 in die Spezifikation 4.0 des *Bluetooth* Standard integriert worden, die von der *Bluetooth Special Interest Group* (SIG) verwaltet wird (Bluetooth Special Interest Group 2010). Aktuell liegt die Spezifikation in Version 4.2 vor (Bluetooth Special Interest Group 2014). *Bluetooth Low Energy* ist für *Wireless Personal Area Networks* mit etwa 10 m Reichweite ausgelegt und zielt auf sehr geringen Energieverbrauch und Kosten ab. Die relativ kurze Reichweite verhindert Interferenzen mit anderen Detektionssystemen in benachbarten Räumen. Auch wird das Abhören sensibler Daten durch Dritte erschwert, wobei der Funkverkehr zusätzlich einfach zu verschlüsseln ist. Dieser Standard hat sich in den letzten Jahren weit verbreitet und ist in vielen modernen Smartphones, Gesundheitstrackern oder *iBeacons*, also Kleingeräten zur Positionsbestimmung, zu finden (Aislelabs 2015).

**Generic Access Profile** Geräte können entweder die Rolle *Central* oder *Peripheral* einnehmen. Klassische *Peripheral* Geräte sind einfache Sensoreinheiten mit eingeschränktem Energiebudget wie beispielsweise Pulsmesser, *iBeacons* oder im Falle der vorliegenden Dissertation Detektionsbecher und -trinkhalm. Sie können jeweils nur eine Verbindung zu einem *Central* Gerät einnehmen, das als Knoten zu bis zu 8 *Peripherals* fungiert, also meist Smartphones oder in diesem Fall eine Basisstation. Die oberste Ebene des BLE-Protokolls wird durch das *Generic Access Profile* (GAP) gebildet, das die Rolle eines Gerätes festlegt. Die *Peripheral* Sensoreinheiten senden im unverbundenen Zustand regelmäßig kurze *Advertising* Pakete aus. Ist eine Basisstation in Reichweite, wird die Legitimität des *Peripherals* überprüft und gegebenenfalls eine Verbindung eingegangen. Beim Verbindungsaufbau wird eine etwaige Verschlüsselung der Pakete initiiert und das Intervall des regelmäßigen Datenaustauschs festgelegt. Diese kurzen Datenpakete werden vom GAP verwaltet. Findet innerhalb dieses Intervalls kein Datenaustausch statt, gilt die Verbindung als beendet. Auf diese Weise können auch weitere *Peripherals* dem Sensornetzwerk hinzugefügt werden.

**Generic Attribute Profile** Über das *Generic Attribute Profile* (GATT) wird die eigentliche Funktionalität der Komponenten festgelegt. Jedes verbundene Gerät kann als *GATT Server* dienen und Daten zur Verfügung stellen, die vom *GATT Client* abgerufen (*pull*-Nachricht) bzw. zu jenem über nicht zu bestätigende *Notifications* oder zu bestätigende *Indications* gesendet werden können (*push*-Nachricht). Einzelne Daten werden als *Characteristics* bezeichnet, die in *Services* zusammengefasst sind und jeweils eine eindeutige Identifikationsnummer (UUID) besitzen. *Bluetooth Low Energy* bietet zusätzlich vorgefertigte *Profiles* an, die für Aufgaben typische *Services* bündeln und damit eine Interoperabilität ermöglichen, sodass beispielsweise alle Pulsmessgeräte gleich behandelt werden können.

### 4.5.3. Softwarelösungen

Sollen lediglich Daten weiterverarbeitet oder angezeigt werden, bieten sich dafür Geräte an, die der Nutzer bei sich trägt. Hierunter fallen vor allem Smartphones, Tablets, aber auch am Körper getragene Geräte wie Smartwatches. Ihr Einsatz zur Anzeige von Hydratationsinformationen wurde bereits in Abschnitt 3.2.3 zu Lifestyle-Produkten ersichtlich. *Bluetooth Low Energy* ist auf vielen modernen Geräten verfügbar. Sind entsprechende Chips verbaut, wird es beispielsweise ab *Android 4.3*, *iOS 5* und *Windows Phone 8* unterstützt. Durch den standardisierten Zugriff auf das *Generic Attribute Profile* ist damit jedes dieser Geräte mit denen in dieser Dissertation vorgestellten Detektionseinheiten kompatibel. Über Anwendungen wie *nRF Master Control Panel (BLE)* von *Nordic Semiconductor ANA* oder *BLE Scanner: Read, Write, Notify* von *Bluepixel Technologies LLP*, um einige Beispiele zu nennen, kann ein Smartphone als *Central* Gerät direkt auf diese Daten zugreifen. Selbstverständlich bietet dieser Ansatz keinen ausreichenden Komfort für den Massenmarkt, sodass angepasste Anwendungen notwendig wären. Generell erfordert dieser Ansatz entsprechende Nutzer, die Smartphones oder vergleichbare



**Abbildung 27** Struktur einer Mehrfachladestation zum gleichzeitigen induktiven Laden von vier Detektionsbechern per Stromnetz oder Akkubetrieb.



**Abbildung 28** Exemplarische Umsetzung einer Mehrfachladestation mit Akku und abgesenkten Flächen für vier Detektionsbecher.

Hardware bereits nutzen oder verwenden möchten. Im Falle von Pflegekräften ist dies vorstellbar, jedoch kann bei pflegebedürftigen Senioren von einer deutlich niedrigeren Akzeptanz ausgegangen werden.

#### 4.5.4. Ladestationen

Wird kein Wert auf die Daten gelegt, sondern sollen ausschließlich Detektionsbecher induktiv geladen werden, empfehlen sich dedizierte Ladestationen. Durch die in Abschnitt 4.4.2 vorgeschlagenen Empfangsmodule nach Qi-Standard sind hierfür alle entsprechenden Sendemodule verwendbar.

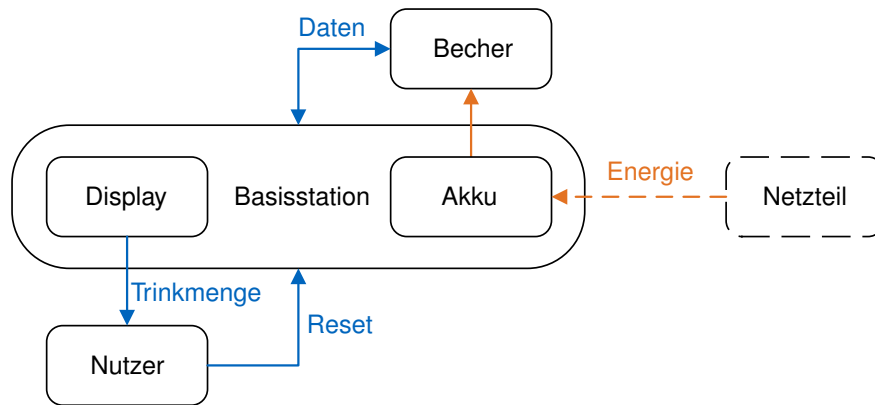
**Kommerzielle Produkte** Es gibt unzählige kommerziell verfügbare Lösungen zum kabellosen Laden nach dem Qi-Standard. Der Webaufrtritt des *Wireless Power Consortiums* listet 817 kompatible Produkte auf (Stand: 01.04.2016), wobei nicht zwischen Sendern und Empfängern unterschieden wird (Wireless Power Consortium 2016a).

**Mehrfachladestationen** Kommerzielle Systeme zielen meist darauf ab, einzelne Geräte induktiv zu laden. Jedoch kann der Einsatzort einer reinen Ladestation auch in Pflegeeinrichtungen sein, in welchen mehrere Sensorbecher gleichzeitig im Einsatz sind. Um deren Aufladen möglichst wenig aufwändig in bisherige Prozesse einzubinden, bietet sich beispielsweise an, Küchenschränke zu induktiven Ladestationen zu machen. Ein entsprechendes Gerät sollte mehrere induktive Ladeflächen umfassen, auf die Becher gestellt und gleichzeitig geladen werden können. Optimal ist aus Gründen des Energieverbrauchs ein Anschluss an das Stromnetz. Falls der Ort der Nutzung jedoch keinen Anschluss bietet, ist alternativ ein Batteriebetrieb möglich. Hierfür bieten sich austauschbare Akkupacks an, die zum externen Laden leicht ausgetauscht werden können und ausreichend Kapazität für viele Ladedurchgänge haben.

**Exemplarische Umsetzung** Die prinzipielle Struktur einer möglichen Umsetzung eines solchen Systems ist in Abbildung 27 ersichtlich. Über vier Qi-Sendemodule *UNITX-870Q* von *U-Way Corporation* (New Taipei City, Taiwan) können vier Detektionsbecher gleichzeitig geladen werden. Alternativ zum Stromnetz bietet ein Akku, eine *Power Bank PB12000B* von *EasyAcc* (China) mit einer Kapazität von 12 000 mAh, ausreichend Energie, um auch unter Berücksichtigung der Verluste mehrere Becher zu laden. Das Gehäuse besteht aus laser-geschnittenem Holz und ist lebensmittelecht lackiert. Der Abstand zwischen Sendemodul und Empfangsmodul sollte möglichst gering sein, um die Effizienz des induktiven Ladeprozesses zu optimieren. Eine entsprechende Vertiefung oberhalb der Ladespulen ermöglicht sowohl dies als auch eine eindeutige Zentrierung der Detektionsbecher. Das zugehörige Funktionsmuster ist in Abbildung 28 abgebildet (Kreutzer, Kosch, Ramesberger, Reimer & Lüth 2015).

#### 4.5.5. Basisstationen

Neben einem Fokus auf Datenanzeige oder induktivem Laden ist auch eine Kombination dieser beiden Funktionen möglich.



**Abbildung 29** Struktur einer Basisstation für Einzelnutzerbetrieb, die einen Detektionsbecher laden und dessen Informationen über die Trinkmenge anzeigen kann.



**Abbildung 30** Exemplarische Umsetzung einer Basisstation für einen Einzelnutzerbetrieb.



**Abbildung 31** Exemplarische Umsetzung einer netzwerkfähigen Basisstation.

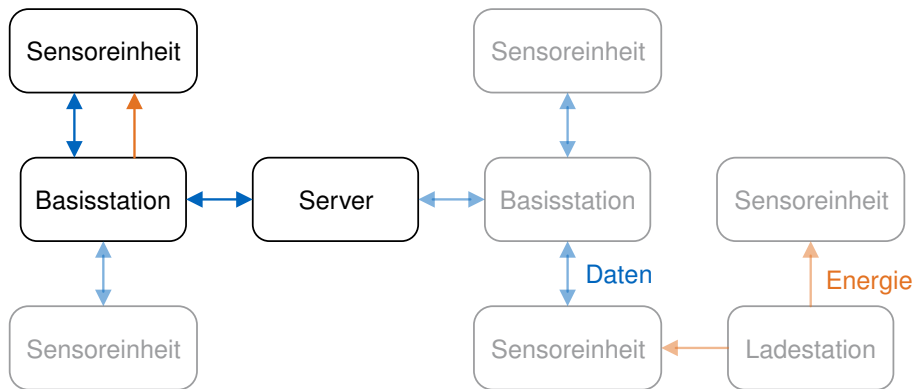
**Basisstationen für Einzelnutzer** Ein möglicher Anwendungsfall sind einzelne Nutzer, beispielsweise Geschäftsleute im mittleren Alter, die regelmäßiges Trinken häufig vergessen oder Gelegenheiten dazu ungenutzt verstreichen lassen. Die Anzeige der bisher getrunkenen Menge dient hierbei vor allem als kontinuierliche Erinnerung bei unzureichender Versorgung und appelliert an die Eigenverantwortung. Solch eine Basisstation kann als universelles Peripheriegerät zu Detektionseinheiten angesehen werden.

Ein entsprechendes Gerät benötigt, wie in Abbildung 29 dargestellt, mindestens ein *Bluetooth Low Energy* Modul zum Datentransfer, ein Display zur Trinkmengenanzeige und eine induktive Ladefläche. Zusätzlich sind weitere Komponenten denkbar, um optionale Funktionen zur Verfügung zu stellen. Ein integrierter Akku ermöglicht, unabhängig von einem externen Stromanschluss zu sein. Eine SD-Karte kann zum Speichern der empfangenen Daten verwendet werden, wodurch sich Protokolle erstellen lassen.

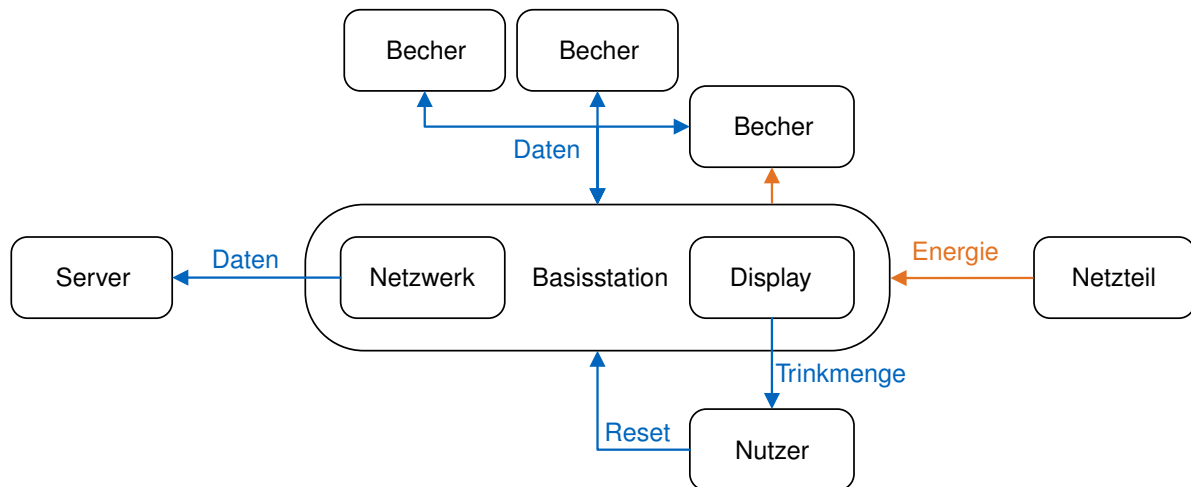
**Exemplarische Umsetzung** Wie auch bei der Ladestation aus Abschnitt 4.5.4 wird ein *Qi*-Sendemodul *UNITX-870Q* von *U-Way Corporation* unterhalb einer Vertiefung zum Laden eines Bechers verwendet. Die Kommunikation erfolgt über ein *BLE112-A* Modul von *Bluegiga Technologies Ltd* (Espoo, Finnland). Die Verarbeitung und Anzeige der Trinkmenge und des Füllstandes in einem Detektionsbecher sowie dessen Batteriezustand erfolgt über ein *D074s 2.1"* Display von *Display3000* (Willich). Ein manuelles Rücksetzen der Trinkmenge erfolgt über eine Taste. Das Gehäuse ist aus Polyamid selektiv lasergesintert und lebensmittelecht lackiert. Die Basisstation kann über ein Netzteil oder kurzzeitig mittels des internen Akkus betrieben werden. Das zugehörige Funktionsmuster ist in Abbildung 30 dargestellt (Kreutzer, Kosch, Ramesberger, Reimer & Lüth 2015).

#### 4.5.6. Netzwerk aus Basisstationen und zentraler Einheit

Ein weiterer Anwendungsfall sind Institutionen mit mehreren Benutzern, bei denen gleichzeitig die Trinkmenge überwacht werden soll, beispielsweise in Krankenhäusern oder Pflegeheimen. Hierfür sind Netzwerke aus



**Abbildung 32** Netzwerk aus mehreren Basisstationen, die Sensoreinheiten mit einer zentralen Einheit verbinden. Die Minimalstruktur ist in schwarz, während optionale Erweiterungen in grau dargestellt sind. Der Server kann mit mehreren Basisstationen verbunden sein, die ihrerseits von mehreren Sensoreinheiten empfangen können. Ladestationen unterstützen bei der Wartung des Gesamtsystems.



**Abbildung 33** Struktur einer netzwerkfähigen Basisstation, die einen Detektionsbecher laden und dessen Informationen über die Trinkmenge anzeigen sowie über LAN an eine zentrale Einheit versenden kann.

Peripheriegeräten denkbar, bei denen mehrere Empfangseinheiten die Daten von vielen Sensoreinheiten empfangen, sie anzeigen und dann an eine zentrale Plattform weitergeben. Damit ist beispielsweise denkbar, die Bewohnerzimmer und Gemeinschaftsräume in einem Pflegeheim mit Empfangseinheiten auszustatten, die mit einer zentralen Einheit in einem Raum für Pflegekräfte verbunden sind. Hierfür ist eine Netzwerkanbindung der Empfangseinheiten notwendig, beispielsweise über LAN oder WLAN. Diese Infrastruktur kann durch eine Ladestation wie in Abschnitt 4.5.4 ergänzt werden. Abbildung 32 stellt solch ein Netzwerk schematisch dar.

**Exemplarische Umsetzung einer netzwerkfähigen Basisstation** Die Struktur einer solchen Basisstation ist in Abbildung 33 dargestellt. Sie ähnelt derjenigen aus Abschnitt 4.5.5, jedoch ist eine komplexere Hardware und Software notwendig, um Daten über LAN zu übertragen. Aus diesem Grund wird ein *BeagleBoneBlack* Einplatinencomputer von *CircuitCo* (Richardson, TX, USA) mit *Ethernet* Anschluss verwendet, der das echtzeitfähige Betriebssystem *QNX* mit angepasster Firmware nutzt. Als Anzeige dient ein *4DCAPE-43T* Touchscreen von *4DSystems Pty Ltd* (Minchinbury, Australien). Diese Veränderungen erlauben gleichzeitige Verbindungen mit mehreren Detektionsbechern und verbessern die Benutzeroberfläche. Das zugehörige Funktionsmuster ist in Abbildung 31 dargestellt (Kreutzer, Kosch, Ramesberger, Reimer & Lüth 2015).

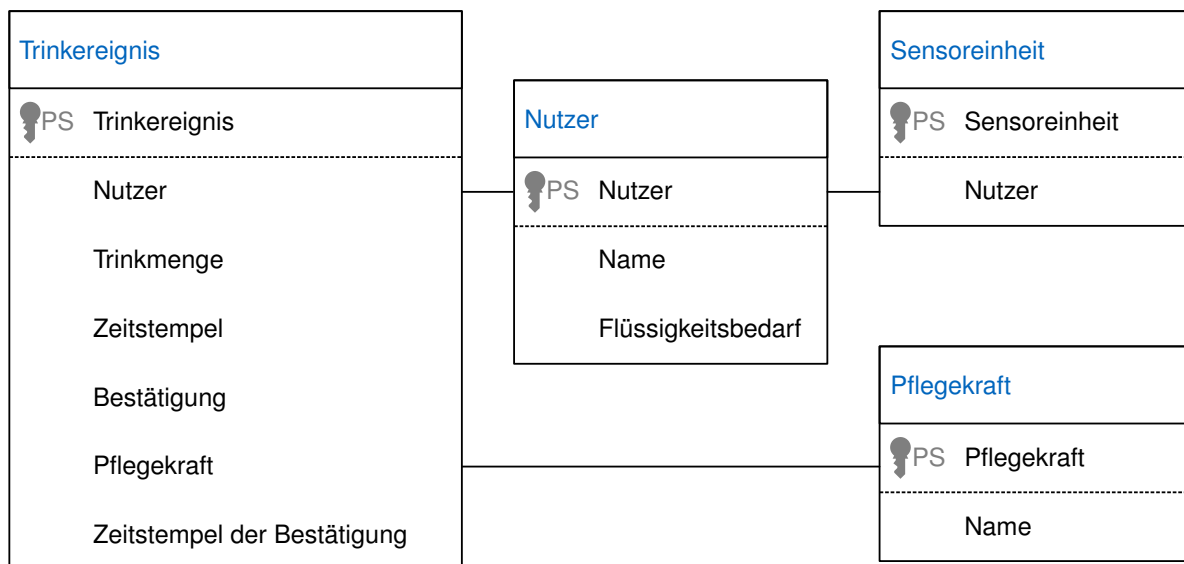
**Zentrale Einheit** Die von solchen Basisstationen per LAN übertragenen Daten sind vom Gerät unabhängig und können von beliebigen zentralen Einheiten gesammelt und verarbeitet werden. Hierfür können gewöhnliche Computer, beispielsweise ein zentraler Desktop im Pflegerzimmer eines Altenheims, dedizierte Server oder spezielle Geräte verwendet werden. Ein in früheren Arbeiten am *Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingeräte*



tetechnik der *Technischen Universität München* entwickeltes Gerät ist die *Home Care Unit*, die als Schnittstelle zwischen am Lehrstuhl entwickelten Geräten, Medizinprodukten und Assistenzprogrammen dient (Czabke 2012). Eine stetige Erreichbarkeit über das Netzwerk dieser zentralen Einheit ist für den kontinuierlichen Empfang von Trinkmengendaten erstrebenswert.

**Protokollierung in einer Datenbank** Da in größeren Netzwerken bei langer Nutzungsdauer große Datenmengen anfallen können, empfiehlt sich die Speicherung der Daten auf entsprechenden Datenbanken, beispielsweise *SQL*. In Abbildung 34 ist der Aufbau einer geeigneten relationalen Datenbank in *UML-Datenbanknotation* abgebildet. Sie besteht aus den vier Tabellen *Trinkereignis*, *Nutzer*, *Pflegekraft* und *Sensoreinheit*. Der Server wird über das Netzwerk benachrichtigt, sobald ein neues Trinkereignis stattgefunden hat. Hierfür wird von einer Basisstation die detektierte Trinkmenge und die ID der entsprechenden Sensoreinheit übertragen. Die Tabelle **Sensoreinheit** verknüpft die Sensoreinheit, die aus einem Detektionshalm, -becher oder einem anderen Gerät bestehen kann, mit einem Nutzer. Im institutionellen Umfeld eines Pflegeheims kann der Nutzer ein Bewohner oder in Krankenhäusern ein Patient sein. Diese Zuordnung kann sich dynamisch ändern, wenn sich mehrere Nutzer eine Sensoreinheit teilen. Es ist hierfür denkbar, die in den Sensoreinheiten gespeicherten Nutzerinformationen abzurufen, die Zuordnung zentral am Server durchzuführen oder zusätzliche Identifikationsmaßnahmen zu nutzen. Auf diese Weise werden die Trinkmengeninformationen von den Sensoreinheiten abstrahiert und bestimmten Bewohnern zugewiesen. Für jeden **Nutzer** ist in der gleichnamigen Tabelle dessen Name und der tägliche Flüssigkeitsbedarf gespeichert. Die Tabelle **Trinkereignis** sammelt die Trinkereignisse, wobei der Moment des Empfangs mit einem Zeitstempel protokolliert wird. Neben der Information, wann ein bestimmter Nutzer wie viel getrunken hat, ist eine Bestätigung vorgesehen. Diese *Bestätigung* protokolliert, ob das Trinkereignis bereits von einer Pflegekraft zur Kenntnis genommen wurde. Um rechtlichen Bedenken gerecht zu werden, ist zusätzlich empfehlenswert, dass jedes automatisch detektierte Trinkereignis von einer Pflegekraft freigegeben werden muss. Hierdurch erfolgt ein Abgleich mit der passiven Beobachtung des Trinkverhaltens der Nutzer seitens der Betreuungspersonen. Zu jedem Trinkereignis wird mit Zeitstempel aufgenommen, welcher Pfleger dieses bestätigt hat. Die Tabelle **Pflegekraft** listet die Namen der Pflegekräfte auf. Sie ist prinzipiell um weitere Attribute erweiterbar, beispielsweise für welche Nutzer die entsprechende Pflegekraft momentan verantwortlich ist.

Auf diese Weise werden alle Trinkereignisse den tatsächlichen Personen zugeordnet und mit Freigabe dokumentiert. Zur Auswertung bietet sich an, die Tabelle nach Bewohnern und Zeitstempeln innerhalb des gewünschten Zeitraums, beispielsweise dem aktuellen Tag, zu filtern und dem Flüssigkeitsbedarf der entsprechenden Person gegenüber zu stellen. Gegebenenfalls sollte der tägliche Flüssigkeitsbedarf über den Tag verteilt betrachtet werden, um einem kontinuierlichen Trinken Rechnung zu tragen. Bei starken Abweichungen kann eine Warnung angezeigt werden. Daneben ist die Visualisierung des Trinkverhaltens möglich, indem die Trinkmenge einer Person zu unterschiedlichen Zeiträumen und -punkten betrachtet wird. Auch ist ein Vergleich mehrere Personen untereinander denkbar.



**Abbildung 34** Aufbau einer relationalen Datenbank zur Protokollierung der Trinkmengen in institutionellem Umfeld mit mehreren Nutzern. Es ist eine Freigabe von Trinkereignissen durch Pflegekräfte vorgesehen.

# 5. Konzept eines Detektionssystems

## 5.1. Statische Systembeschreibung

Aus den unterschiedlichen Ansätzen in Kapitel 4 lässt sich ein Gesamtsystem ableiten, das aus Sensoreinheiten und einer Basisstation besteht. Die Detektion erfolgt entsprechend des Vergleichs der Sensorprinzipien in Abschnitt 4.2.9 über zwei sich ergänzende Konzepte. Die Messung diskreter Eigenkapazitäten wird genutzt, um die Flüssigkeitsaufnahme indirekt über Füllstandsänderungen in einem Becher zu bestimmen. Ein in einen Trinkhalm integrierter Durchflusssensor mit Turbinenzähler bestimmt die Trinkmenge direkt. Die Basisstation ist zu beiden Detektionseinheiten kompatibel, kann also deren Daten über *Bluetooth Low Energy* empfangen, speichern und anzeigen. Sie kann außerdem die Detektionsbecher induktiv laden. Diese Funktion kann auch von Ladestationen aus Abschnitt 4.5.4 ohne Funkverbindung erfüllt werden, jedoch ist dies nicht mehr Teil des in dieser Abhandlung evaluierten Systems.

### 5.1.1. Detektionsbecher

#### Struktur

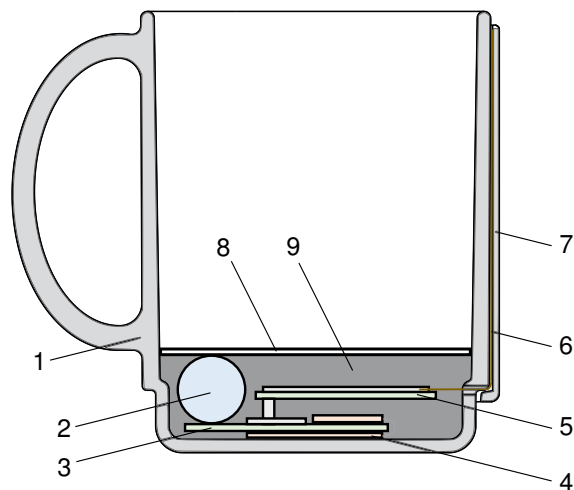
**Komponenten** Dieses Detektionssystem kombiniert die vorteilhaftesten Ansätze einer indirekten Trinkmengenbestimmung. Wie in Abbildung 35 dargestellt, wird ein kapazitiver Sensor mit diskreten Elektroden auf unterschiedlichen Höhen zur Messung des Füllstands eingesetzt. Ein *Programmable System-on-Chip* (PSoC) von *Cypress Semiconductor Corporation* wird dazu verwendet, über *CapSense* die kapazitive Messung zu steuern. Es beinhaltet zusätzlich ein *Bluetooth Low Energy* Modul mit Protokollstapel (*Cypress Semiconductor Corporation* 2015). Über einen Beschleunigungssensor wird zwischen Zuständen unterschieden, um den Energieverbrauch und die Detektion zu optimieren sowie nur tatsächliches Trinken zu berücksichtigen. Relevante Daten werden entsprechend Abschnitt 4.5.2 per *Bluetooth Low Energy* übertragen. Das System besitzt eine aktive Energieversorgung in Form eines Lithium-Ionen Akkus, der induktiv über ein *Qi*-Modul geladen werden kann. Diese Komponenten befinden sich gekapselt im Becherboden, um keine Auswirkung auf die Lebensmittelverträglichkeit des Systems zu haben.

Abbildung 36 stellt die nötigen Komponenten und Schnittstellen im Detail vor. Kern des System ist der *PSoc* mit integriertem Funkmodul. Er ist mit dem Beschleunigungssensor und Elektrodenarray verbunden, das aus dem in Silikon vergossenen Elektronikteil geführt wird. Gleichzeitig bietet er eine Schnittstelle, um initial programmiert und optional in einem Debugmodus kontinuierlich ausgelesen zu werden. Im regulären Betrieb wird diese Option nicht genutzt. Über das *Bluetooth Low Energy* Modul besteht eine Funkverbindung zur Basisstation, die zur Informationsanzeige genutzt wird. Weitere Komponenten setzen die Energieversorgung um. Das *Qi*-Empfangsmodul lädt über einen Ladechip den Li-Ionen-Akku. Dieser versorgt über einen Tiefentladeschutz und Spannungsregler die restliche Elektronik.

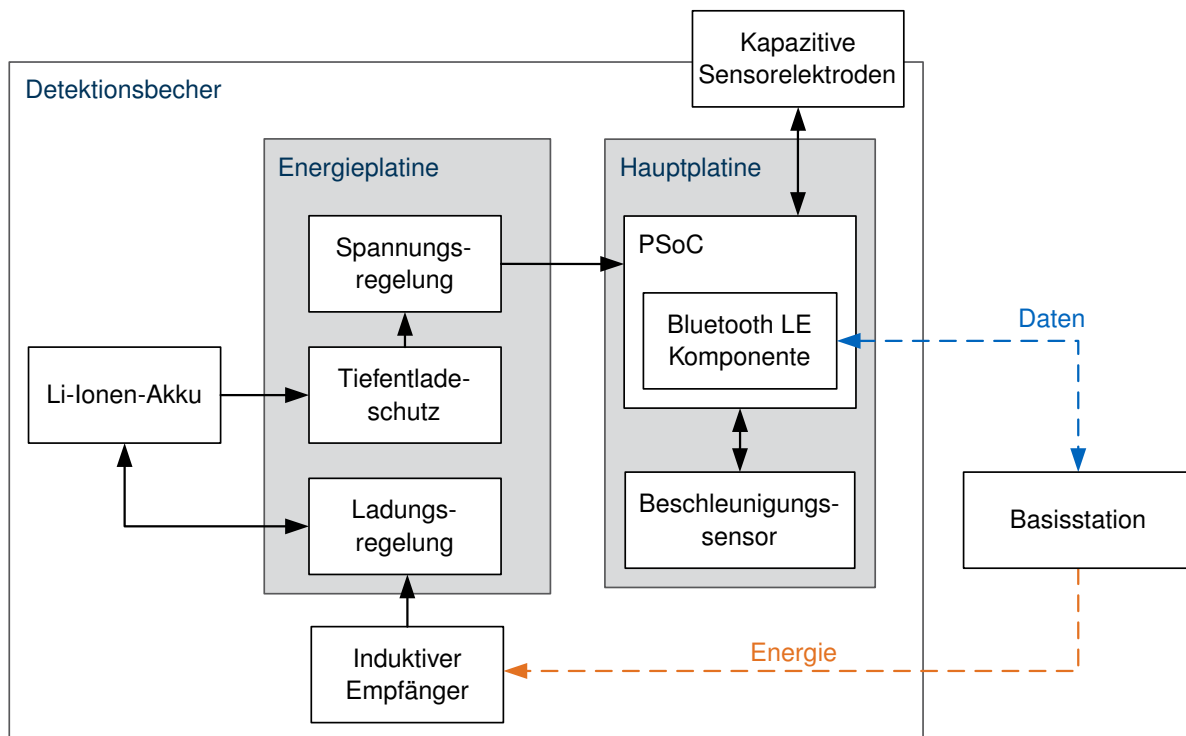
**Elektroden** Die kapazitive Sensorik besteht aus einer linearen Anordnung diskreter Elektroden. Dieser Ansatz ist wenig stör anfällig, ermöglicht Messungen bei geringer Signalstärke und ohne Kalibrierung bei Änderungen des Temperaturbereichs. Die Elektroden sind seitlich auf der Becheraußenseite vertikal auf unterschiedlichen Höhen angebracht.

#### Prozesse

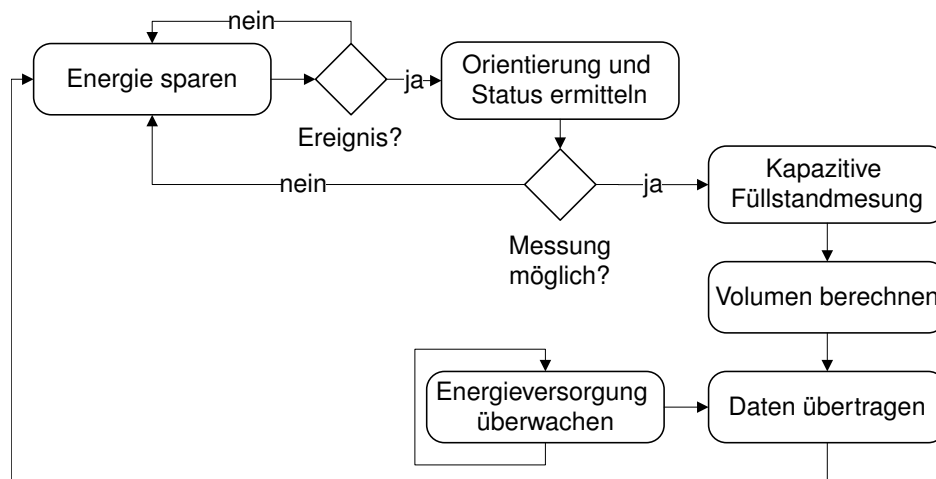
**Zustände** Wie in Abbildung 37 dargestellt, befindet sich die Elektronik des Bechers die meiste Zeit in einem Ruhezustand, um Energie zu sparen. Erkennt der Beschleunigungssensor eine Bewegung oder wird ein definiertes Zeitintervall überschritten, wechselt das System in einen aktiven Zustand. In diesem wird über die aktuelle



**Abbildung 35** Schematischer Aufbau eines Detektionsbechers. In einem Becher (1) sind ein Li-Ionen-Akku (2), eine Energiemanagementplatte (3) und ein induktiver Empfänger (4) sowie eine Hauptplatine (5) integriert. An jene sind kapazitive Sensorelektroden (6) befestigt, die vor Umwelteinflüssen geschützt sind (7). Die Elektronik ist durch eine Trennplatte (8) von Getränken getrennt und in Silikon eingegossen (9).



**Abbildung 36** Struktur der Komponenten in einem Detektionsbecher. Die elektronischen Bauteile befinden sich auf zwei Platinen, die zusammen mit Batterie und Induktionsmodul im Becherboden eingegossen sind. Die kapazitiven Sensorelektroden sind nach außen geführt. Die restlichen Schnittstellen nach außen sind kabellos bzw. im Betrieb nicht nötig.



**Abbildung 37** Prozesse des Detektionsbechers. Er wacht regelmäßig aus dem Ruhemodus auf, um den eigenen Zustand zu erkennen und gegebenenfalls eine kapazitive Füllstandsbestimmung durchzuführen. Parallel wird die Energieversorgung und die Funkverbindung verwaltet.

Orientierung entschieden, ob eine Füllstandsbestimmung sinnvoll ist, der Becher beispielsweise aufrecht steht. Ist dies der Fall, wird eine kapazitive Messung durchgeführt und anschließend ausgewertet. Danach kehrt das System wieder in den Ruhezustand zurück. Die Energieversorgung und Funkverbindung per *Bluetooth Low Energy* Komponente laufen unabhängig davon ab und entsprechen dem in Abschnitt 4.4.2 bzw. 4.5.2 beschriebenen Vorgehen.

**Ablauf einer kapazitiven Füllstandsmessung** Die beschriebenen Elektroden liefern über die in Abschnitt 4.2.4 beschriebene *CapSense* Methodik kein eindeutig einem Füllstand zuzuordnendes Signal. Stattdessen ergibt sich ein zeitlicher Verlauf von Sensorwerten für jede der 20 Elektroden, den sogenannten *Raw Counts*. Diese müssen erst über eine Kombination von Flankenerkennung und Kontinuitätsüberwachung aufbereitet, im Anschluss daran ihre Konsistenz und Sequenz überprüft, gegebenenfalls korrigiert und schließlich als Füllstand interpretiert werden. Im Anschluss wird aus Füllstandsänderungen die Trinkmenge abgeleitet.

**Flankenerkennung** Da das elektrische Feld jeder Elektrode zu großen Teilen in der Becherwand verläuft, hängt es nicht nur von der Flüssigkeit, sondern auch stark von der relativen Permittivität der Becherwand ab. Hohe Temperaturänderungen der Wand durch sehr kalte oder heiße Getränke können den *Raw Count* stärker beeinflussen als der Medienwechsel von Luft zu Flüssigkeit. Dies betrifft nicht nur die Fläche mit Flüssigkeitskontakt, da beispielsweise der von heißen Getränken ausgehende Dampf aufsteigt und die Fläche oberhalb des Getränks aufheizt. Jedoch sind durch Temperaturänderungen hervorgerufene Anpassungen des *Raw Count* kontinuierlich, während die durch Medienänderungen verursachte Änderungen des *Raw Count* abrupt auftreten, sodass ausgeprägte Flanken zu erkennen sind. Zwischen Füllen und Leeren wird über das Vorzeichen der Flanke unterschieden. Ein Anstieg deutet auf einen Einfüllprozess hin, während eine fallende Flanke Flüssigkeitsabnahme signalisiert. Flanken sind damit eine notwendige Bedingung, um eine Medienänderung in der Umgebung einer Sensorelektrode zu detektieren. Deren Bestimmung erfolgt, indem der gegenwärtige mit dem vorherigen geglätteten *Raw Count* sowie diese Differenz mit einem positiven bzw. negativen Schwellwert verglichen wird.

**Kontinuitätsüberwachung** Flüssigkeitsbewegungen infolge von Einfüllen oder beim Halten des Bechers können bewirken, dass Elektroden kurzzeitig Flüssigkeit detektieren, obwohl sie eigentlich oberhalb des Füllstandes liegen. Diese Fehlmessungen treten bei Wellenbewegungen periodisch auf und verschwinden, sobald die Flüssigkeit zur Ruhe gekommen ist. Aus diesem Grund muss neben der Flankenerkennung zusätzlich die Kontinuität der Änderungen betrachtet werden. Um die Temperaturabhängigkeit der Grundkapazität auszugleichen, müssen Änderungen hinsichtlich einer sich anpassenden Referenz betrachtet werden. Dies geschieht, indem nach jedem Messdurchlauf ein *Signal* und *Basis* Wert für jede Elektrode  $n$  berechnet wird. Die Skalierungsfaktoren  $S$  und

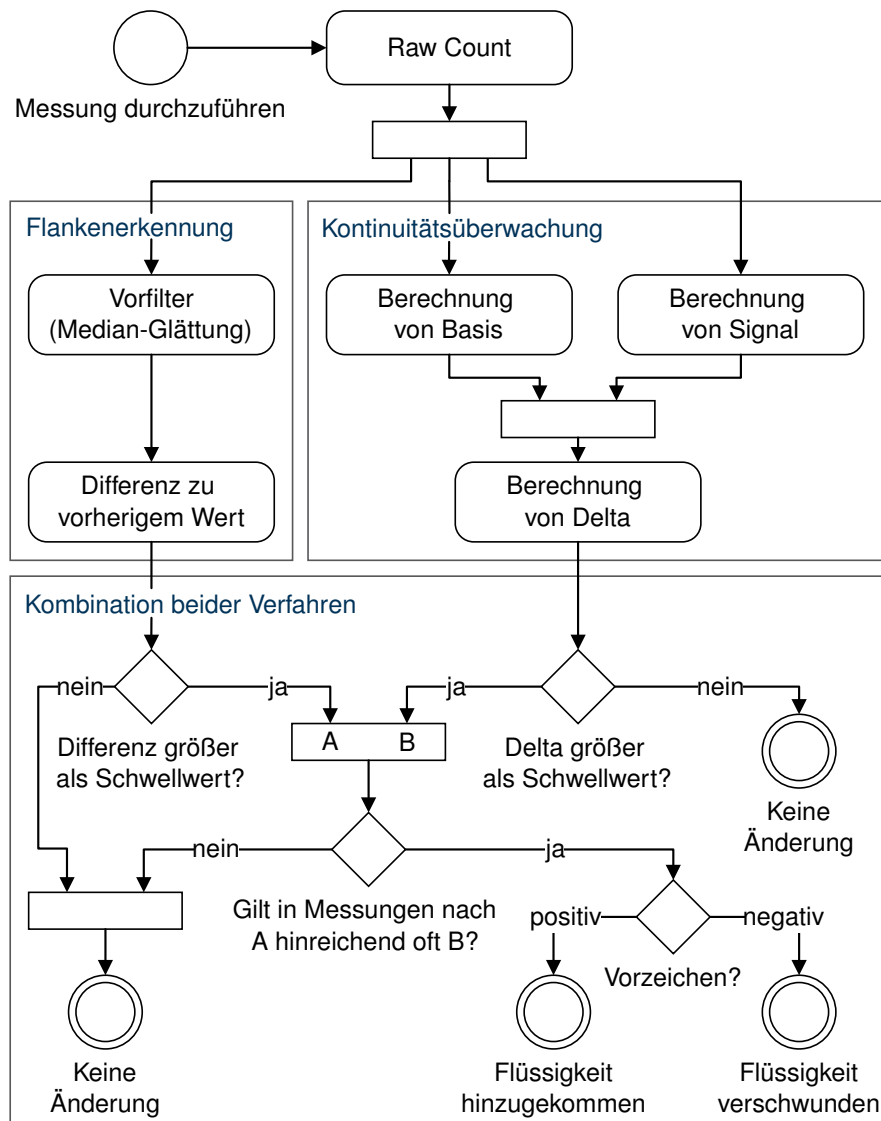


Abbildung 38 Prozesse während der kapazitiven Messung einer Elektrode.

$B$  liegen zwischen 0 und 1, wobei  $S > B$ .

$$Signal_n = \frac{Signal_n + RawCount_n \cdot S_n}{1 + S_n} \quad (5.1)$$

$$Basis_n = \frac{Basis_n + RawCount_n \cdot B_n}{1 + B_n} \quad (5.2)$$

Ihre Differenz  $Delta$  beschreibt, in welche Richtung und wie stark sich die Sensorwerte ändern.

$$Delta_n = Signal_n - Basis_n \quad (5.3)$$

**Kombination beider Verfahren** Wie in Abbildung 38 dargestellt, werden diese beiden Verfahren kombiniert, um den Zustand einer einzelnen Elektrode zu bestimmen. Liegt  $Delta_n$  hinreichend lang über einem positiven bzw. negativen Schwellwert, so kann von einer Füllstandsänderung an dieser Elektrode  $n$  ausgegangen werden. Im folgenden werden positive Änderungen mit  $\uparrow$  und detektierte Anwesenheit von Flüssigkeit mit  $\uparrow$  bezeichnet. Analog symbolisieren  $\downarrow$  negative Änderungen und  $\downarrow$  die Abwesenheit von Flüssigkeit. "?" steht für unbekannte Zustände, was den Initialzustand der Elektroden darstellt.

**Tabelle 4** Mögliche Zustandsübergänge an Sensorelektroden. "?" repräsentiert unbekannte Zustände,  $\bar{\uparrow}$  dass Flüssigkeit anwesend und  $\downarrow$ , dass sie abwesend ist. Wird Flüssigkeit neu detektiert, wird dies per  $\uparrow$  symbolisiert, kann sie nicht mehr erkannt werden, über  $\downarrow$ . Durch – ist signalisiert, dass keine Änderung detektiert wurde.

Vorheriger Zustand	?	?	?	$\bar{\uparrow}$	$\bar{\uparrow}$	$\bar{\uparrow}$	$\downarrow$	$\downarrow$	$\downarrow$
Neu detektierter Zustand	–	$\uparrow$	$\downarrow$	–	$\downarrow$	$\uparrow$	–	$\uparrow$	$\downarrow$
Resultierender Zustand	?	?	?	$\bar{\uparrow}$	$\downarrow$	?	$\downarrow$	$\bar{\uparrow}$	?

**Konsistenzprüfung** Trotz der Kombination von Flankenerkennung und Kontinuitätsüberwachung können bei der Detektion von Flüssigkeit Fehler aufgetreten sein. Tabelle 4 zeigt alle möglichen Zustandsübergänge an einer Sensorelektrode ausgehend vom unbekanntem Initialzustand (?). Erfährt beispielsweise eine Elektrode, die zuvor Flüssigkeit detektiert hat ( $\bar{\uparrow}$ ), eine negative Füllstandsänderung ( $\downarrow$ ), kann gefolgert werden, dass sie anschließend oberhalb des neuen Füllstandes liegt ( $\downarrow$ ). Wird jedoch das Hinzukommen von Flüssigkeit ( $\uparrow$ ) detektiert, obwohl diese bereits detektiert wurde ( $\bar{\uparrow}$ ), so liegt offensichtlich ein Fehler vor. Als Konsequenz wird diese Elektrode als unbekannt (?) markiert.

**Sequenzprüfung** Da Flüssigkeiten nicht oberhalb von trockenen Bereichen schweben können, müssen die oberen Elektroden  $\downarrow$  und die unteren  $\bar{\uparrow}$  sein, wobei der Übergang den Füllstand repräsentiert. Eine verdrehte oder gemischte Reihenfolge ist deswegen physikalisch unmöglich. Ist der Fehler einzelnen Elektroden zuzuweisen, d.h. handelt es sich demnach um vereinzelte Ausreißer, die von andersartigen Zuständen umringt sind, so werden diese entsprechend markiert (?).

**Korrekturmechanismen** Elektroden mit unbekanntem Zustand können in begrenztem Maße entsprechend ihrer Umgebung korrigiert werden. Sind  $n$  Elektroden mit unbekanntem Zustand beidseitig von je  $n$  Elektroden eines bestimmten Zustands umgeben, so werden sie an dieses eindeutige Umfeld angeglichen. Liegen diese  $n$  unklaren Elektroden am Rand des Sensorarrays, so sind  $n + 1$  benachbarte eindeutige Zustände zur Korrektur nötig. Im vorgestellten Fall mit insgesamt 20 Elektroden sind Korrekturen von  $n \leq 3$  unbekanntem Zuständen sinnvoll. Treffen die genannten Bedingungen nicht zu, so ist keine verlässliche Zuordnung möglich. Dies ist insbesondere der Fall, wenn eine Elektrode unbekanntem Zustands (?) oberhalb von  $\bar{\uparrow}$  und unterhalb von  $\downarrow$  Elektroden liegt. Dies tritt auf, wenn der Füllstand etwa auf Höhe dieser "?" Elektrode liegt, sie aber nur so wenig überdeckt, dass keine eindeutige Zuordnung erfolgen kann. Diese Grenzelektrode wird anschließend kontinuierlich beobachtet. Wandert ihre Position nach unten, wie es durch kleine Schlücke hervorgerufen wird, so werden die über der Grenzelektrode mit unbekanntem Zustand liegenden Elektroden zu  $\downarrow$  korrigiert.

**Auswertung** Aus den Sensorwerten wird entsprechend der eben beschriebenen Prozesse der Füllstand ermittelt. Die Trinkmenge ergibt sich aus der Abnahme der Füllstände in Folge von Trinkvorgängen, auf die in einem Zustandsautomaten geschlossen wird. Ist trotz der Korrekturmaßnahmen keine verlässliche Zuordnung möglich, werden alle Elektroden als unbekannt betrachtet. Als Gegenmaßnahme kann der Reset-Mechanismus des Systems genutzt werden. Bei vollständigem Umdrehen des Detektionsbechers werden alle Elektroden wieder auf den unbekanntem Initialzustand gesetzt. Da durch eine Drehung jeglicher Inhalt ausgeleert wird, kann der nunmehr leere Becher neu referenziert werden. Sobald eine Änderung von  $n \geq 3$  benachbarten Elektroden detektiert wird, werden alle unterhalb als  $\bar{\uparrow}$  und alle oberhalb als  $\downarrow$  festgelegt. Die dabei vermutlich übergangene Trinkmenge wird dadurch ausgeglichen, dass der letzte bekannte Füllstand der Trinkmenge hinzugefügt wird, sofern der Becher entsprechend geneigt wurde. Abbildung 39 fasst die Schritte zusammen, die nach der kapazitiven Messung der einzelnen Elektroden durchlaufen werden.

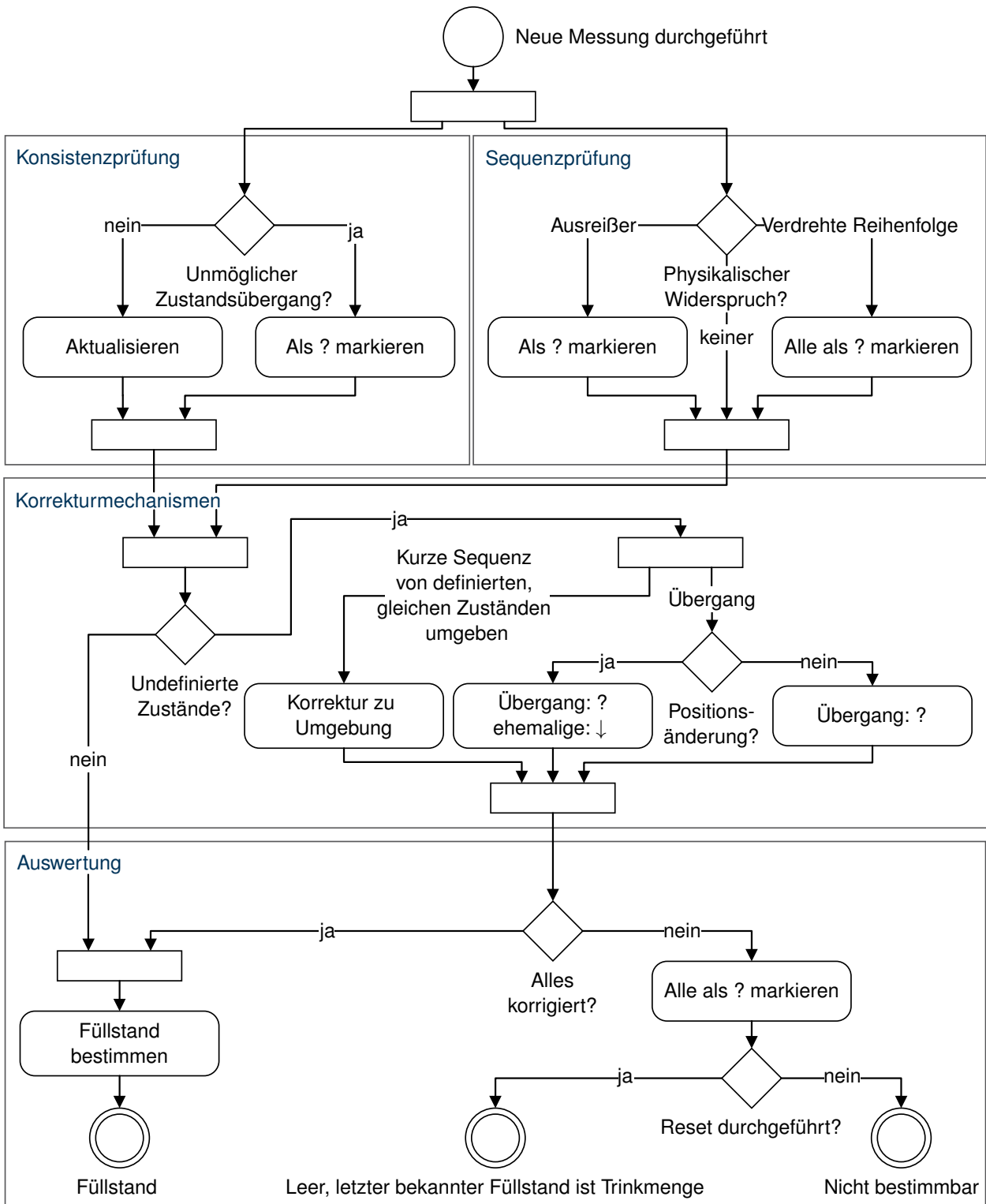


Abbildung 39 Prozesse beim Ableiten des Füllstandes aus den Zuständen der einzelnen Elektroden.



## 5.1.2. Detektionshalm

### Struktur

**Vorüberlegungen** Wie in Abschnitt 4.2.8 erwähnt, bieten Durchflusssensoren mit als Turbinenzähler ausgeführten Messflügeln einen passenden Messbereich und einen geringen Energieverbrauch. Über einen Hall-Sensor kann die Rotationsgeschwindigkeit einer magnetischen Turbine bestimmt und daraus der Durchfluss berechnet werden. Bei diesem Ansatz treten geringe Verluste auf, sodass der Einfluss auf die Flüssigkeit und damit den Trinkprozess minimal bleibt.

Auch ist es notwendig, die Flussrichtung bestimmen zu können, um die Flüssigkeit kompensieren zu können, die sich nach Ende eines Trinkvorganges noch im Trinkhalm befindet und zurückfließt. Über die Länge  $l$  und den Durchmesser  $d$  des Trinkhalms oberhalb des Sensors lässt sich dieses Volumen  $V_{Rückfluss} = \pi \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2 \cdot l$  berechnen. Bei typischen Werten von  $l = 70$  mm und  $d = 10$  mm entspricht dieses Volumen etwa  $V_{Rückfluss} = 5$  ml. Berücksichtigt man, dass ein Schluck eines Erwachsenen etwa 20 ml bis 40 ml umfasst, zeigt sich der große Einfluss der Rückflussmenge. Eine Kompensation lässt sich erreichen, indem zwei Hall-Sensoren verwendet werden, die um den halben Abstand zwischen den Magnetschaufeln der Turbine versetzt sind, also beispielsweise  $45^\circ$ , wenn die Turbine vier um  $90^\circ$  versetzte Magnete beinhaltet. Über die Reihenfolge, in der die beiden Hall-Sensoren Signale erhalten, lässt sich die Rotationsrichtung bestimmen.

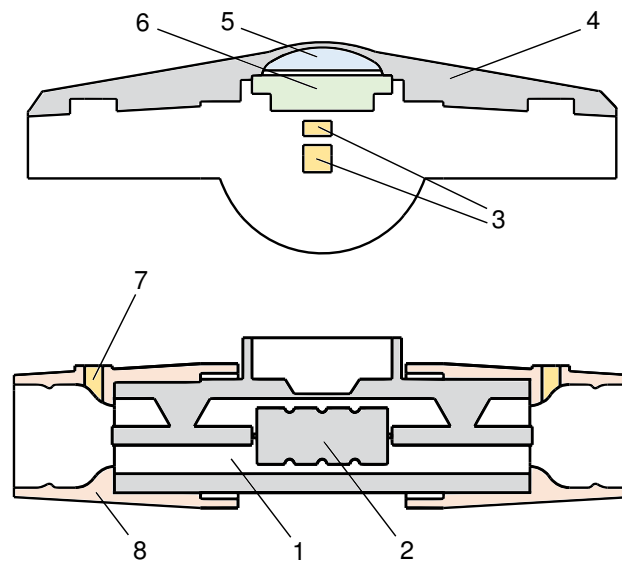
Schließlich ist es notwendig, zwischen unterschiedlichen Medien unterscheiden zu können, sodass nur Getränke erkannt werden und keine Luft. Damit kann verhindert werden, dass beim Austrinken der letzten Flüssigkeitsreste über die beiläufig eingeschlürfte Luft Verfälschungen auftreten. Da Durchflussmesser üblicherweise nur das durchströmende Volumen messen, sollte ein zusätzlicher Sensor genutzt werden. Hierfür bietet sich ein Leitfähigkeitssensor entsprechend Abschnitt 4.2.3 an. Zwei Elektroden sind beidseitig der Turbine mit Kontakt zum Strömungsrohr angebracht. Befindet sich Flüssigkeit im Kanal, so besteht zwischen ihnen eine elektrische Verbindung, die gemessen werden kann. Die Verwendung von Wechselspannung verhindert, dass Elektrolyse und infolgedessen Ablagerungen auftreten.

Trinkhalme sind leichte und filigrane Strukturen. Infolgedessen sollte sich der Detektionshalm ähnlich verhalten. Dies beinhaltet vor allem kleine Abmaße und eine Reduktion auf die wesentlichen Funktionen. Als Konsequenz ist ein induktives Laden eines integrierten Akkus keine praktikable Herangehensweise. Eine weitaus kompaktere Alternative stellen Knopfzellen dar, sofern sie eine ausreichend lange Laufzeit bieten, um wartungsarm zu bleiben. Dies bedingt einen optimierten Energieverbrauch des Detektionssystems. Darüber hinaus sollte das System einfach zu bedienen und zu reinigen sein.

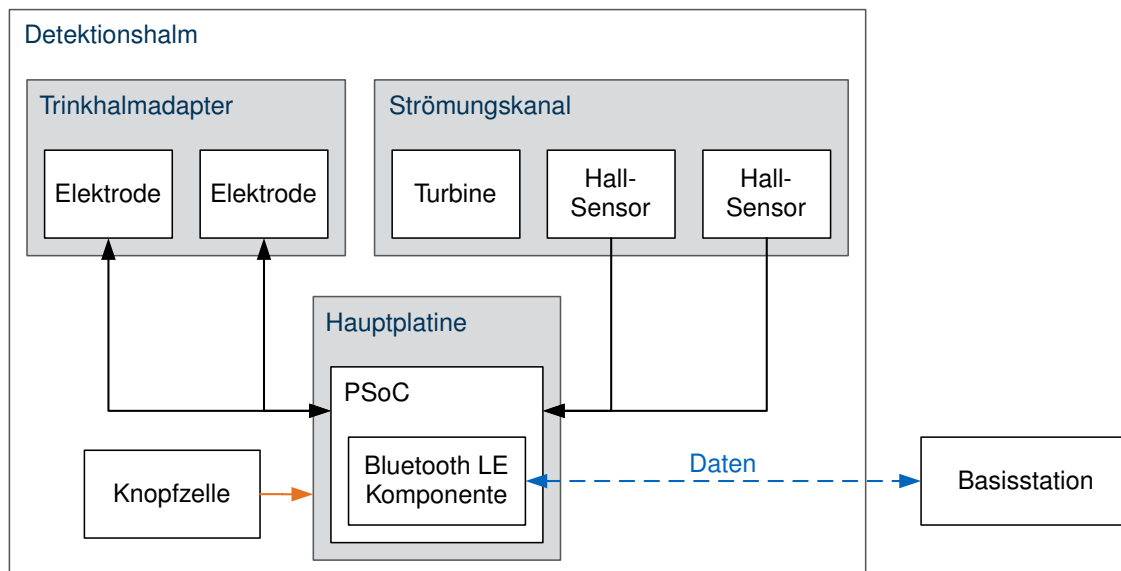
**Komponenten** Den Kern des Detektionshalms bildet die Sensoreinheit, die eine Turbine zur Durchflussmessung und die Flüssigkeitserkennung beinhaltet. Dessen Gehäuse hat zwei Verbindungsanschlüsse an beiden Seiten, die mit Einweg-Trinkhalmen verbunden werden können. Durch diese Segmentierung des Systems wird eine einfache Reinigung und Wartung ermöglicht. Abbildung 40 stellt schematisch die zweiteilige Struktur des Systems vor, von denen der Teil ohne Getränkekontakt vor Reinigungsprozessen zu entfernen ist. Abbildung 41 gibt einen Überblick über die benötigten Komponenten.

### Prozesse

Der Nutzer kann den Detektionshalm wie einen gewöhnlichen Trinkhalm nutzen. Getränke werden von der Flüssigkeitserkennung registriert und in Folge die Durchflussmessung aktiviert. Jene ermittelt daraus die Trinkmenge, indem die Rotationen der Turbine in Trinkrichtung mit den Rotationen in Gegenrichtung verrechnet und in ein Volumen umgerechnet werden. Nachdem der Flüssigkeitsstrom geendet hat, werden diese Daten übertragen, sofern eine Basisstation in Reichweite ist. Durch die Kombination von Flüssigkeitserkennung und richtungssensitiver Durchflussmessung kann das Ansaugen von Luft und zurückfließendes Volumen ausgeglichen werden. Die dabei ablaufenden Prozesse sind in Abbildung 42 abgebildet.



**Abbildung 40** Schematischer Aufbau eines Detektionshalms. Im Strömungsrohr (1) befindet sich eine Turbine (2) mit magnetischen Rotoren. Über zwei Hall-Sensoren (3) lässt sich die Rotationsgeschwindigkeit und -richtung bestimmen. Diese Sensoren befinden sich auf der anklippbaren Elektronikeinheit (4) mit Knopfzelle (5) und der Hauptplatine (6). Die Flüssigkeitserkennung ist über zwei Elektroden (7) umgesetzt, die sich an den beidseitigen Adaptern (8) für Trinkhalme befinden.



**Abbildung 41** Struktur der Komponenten des Detektionshalms. Der Adapter für Einwegtrinkhalme beinhaltet zwei Elektroden zur Flüssigkeitserkennung während sich im Strömungsrohr eine Turbine mit teilweise magnetischen Rotoren befindet, über die zwei Hall-Sensoren die Durchflussmenge und -richtung detektieren können. Ein *Programmable-System-on-Chip* (PSoC) koordiniert die Sensoren und versendet Daten. Das System wird über eine Knopfzelle mit Energie versorgt.

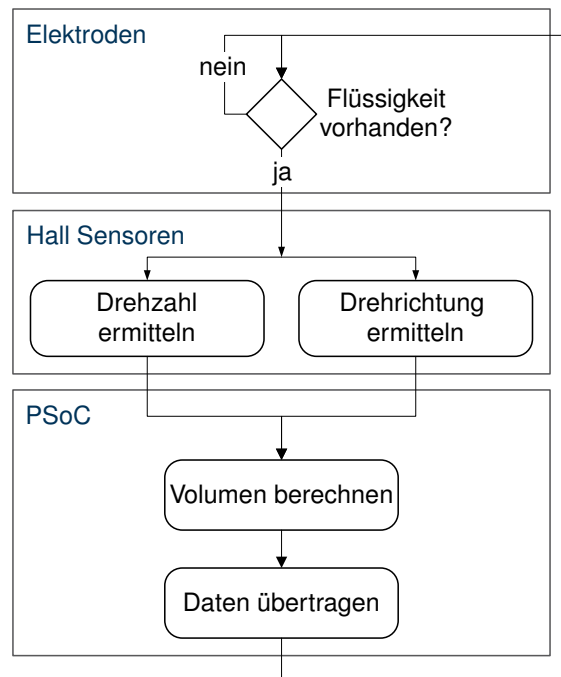


Abbildung 42 Prozesse in einem Detektionshalm gruppiert nach den beteiligten Komponenten.

### 5.1.3. Basisstation

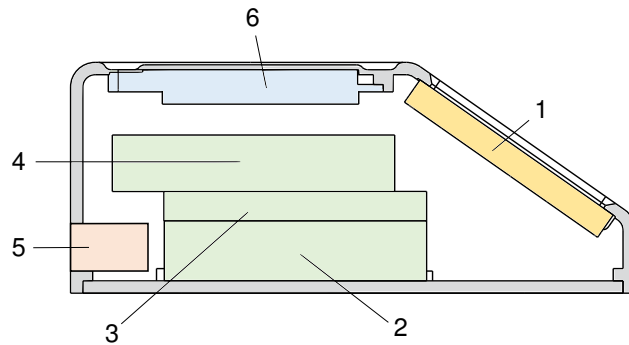
#### Struktur

Entsprechend Abschnitt 4.5.5 kombiniert die Basisstation die Anzeigefunktion von Daten zur Flüssigkeitsaufnahme mit einer induktiven Ladefläche. Die Trinkmengendaten werden für beide Sensoreinheiten angezeigt, während die Ladefunktion nur für Detektionsbecher relevant ist.

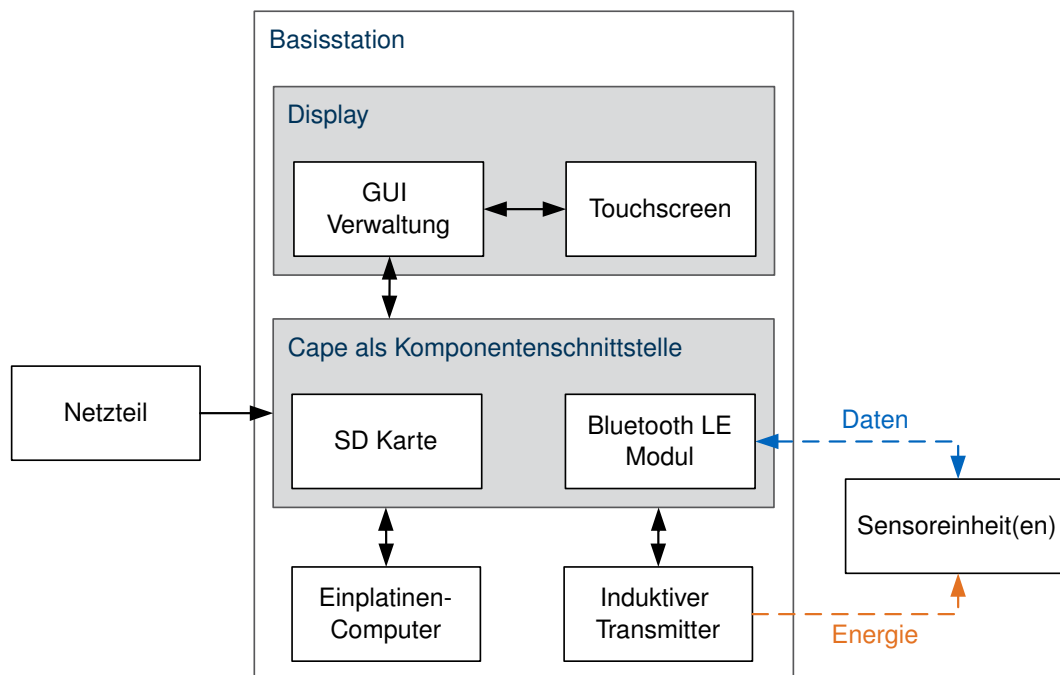
Die Basisstation besteht, wie in Abbildung 44 gezeigt, aus einer Energieversorgung, der induktiven Ladefläche, einem Funkmodul, dem Display, einer Speicherkarte und einem Mikrocontroller. Zur Energieversorgung ist ein externes Netzteil vorgesehen, das die Basisstation mit Energie aus dem Stromnetz versorgt. Prinzipiell kann sie um einen Energiezwischenspeicher in Form eines Akkus ergänzt werden, um die Basisstation auch ohne externe Stromquelle betreiben zu können. Die induktive Ladefläche besteht aus einem Qi-Sendemodul, das mittels Netzteil versorgt wird. Aus energetischen Gesichtspunkten bietet sich an, dieses nicht im Akkubetrieb zu betreiben. Die zugehörige Spule sollte sich unterhalb einer Vertiefung für den Detektionsbecher befinden. Damit wird die Position des Bechers festgelegt und somit die Empfangs- entsprechend der Sendespule zentriert. Eine lokal möglichst geringe Wandstärke verringert den Abstand zwischen Sende- und Empfängerspule und reduziert damit die Verlustwärme. Die *Bluetooth Low Energy* Funkverbindung stellt die Schnittstelle zu den Detektionseinheiten und das berührungssensitive Display die Schnittstelle zu den Nutzern dar. Eine SD Karte kann genutzt werden, um die empfangenen Daten oder sonstige relevante Ereignisse zu protokollieren und um damit beispielsweise eine detaillierte Auswertung des Trinkverhaltens zu ermöglichen. Der Einplatinencomputer steuert die Interaktion zwischen und zu den restlichen Komponenten. Dieser Aufbau ist in Abbildung 43 skizziert.

#### Prozesse

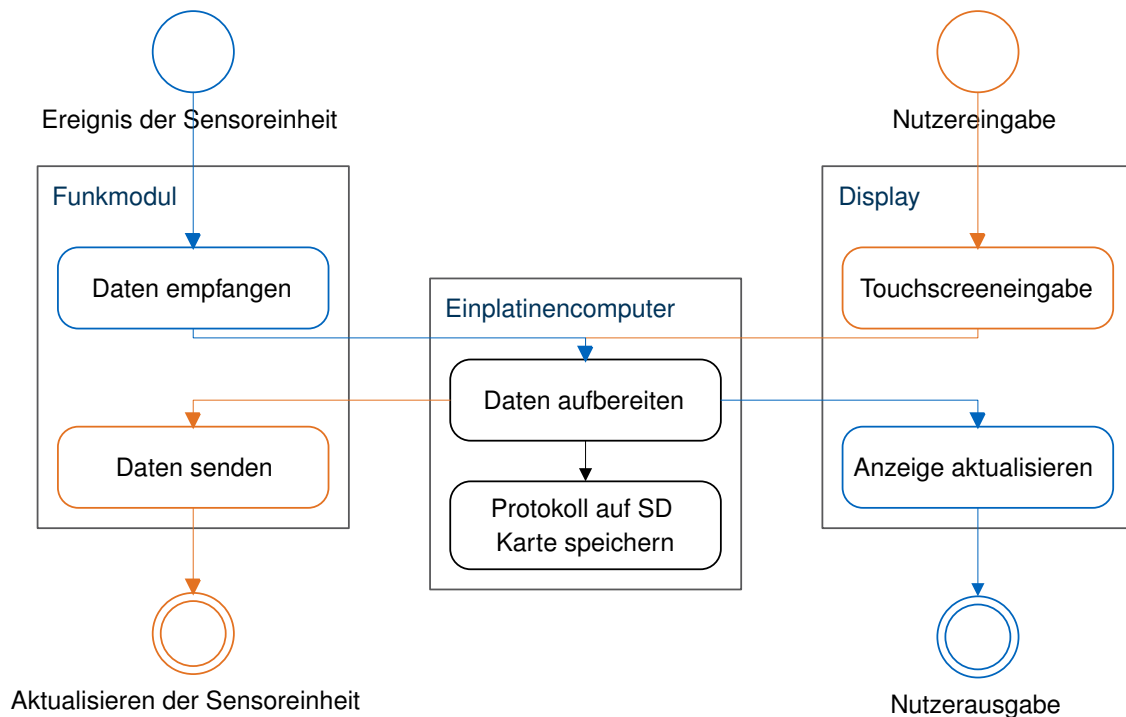
Die Energieversorgung ist für den Betrieb der Basisstation fundamental. Der Netzstecker sollte deswegen zu Beginn der Trinkmengendetektion verbunden werden und während der kompletten Nutzungszeit verbunden bleiben. Nach Ende der Trinkmengendetektion kann die Netzversorgung entweder getrennt werden, um Energie zu sparen oder in Antizipation der nächsten Nutzung aufrecht erhalten bleiben. Alle weiteren Prozesse gehen davon aus, dass Netzstrom zur Verfügung steht.



**Abbildung 43** Schematischer Aufbau einer Basisstation. Das berührungssensitive Display (1) ist geeignet, um ein einfaches Ablesen und Bedienen zu ermöglichen. Kern der Basisstation ist ein Einplatinencomputer (2), der über eine Platine (3) mit den restlichen Komponenten verbunden ist, beispielsweise einer SD-Karte (4). Die Energieversorgung erfolgt über einen Stecker für ein externes Netzteil (5) und versorgt eine induktive Ladespule (6) zum Laden von Detektionsbechern.



**Abbildung 44** Struktur der Komponenten der Basisstation. Das gekapselte Gehäuse wird über ein Netzteil mit Strom versorgt und steht mit den Sensoreinheiten hinsichtlich Daten- und Energieübertragung kabellos in Verbindung. Die grafische Benutzeroberfläche (GUI) des Touchscreens wird von dem Display autark geregelt. Dennoch wird ein Einplatinencomputer verwendet, um zwischen den einzelnen Komponenten zu vermitteln, beispielsweise dem Bluetooth Low Energy Funkmodul oder einer SD Karte, um Sensordaten zu protokollieren.



**Abbildung 45** Prozesse der Basisstation hinsichtlich des Datenflusses zwischen Sensoreinheiten und Nutzer.

Um die Ladefunktion der Basisstation zu nutzen, genügt es, einen Detektionsbecher auf die abgesenkte Ladefläche zu stellen. Die Qi-spezifizierten Sendebzw. Empfangsmodule regeln den Energietransfer selbstständig. Während dem Ladevorgang wird auf dem Display der Basisstation ein Ladesymbol in Form eines Blitzes angezeigt und der Akkustand des Detektionsbechers entsprechend aktualisiert. Nach wenigen Stunden ist der Ladevorgang beendet. Der Detektionsbecher kann nun entweder wieder entfernt oder auf der Ladefläche belassen werden, um den vollen Ladestand aufrecht zu erhalten. Ein vorzeitiges Abbrechen des Ladens durch Entfernen des Bechers hat keinen negativen Effekt und kann zu späterem Zeitpunkt wieder aufgenommen werden.

Das Display nutzt ein *Graphical User Interface* (GUI), das über externe Signale oder Nutzereingaben über die Touchfunktionalität aktualisiert werden kann. Diese Signale kommen letztendlich vom Funkmodul bzw. verlaufen dorthin. Auf ihrem Weg werden sie vom Mikrocontroller aufbereitet und auf der Speicherkarte protokolliert. Das Funkmodul baut entsprechend Abschnitt 5.2 eine Verbindung mit einer Sensoreinheit auf. Als Folge wechselt das Display von einem inaktiven Bildschirm zu einem aktiven, in welchem die jeweils relevanten Daten angezeigt werden. Über kontextabhängige Schaltflächen lassen sich gezielt Informationen von der jeweils verbundenen Sensoreinheit abrufen oder aktualisieren. Sind oder waren mehrere Sensoreinheiten gleichzeitig verbunden, so lässt sich zwischen diesen wechseln. Der prinzipielle Ablauf ist in Abbildung 45 abgebildet.

## 5.2. Dynamische Systembeschreibung

**Nutzung des Gesamtsystems** In seiner grundsätzlichen Form wird das System genutzt, indem eine Person eine Sensoreinheit, also Detektionsbecher oder -halm, zur Flüssigkeitsaufnahme nutzt. Die dabei erfassten Daten werden im Anschluss auf der Basisstation angezeigt. Im Falle eigenverantwortlicher Nutzung ist der Nutzer dieser Daten gleichbedeutend mit der trinkenden Person. Die Displayanzeige dient als Feedback-Mechanismus, um sie über die eigene Flüssigkeitsaufnahme zu informieren und gegebenenfalls zu Verhaltensänderungen anzuregen. Im Falle fremdverantwortlicher Nutzung werden diese Daten von einer weiteren Person verwendet, beispielsweise einer Pflegekraft oder einem Angehörigen.

Das System bietet Möglichkeiten, sich an Gegebenheiten anzupassen. Die Basisstation ist in der Lage, mit mehreren Sensoreinheiten gleichzeitig verbunden zu sein und die dabei erzeugten Daten zu verknüpfen. Damit ist es

beispielsweise möglich, dass eine Person mehrere Sensoreinheiten gleichzeitig verwendet und dennoch seine gesamte Flüssigkeitsaufnahme angezeigt bekommt. Werden Sensoreinheiten von mehreren Personen genutzt, so ist möglich, die Sensoreinheiten über einen entsprechenden Eintrag im integrierten *GATT Server* einer Person zuzuweisen. Diese Zuteilung kann über die Basisstation erfolgen und beliebig neu vorgenommen werden. Die Basisstation speichert diese Daten bei der jeweils ersten Verbindung, auch wenn die entsprechende Sensoreinheit aktuell nicht verbunden ist.

Die notwendige Instandhaltung des Systems ist überschaubar und fokussiert sich auf die Energieversorgung und Reinigung. Der Detektionsbecher muss regelmäßig induktiv geladen werden, beispielsweise indem er auf einer Basisstation abgestellt oder ein anderes Ladegerät benutzt wird, das dem *Qi*-Standard folgt. Die Reinigung erfolgt wie gewohnt per händischem Spülen oder in einer Spülmaschine. Der Detektionshalm verlangt ein gelegentliches Wechseln der Knopfzelle. Zur Reinigung muss die Elektronikereinheit getrennt werden, bevor das Strömungsrohr gereinigt werden kann. Diese Instandhaltungsprozesse sind bei den entsprechenden Komponenten detailliert beschrieben.

**Bereitgestellte Daten** Entsprechend der Beschreibung der Datenübertragung per *Bluetooth Low Energy* aus Abschnitt 4.5.2 fungieren die Detektionseinheiten als *GATT Server*, auf welche *GATT Clients*, also insbesondere Basisstationen, zugreifen können. Tabelle 5 listet diese Daten im Detail auf. Die *Services* strukturieren zusammenhängende Datenblöcke. Obwohl Detektionshalme nicht alle *Characteristics* füllen können, da sie beispielsweise keinen Beschleunigungssensor beinhalten, ist die Struktur des *GATT Server* aus Kompatibilitätsgründen identisch. Entsprechend den Zugriffsrechten kann auf manche *Characteristics* nur lesend (*read*), auf andere nur schreibend (*write*) und auf manche auf beide Weisen zugegriffen werden. Relevante Daten wie Änderungen der Trinkmenge werden von den Detektionseinheiten unaufgefordert an das verbundene Gerät übertragen. Dies erfolgt ohne Bestätigung (*notify*), während Änderungen der obligatorischen *Service Changed* eine Bestätigung erfordern (*indicate*).

**Ablauf der Datenübertragung** Der grundsätzliche Verbindungsaufbau erfolgt wie in Abschnitt 4.5.2 beschrieben. Das *Central* Gerät, also die Basisstation, sucht kontinuierlich nach *Peripherals*, also Sensoreinheiten. Kommt eine in Reichweite, wird dessen *Advertising*-Nachricht überprüft und bei Konsistenz eine Verbindung eingegangen. Im Anschluss überträgt die Sensoreinheit Daten zu seiner Identität, also ob es sich um einen Detektionsbecher oder -halm handelt und seine eindeutige Identifikationskennung. Entsprechend dieser Informationen ändert sich der Inhalt des Displays der Basisstation. Anschließend kann der Name des Nutzers und die letzte bekannte Trinkmenge an die Basisstation übertragen werden. Sobald relevante Aktualisierungen auftreten, beispielsweise etwas getrunken wurde oder sich der Batteriezustand geändert hat, werden diese unverzüglich an die Basisstation übertragen und dort angezeigt. Gleichzeitig besteht die Möglichkeiten, von der Basisstation aus den Nutzernamen der Sensoreinheit zu ändern sowie die dort gespeicherte Trinkmenge zurückzusetzen. Die Basisstation ist fähig, sich gleichzeitig mit bis zu acht Detektionseinheiten zu verbinden. Zusätzlich werden bis zu zwölf aktive oder inaktive Systeme intern gespeichert, wobei die Limitierung ausschließlich der Übersichtlichkeit geschuldet ist. Sobald die Verbindung getrennt wird, beispielsweise indem die Sensoreinheit außer Reichweite geht, wird dies entsprechend vermerkt. Dies ist gemäß dem in Abschnitt 5.1.2 beschriebenen Funkverhalten des Detektionshalms nötig.

### 5.3. Risikoanalyse

Obwohl die in dieser Dissertation vorgestellten Systeme laut mündlicher Einschätzung des TÜV Rheinland (Köln) keine Medizinprodukte sind, ist unabdingbar, daraus erwachsende potentielle Risiken zu betrachten. Risiken können zum einen von dem System direkt ausgehen oder sich im Hydratationszustand widerspiegeln.

**Gefährdungen** Da die Sensoreinheiten in Kontakt mit Nahrungsmitteln kommen, ist dafür zu sorgen, dass die entsprechenden Materialien lebensmittelverträglich sind. Dies beinhaltet eine Unbedenklichkeit hinsichtlich des vollständigen Temperaturspektrums von 0 bis 100 °C, der zu erwartenden Nutzungsdauer von wenigen Minuten

**Tabelle 5** Übersicht über die von den Sensoreinheiten bereitgestellten Daten. Das Verhalten kann **Read**, **Write**, unbestätigtes **Notify** oder bestätigtes **Indicate** sein.

Service	Characteristic	Verhalten	Beschreibung
Generic Access	Device Name	R – – –	Gerätename (hier: <i>TUM Cup</i> bzw. <i>TUM Flowmeter</i> )
	Appearance	R – – –	Vordefiniertes Profil (hier: keines)
	Peripheral Preferred	R – – –	Verbindungseinstellungen (hier: nicht genutzt)
	Connection Parameters		
Generic Attribute	Service Changed	R – – I	Ermöglicht Zugriff auf die restlichen Services
Hydration Data	ID of Device	R – – –	Eindeutige Identifikationskennung des Geräts
	Event Type	R W – –	Detaillierte Zuordnung neuer Ereignisse
	Drunk Volume in [ml]	R W N –	Trinkmenge. Wird zum Resetten überschrieben
	Volume Change in [ml]	R – – –	Letzte Änderung der Trinkmenge
	Content in [ml]	R – N –	Aktueller Becherinhalt (nur Detektionsbecher)
State	Angle in [°]	R – – –	Neigungswinkel (nur Detektionsbecher)
	Acceleration in [mg]	R – – –	Beschleunigungswert (nur Detektionsbecher)
	Battery in [mV]	R – N –	Batteriestand
	Command	– W – –	Externe Steuerung (nicht implementiert)
User Data	First Name	R W – –	Vorname des Nutzers
	Last Name	R W – –	Nachname des Nutzers
Device Information	Software Revision	R – – –	Aktuelle Firmwareversion der Detektionseinheit
	Device Type	R – – –	Unterscheidet zwischen Becher und Trinkhalm

pro Tag und aller Getränketypen. Vorzugsweise sind darüber hinaus die übrigen Oberflächen lebensmittelecht, die nicht zum direkten Getränke- oder Körperkontakt vorgesehen sind. Ein Verschlucken der Komponenten, beispielsweise durch verwirrte Personen, sollte möglichst zuverlässig verhindert werden. Dies betrifft insbesondere den Detektionshalm, der zur Reinigung in Einzelteile zerlegt werden kann. Da elektronische Teile und Energiespeicher verwendet werden, ist dafür zu sorgen, dass sie von der Flüssigkeit getrennt sind, also beispielsweise über eine Trennschicht oder ein Zwischenmaterial. Insbesondere müssen die verwendeten Batterien bzw. Akkus die zu erwartenden Temperaturen aushalten können und nicht explodieren. Selbstverständlich sollten die Systeme keine scharfkantigen Formen besitzen, die zu Verletzungen führen könnten. Im Rahmen einer CE-Zulassung muss die elektromagnetische Verträglichkeit sichergestellt sein. Beim verwendeten *Bluetooth Low Energy* handelt es sich um einen etablierten Funkstandard. Als Zukaufteil wird ein entsprechendes Funkmodul direkt vom Hersteller zugelassen. Dies trifft auch auf das Netzteil zu, das zur Stromversorgung der Basisstation eingesetzt wird.

**Falschaussagen** Das vorgestellte Konzept zielt darauf ab, den Hydratationszustand einer Person zu überwachen und damit die bisher manuelle Erfassung von Trinkprotokollen zu ergänzen bzw. zu ersetzen. Eine fehlerhafte Rückmeldung kann die Erkennung von Dehydratationen behindern. Risiken können bei der Detektion der Sensoreinheiten liegen, also insbesondere deren Richtigkeit und Präzision. Daneben kann die Nutzung falsch interpretiert werden, sodass beispielsweise nicht korrekt zwischen den Fällen Trinken, Ausleeren oder Reinigen unterschieden wird. Bei der Verwendung der Sensoreinheiten können Nutzungsschwierigkeiten oder -fehler auftreten. Ebenso kann die Anzeige des getrunkenen Volumens problematisch sein. Möglich sind Schwierigkeiten der Datenübertragung oder eine falsche Interpretation oder Verwendung der angezeigten Informationen. Missverständnisse können beispielsweise entstehen, wenn die angezeigte Trinkmenge in falsche Relation zum betrachteten Zeitraum gesetzt wird. Das vorgestellte System verlangt ein manuelles und regelmäßiges Zurücksetzen der Trinkmenge. Als Zeitraum bietet sich täglich an, sodass sich angezeigte Trinkmengen auf den aktuellen Tag beziehen. Wird dies vergessen, kann die Trinkmenge des vergangenen Tages versehentlich als neu angesehen werden. Die Zuordnung des Trinkvolumens zu einer bestimmten Person stellt ein weiteres Risiko dar. Die Sensoreinheiten beinhalten keine Personenidentifizierung, sind also prinzipiell unabhängig vom Nutzer. Zwar besteht die Möglichkeit, den aktuellen Nutzer in einer *Characteristic* der Sensoreinheit zu speichern, jedoch ist dies optional. Erfolgt dies nicht oder nutzt sie eine andere Person als eingestellt wurde, so kann dies zu falschen Zuordnungen führen. Bei gleichzeitiger Verwendung mehrerer Sensoreinheiten durch verschiedene Personen und zentraler Reinigung kann dies problematisch sein.

Anzumerken ist, dass die Richtung der Falschaussagen relevant ist. Im Hinblick auf die Prävention von Dehydratationen sind zu gering abgeschätzte Trinkmengen überhöhten Aussagen vorzuziehen. Muss hingegen eine Höchsttrinkmenge eingehalten werden, beispielsweise bei Dialysepatienten, sind unterschätzende Aussagen zu vermeiden. Sie sind außerdem im Vergleich zu der bisherigen Situation zu betrachten, also dem Ausmaß der Abweichung verglichen mit der Schätzgenauigkeit von Pflegekräften oder ob das System bei Personen eingesetzt wird, deren Trinkverhalten bisher nicht überwacht worden ist. Schließlich sollte das System keine menschliche Aufmerksamkeit ersetzen. Jede angezeigte Information muss vom Nutzer oder den verantwortlichen Personen hinsichtlich ihrer Plausibilität überprüft werden. Beispielsweise werden Pflegekräfte weiterhin Pflegeheimbewohnern Getränke reichen, können also darüber oder über den Restinhalt von Flaschen die Größenordnung der Flüssigkeitsaufnahme abschätzen. Insbesondere in der Erprobungsphase eines solchen Systems sollten die Aussagen kritisch hinterfragt werden.



## 6. Prototypische Realisierung

### 6.1. Detektionsbecher

Die finale Umsetzung des Detektionsbechers ist in Abbildung 46 gezeigt (Kreutzer, Flaschberger, Hein & Lüth 2016).

**Elektronik** Die Elektronik des Detektionsbechers ist auf zwei Platinen aufgeteilt. Die Hauptplatine beinhaltet neben dem verwendeten *PSoC4 BLE CA8C4247LQI-BL483* einen kombinierten Beschleunigungs- und Drehratensensor *BMI055* von *Robert Bosch GmbH* (Gerlingen-Schillerhöhe). Die für *Bluetooth Low Energy* benötigte Antenne ist durch eine entsprechend dimensionierte Leiterbahn in die Platine integriert (Cypress Semiconductor Corporation 2016b). Diese Leiterplattenantenne ist gewählt worden, da sie sich prozesssicherer als eine Drahtantenne fertigen lässt und weniger Aufwand beim Einstellen der Frequenz benötigt als eine Keramikantenne.

Kern der Energieversorgung ist ein *TLI-1530* Lithium-Ionen Akku von *Tadrian Batteries* (Büdingen, Deutschland) mit 150 mAh bei 4 V Nennspannung. Dieser ist für erhöhte Temperaturen von bis zu 100 °C ausgelegt, kann also bedenkenlos den Temperaturen in einer Spülmaschine oder sehr heißer Getränke ausgesetzt werden. Die Energieversorgungsplatine regelt das Laden des Akkus über ein *Qi* Empfangsmodul von *U-Way* mittels eines *bq2057* Ladechips von *Texas Instruments*. Eine Temperaturmessung stellt sicher, dass der Ladevorgang unterbrochen wird, falls 50 °C überschritten werden. Über einen Tiefentladeschutz und eine Spannungsregelung wird schließlich die Hauptplatine versorgt. Der Tiefentladeschutz verhindert, dass der Akku bei übermäßiger Entladung Schaden nimmt. Dies ist insbesondere dahingehend essentiell, da der Akku nicht ersetzt werden kann, also großen Wert auf eine lange Lebensdauer gelegt werden muss.

Beide Platinen sind, wie in Abbildung 47 gezeigt, über eine Stiftleiste fixiert und miteinander verbunden. Die Aufteilung auf zwei Platinen ermöglicht eine kompaktere Umsetzung der Elektronik, indem das durch den Durchmesser des Akkus gezwungenermaßen zur Verfügung stehende Volumen ausgenutzt wird. Zusätzlich werden durch den Abstand vom Spannungsregler ausgelöste hochfrequente Störungen in die Schaltung des PSoC reduziert. Die schirmende *Ground*-Fläche auf der Unterseite der Hauptplatine unterstützt dies zusätzlich.

**Elektroden** Die Elektroden beinhalten 20 voneinander getrennte kapazitive Elektrodenflächen. Bei gleichmäßiger Verteilung über die Becherhöhe ergibt sich damit eine Auflösung von 13 ml. In Vorversuchen zeigte sich, dass der Ausschlag der *Raw Counts* umso stärker wird, je größer der Abstand der Sensorelektroden zueinander ist.



Abbildung 46 Detektionsbecher.

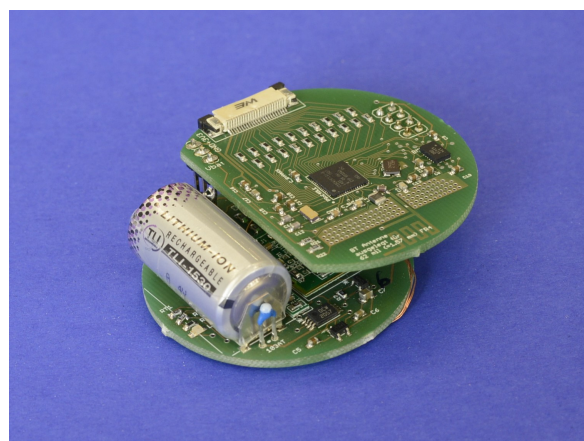
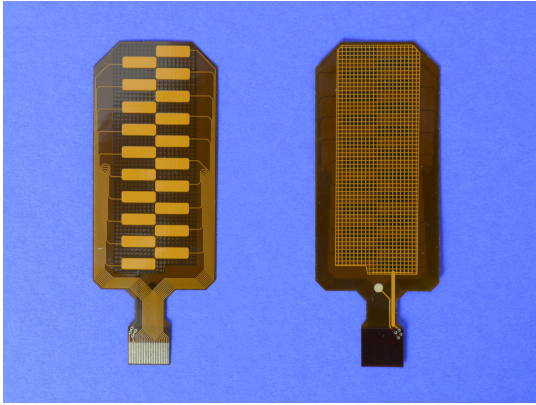
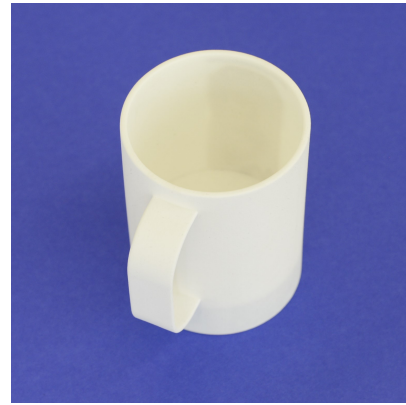


Abbildung 47 Elektronische Komponenten, die im Boden des Bechers vergossen werden. Die untere Energieversorgungsplatine beinhaltet einen Akku und ist mit der oberen Hauptplatine verbunden.



**Abbildung 48** Sensorarray zur kapazitiven Füllstandsbestimmung. Auf der linken Seite ist die dem Becherinneren zugewandte Seite mit 20 diskreten Elektroden und auf der rechten Seite die nach außen gerichtete Rückseite mit einem *Ground-Gitter* abgebildet.



**Abbildung 49** Doppelwandiger Becher mit einem Spalt für eine flexible Leiterplatte, die schemenhaft erkennbar ist.

Bei dünnen Leiterplatten kann sich die *Ground-Fläche* auf der Rückseite befinden. Es ist sinnvoll, den Umfang der Sensorelektroden zu maximieren, sodass eine schmale, längliche Form einer runden vorzuziehen ist. Eine Doppelbelegung einer Signalleitung mit mehreren Sensorelektroden hat sich als nicht vorteilhaft heraus gestellt, da dies Signale stark abrundet und schwer herauszufiltern ist. Das daraus abgeleitete Elektrodenarray auf einer flexiblen Leiterplatte ist in Abbildung 48 gezeigt. Zum Schutz gegen äußere Störeinflüsse sollte zusätzlich eine Abschirmelektrode eingesetzt werden (Li et al. 2006). Sie besteht aus einer selbstklebenden Kupferfolie, die sich auf der Rückseite des Elektrodenarrays befindet und zusätzlich die seitlich verlaufenden Leitbahnen vollständig umhüllt, um deren Einfluss auf die Grundkapazität zu reduzieren. Die Abschirmelektrode wird bei Messungen auf das gleiche Potential wie die entsprechende Sensorelektrode gezogen, jedoch mit dieser nicht kurzgeschlossen.

**Becher** Der Detektionsbecher basiert auf einem gewöhnlichen Becher. Aufgrund seiner Verbreitung im *Luise-Kiesselbach-Haus der Kuratorium Wohnen im Alter gAG* (Unterhaching) wurde hierfür der *Ornamin Henkelbecher 510* in weiß von *Medsorg GmbH* (Mühlheim an der Ruhr) gewählt. Er ist aus Polypropylen (PP) gefertigt und zeichnet sich durch optische Unauffälligkeit aus. Die Ladefläche der Basisstation aus Abschnitt 6.3 ist für seine Maße optimiert.

Die zuvor beschriebenen elektronischen Komponenten befinden sich im Boden des Bechers. Sie sind in Silikon des Typs *Elastosil RT 625* von *Wacker Chemie AG* (München) gegossen, das mit *EL FL 6710* in der weißen Grundfarbe des Bechers eingefärbt ist. Eine zugeschnittene Platte aus PP schließt dieses Bodenvolumen gegenüber der Flüssigkeit ab und erzeugt eine glatte Oberfläche, an der sich weniger Schmutz ansammeln kann.

Die kapazitiven Sensorelektroden werden über ein schmales Loch aus dem Boden herausgeführt und sind seitlich an der Becheraußenwand befestigt. Hierfür wird das Transferklebeband *Serie 360, Produktnr. 9626* von *3M Deutschland GmbH* (Neuss) verwendet. Dadurch wird eine stabile und gleichmäßig nahe Verbindung ermöglicht, die für die kapazitive Füllstandmessung vorteilhaft ist. Die Sensorelektroden sind von außen mit einer Abdeckung vor Umwelteinflüssen geschützt. Sie ist im selektiven Lasersinterverfahren aus Polyamid hergestellt und lebensmittelecht in der Becherfarbe mit *Hesse Mega-Pur DE 56X* (Glanzgrad) von *Hesse Lignal* (Bockum-Hövel) lackiert. Mit 1,5 mm Dicke ist sie relativ unauffällig. Sie ist mit dem Becher über ein Klebeverfahren verbunden, obwohl PP aufgrund seines unpolaren Charakters eine niedrige Oberflächenenergie besitzt und dadurch schlecht zu kleben ist. Die Fügefläche wird mittels einer groben Feile mechanisch vorbehandelt, welche die Rauheit der Fläche erhöht und damit eine formschlüssige Verbindung von Klebstoff und Becherwand ermöglicht. Oft werden Klebstoffe auf Epoxidharz- oder Polyurethanbasis empfohlen (Habenicht 1997). Der 2-K Polyurethan-Klebstoff *SW DP 620 NS* von *3M* wurde aufgrund seiner Elastizität gewählt, um der Verformung des Bechers unter Krafteinwirkung Rechnung zu tragen. Daneben überbrückt dieser Klebstoff gut den Spalt und

bildet eine Barriere gegenüber Feuchtigkeitseintritt. Die Ausführung als Zwei-Komponenten-Klebstoff ermöglicht eine schnelle und vollständige Aushärtung sowie eine dünne Klebstoffschicht. Die Klebeschicht ist daneben in einer Fuge zwischen Sensorabdeckung und Becherwand mit dem lebensmittelechten *Pattex Küche Silikon* von *Henkel AG & Co. KGaA Konsumentenklebstoffe Deutschland* (Düsseldorf) umgeben. Dadurch wird zum einen Kontakt des Klebstoffes mit dem Nutzer verhindert und zum anderen Wasseraufnahme vorgebeugt, die bei Reinigungsprozessen auftreten kann. Diese Maßnahmen erzeugen eine stabile Verbindung und einen belastbaren Schutz der Elektroden gegenüber äußeren Einflüssen.

Eine Alternative zu angepassten Zukaufbechern besteht darin, wie in Abbildung 49 abgebildet, doppelwandige Becher nach den Anforderungen des Systems herzustellen. Dies hätte den Vorteil, dass die flexible Leiterplatte mit den Sensorelektroden in den Spalt der doppelten Wand geführt werden kann. Dadurch wäre das System nach außen geschlossen und widerstandsfähiger gegenüber externen Einwirkungen. Auch könnte die Elektronik von unten in einem Hohlraum des Bodens befestigt werden. Dadurch wäre die Fläche im Becherinneren mit Getränkekontakt nicht unterbrochen und eine vollständige Trennung zur Elektronik umgesetzt. Eine an die Funktion angepasste Form würde schließlich die Notwendigkeit nachträglicher Veränderungen zur Montage beseitigen.

**Lebensmittelverträglichkeit** Die Flächen des Bechers mit direktem Getränkekontakt sind die Becherwand und die Trennplatte oberhalb der in Silikon eingegossenen Elektronik. Beide Materialien sind aus Polypropylen (PP) gefertigt und als physiologisch unbedenklich zertifiziert. Zwischen diesen beiden Flächen existiert eine schmale Verbindungsfuge aus dem Vergussilikon *Elastosil RT 625*, das für Lebensmittelkontakt zugelassen ist. Eine weitere Fläche, die potentiell mit Lippen in Kontakt kommen kann, ist die Elektrodenabdeckung an der Außenseite des Bechers gegenüber dem Henkel. Deren Lackierung ist für den Einsatz bei Kinderspielzeugen zugelassen und gesundheitlich unbedenklich.

**Firmware** Die Firmware setzt die in Abschnitt 5.1.1 beschriebenen Auswerteprozesse des Konzepts um, insbesondere die Detektion der Füllstände und die Kommunikation per *Bluetooth Low Energy*. Dafür ist die vom *Cypress Semiconductors* zur Verfügung gestellte Software *PSoC Creator Integrated Design Environment* eingesetzt worden, um den finalen C-Code zu entwickeln. Die Firmware nutzt Energiesparmodi, um eine möglichst lange Nutzung zu ermöglichen ehe der eingebaute Akku geladen werden muss. Ein Zustandsautomat bestimmt das Verhalten des Detektionsbechers in Abhängigkeit der jeweiligen Situation, die über bisherige Zustände, Ereignisse und Timer definiert ist. Eine besondere Rolle nimmt hierbei der Beschleunigungssensor ein, der Interaktionen wie Greifen, Bewegen oder Abstellen des Bechers registriert und die Orientierung feststellen kann.

**Instandhaltung** Durch die vollständige Kapselung der elektronischen Komponenten ist die Reinigung des Detektionsbechers denkbar einfach. Der Becher kann per Hand oder in einer Spülmaschine gereinigt werden. Alle verbauten Komponenten sind für Temperaturen von mindestens 100 °C ausgelegt, sodass selbst Kontakt mit kochendem Wasser keine Schädigung hervorruft. Es muss auf keine Teile oder Flächen Rücksicht genommen werden. Der verbaute Akku kann das System für mehrere Tage versorgen, wobei die Restladung auf der Basisstation abgelesen werden kann. Im Anschluss sollte der Becher induktiv geladen werden. Dies kann beispielsweise dadurch geschehen, dass er für wenige Stunden auf die Ladefläche der Basisstation gestellt wird, um den Energiespeicher vollständig aufzuladen.

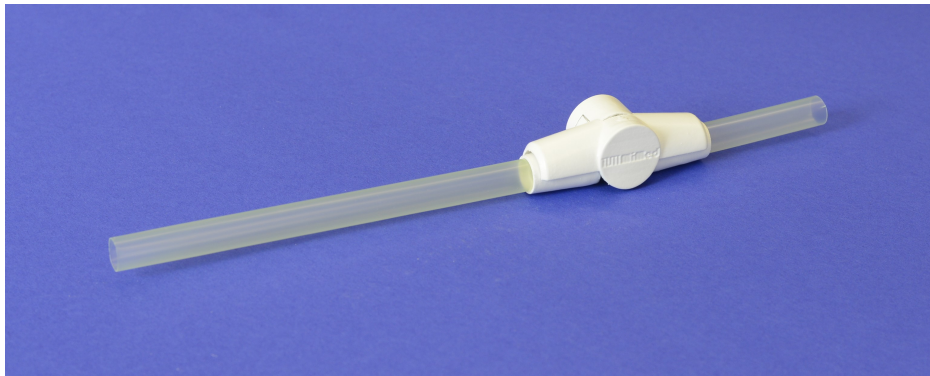


Abbildung 50 Detektionshalm.

## 6.2. Detektionshalm

Die finale Umsetzung des Detektionshalms ist in Abbildung 50 gezeigt (Kreutzer, Deist, Hein & Lüth 2016).

**Komponenten** Da kommerzielle Durchflusssensoren keine Erkennung der Flussrichtung vorsehen, ist diese dadurch umgesetzt, dass eine kommerzielle Turbine mit entsprechendem Gehäuse mit eigener Elektronik verbunden wird. Erstere entstammen dem *Vision 1000* Durchflusssensor von *Remag AG* (Bern, Schweiz). Die Elektronik besteht aus zwei Hall-Sensoren *SS411A* von *Honeywell International Inc.* (Morristown, NJ, USA) und einem *PSoC EZ-BLE PSoc Module* von *Cypress Semiconductors*. Die Hall-Sensoren sind um  $45^\circ$  versetzt um die Turbine angeordnet, die ihrerseits zwei um  $90^\circ$  versetzte Magnete in den Schaufeln integriert hat. Wie erwähnt, lässt sich damit über die Reihenfolge der Signale an den beiden Hall-Sensoren die Drehrichtung der Turbine und somit die Flussrichtung ermitteln. Das *EZ-BLE PSoc Module* beinhaltet eine *Bluetooth Low Energy* Schnittstelle, über welche Daten an eine Basisstation übermittelt werden können. Hierdurch entfällt die Notwendigkeit einer in den Detektionshalm integrierten Anzeigeeinheit, was der schlanken technischen Ausführung zu Gute kommt.

**Sensoreinheit zur Durchflussmessung** Der *Vision 1000* Durchflusssensor besteht üblicherweise aus einem Sensorgehäuse aus Kunststoff, in welchem ein Hall-Sensor vergossen ist. Da zur Flussrichtungserkennung jedoch zwei Hall-Sensoren notwendig sind, muss das Produkt angepasst werden. Vom Sensorhersteller wurde deswegen freundlicherweise eine Variante des Sensors zur Verfügung gestellt, die keinen Hall-Sensor beinhaltet. Der Messflügel ist als Turbine ausgeführt und besteht aus einem permanentmagnetischen Werkstoff. Es bilden sich zwei Magnete mit abwechselnden Nord- und Südpolen, die um  $90^\circ$  versetzt sind. Um die Hall-Sensoren nutzen zu können, sollten diese nahe an der Turbine fixiert werden und um  $45^\circ$  versetzt sein. Hierfür muss ein Teil der Einfassung im Gehäuse entfernt werden.

**Hall-Sensoren** Die Bestimmung der Anzahl und Richtung der Turbinenrotationen erfolgt durch zwei Hall-Sensoren, die eine Signalaufbereitung und Temperaturkompensation beinhalten. Ein stromdurchflossener Leiter, der sich in einem Magnetfeld befindet, erfährt laut dem Hall-Effekt eine Spannung, deren Vorzeichen von der Polarität des Magnetfeldes abhängt. Die Rotation der Turbine bewirkt, dass sich die Richtung der magnetischen Durchdringung der Hall-Sensoren regelmäßig umkehrt. Mittels der integrierten Signalaufbereitung geben die Hall-Sensoren ein Rechtecksignal aus, wobei die Flanken des Signals den Polaritätswechseln des Magnetfeldes entsprechen. Die resultierende Frequenz des Signals ist proportional zur Drehzahl der Turbine, wobei eine volle Umdrehung zwei Impulse im Rechtecksignal hervorruft. Über die Reihenfolge der Signale an den beiden Hall-Sensoren lässt sich die Drehrichtung der Turbine und somit die Flussrichtung ermitteln.

**Auswerteelektronik** Wie auch beim Detektionsbecher wird ein *PSoC* von *Cypress Semiconductors* als Auswerteeinheit genutzt. Das verwendete *EZ-BLE PSoc Module* integriert bereits eine CE-zertifizierte Antenne für die *Bluetooth Low Energy* Schnittstelle, erfordert also kaum passive Komponenten. Das Modul beinhaltet sogenannte *Universal Digital Blocks*. Diese stellen eine Anordnung von logischen Arrays dar, die beliebig konfigu-

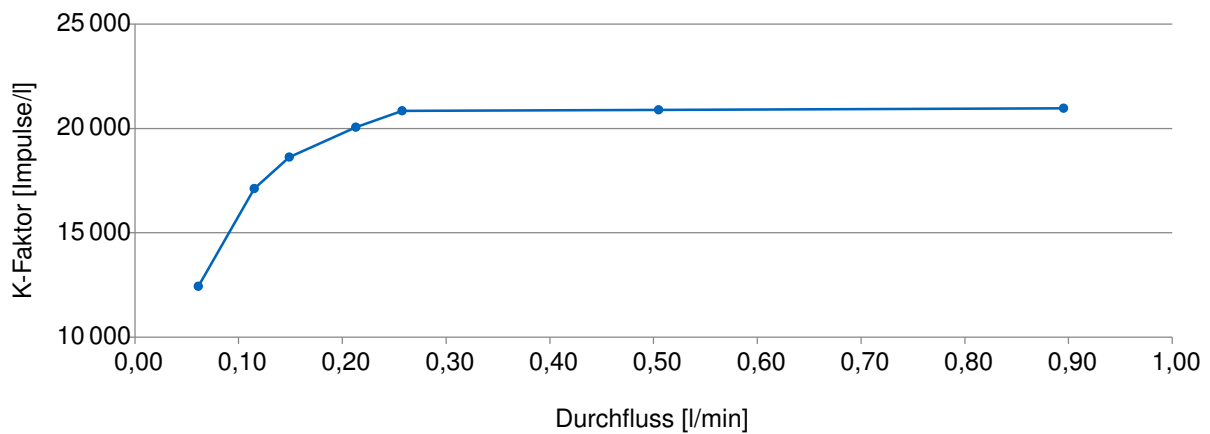


Abbildung 51 Kennlinie des Vision 1000 Durchflusssensors für verkehrte Betriebsrichtung.

riert werden können, um beispielsweise Logikschaltkreise mit *AND*- oder *OR*-Verknüpfungen oder auch höhere Strukturen wie *Flip-Flops* zu realisieren. Durch diese Bausteine ist es möglich, eine digitale Verarbeitungskette umzusetzen, die ohne aktiven Prozessor auskommt. Das Modul beinhaltet Komponenten für *Timer*, *Counter* und *Pulsweitenmodulation*, die ihrerseits unabhängig vom Prozessor eingesetzt werden können. Damit lassen sich große Teile der Verarbeitung der Hall-Sensorsignale umsetzen und der Energieverbrauch optimieren. Mit Abmaßen von 11 mm x 11 mm x 1,8 mm ist das Modul außerdem so klein, dass es sich gut in das Sensorgehäuse einsetzen lässt.

**Berechnung des Durchflussvolumens** Die Signale der Hall-Sensoren werden über eine Logikschaltung des Moduls ausgewertet. Der aktuelle Volumenstrom  $Q$  [ $\frac{l}{min}$ ] lässt sich aus der Frequenz  $f$  [Hz] des Signals berechnen.

$$Q = \frac{f \cdot 60}{K} \quad (6.1)$$

Das durchströmte Volumen  $V$  [l] lässt sich aus der Anzahl der Impulse  $n$  ableiten.

$$V = \frac{n}{K} \quad (6.2)$$

Beide Formeln beinhalten den sogenannten  $K$ -Faktor [ $\frac{Impulse}{l}$ ] der Turbine, der den Zusammenhang zwischen Turbinendrehzahl und Durchfluss angibt. Wie bereits bezüglich der Nachteile von Turbinen in Abschnitt 4.2.8 erwähnt, ist er von der Durchflussrichtung abhängig. Die im *Vision 1000* verwendete Turbine hat einen  $K$ -Faktor in positive Richtung von  $K_{positiv} = 22\,000 \frac{Impulse}{l}$ . Die Kennlinie in negative Richtung wird erst ab ca.  $0,25 \frac{l}{min}$  linear und liegt darüber bei  $K_{negativ} = 21\,000 \frac{Impulse}{l}$ . Bei geringeren Durchflussgeschwindigkeiten wird sie nichtlinear und zeigt das in Abbildung 51 abgebildete Verhalten. Da sich zurückfließende Flüssigkeit durch Schwerkrafteinwirkung beschleunigt, nimmt die Durchflussgeschwindigkeit in negativer Richtung entsprechend der Höhendifferenz zu. Der gewählte Wert von  $K_{negativ} = 14\,300 \frac{Impulse}{l}$  stellt einen während der Entwicklung empirisch ermittelten Kompromiss dar. Das getrunzene Volumen  $V_{getrunken}$  lässt sich über die Differenz der aufgenommenen und zurückfließenden Flüssigkeit berechnen.

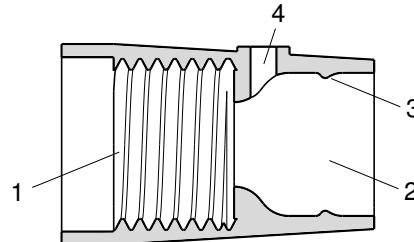
$$V_{getrunken} = V_{positiv} - V_{negativ} = \frac{n_{positiv}}{K_{positiv}} - \frac{n_{negativ}}{K_{negativ}} \quad (6.3)$$

Da die  $K$ -Faktoren bekannt sind, müssen zur Bestimmung der Trinkmenge in Litern lediglich die Impulse in positive und negative Richtung durch digitale Logikbausteine des *PSoC* Moduls gezählt und subtrahiert werden. Deren vergleichsweise simpler Aufbau bedingt, dass konstante Werte verwendet werden müssen und keine geschwindigkeitsabhängige Kennlinie für  $K_{negativ}$  herangezogen werden kann.

**Bestimmung der Durchflussrichtung** Durch die versetzte Anordnung der Hall-Sensoren werden zwei Rechtecksignale erzeugt, die in Abhängigkeit der Rotationsrichtung um ein Viertel der Periodendauer phasenverschoben

**Tabelle 6** Ableiten der Rotationsrichtung aus dem Zustand der beiden Hall-Sensoren. Sobald eine Flanke am ersten Hall-Sensor registriert wird, kann aus dem Zustand des zweiten Hall-Sensors zu diesem Zeitpunkt auf die Rotationsrichtung geschlossen werden.

erster Hall-Sensor	Zustand des zweiten Hall-Sensors	
	niedrig	hoch
steigende Flanke	positive Rotation	negative Rotation
fallende Flanke	negative Rotation	positive Rotation



**Abbildung 52** Schnitt durch einen Adapter. Auf der einen Seite befindet sich ein Gewinde (1) zum Aufschrauben auf den Durchflusssensor und auf der anderen Seite eine Steckverbindung (2) zu Einwegtrinkhalmen mit fixierender Verjüngung (3). Ein Öffnung (4) wird zur Flüssigkeitsdetektion genutzt.

ben sind. Dies wird entsprechend Tabelle 6 ausgenutzt, indem der Zustand des zweiten Hall-Sensors betrachtet wird, sobald am ersten eine Flanke festgestellt wird. Auch diese Bestimmung erfolgt ohne Beteiligung des Prozessors über Logikbausteine.

**Adapter für Einwegtrinkhalme** Die Verbindung zu Einweg-Trinkhalmen erfolgt über beidseitige Adapter, die in Abbildung 52 als Schnittzeichnung abgebildet sind. Sie sind auf der einen Seite über ein Gewinde vom Typ G  $\frac{1}{4}$  mit dem vorgegebenen Gehäuse des *Vision 1000* Durchflusssensors verbunden. Da der Gewindetyp nicht selbstdichtend ist, wird ein Gewebedichtband verwendet, um eine wasserundurchlässige Verbindung herzustellen. Auf der anderen Seite befindet sich eine Öffnung, in die handelsübliche Trinkhalme mit einem Durchmesser von 10 mm gesteckt werden können. Wie in Abbildung 52 auf der rechten Seite dargestellt, beinhaltet der Führungsquerschnitt eine Verjüngung mit reduziertem Radius. Diese quetscht den Trinkhalm an dieser Stelle zusammen. Durch die Eigenspannung des runden Halmquerschnitts entsteht eine dichte reibschlüssige Verbindung. Auf diese Weise wird ein leichtes Einstecken und Entfernen von Einwegtrinkhalmen in den Adaptern ermöglicht. Da die durch die Verjüngung hervorgerufene Verformung des Stromhalms nach dessen Herausziehen beibehalten bleibt, können nach wiederholter Nutzung desselben Halms Beschädigungen und somit Undichtigkeiten auftreten. Aus diesem Grund sollten die Einwegtrinkhalme regelmäßig ersetzt werden. Die Adapter beinhalten daneben je eine der Elektroden zur Flüssigkeitsdetektion. Durch diesen Ansatz wird ermöglicht, dass sich kommerzielle Trinkhalme leicht mit dem System verbinden oder trennen lassen. Die gewünschte Gesamtlänge und die Position der Sensoreinheit, die sich oberhalb des Füllstandes befinden muss, lässt sich dadurch einstellen, dass die Einweg-Trinkhalme entsprechend zugeschnitten werden.

**Flüssigkeitserkennung** Die beiden Elektroden im Strömungsrohr werden in einem leitfähigkeitsbasierten Ansatz dazu genutzt, die Anwesenheit von Flüssigkeit zu erkennen. Sobald sich ein Getränk im Strömungsrohr befindet, entsteht eine elektrische Verbindung. Sobald an einer der beiden Elektroden eine Versorgungsspannung anliegt, kann diese an der zweiten Detektionselektrode gemessen und mit einem Schwellwert verglichen werden. Die vorher erwähnten Mechanismen zur Durchflussmessung und Richtungserkennung werden nur dann mit Energie versorgt, wenn eine Flüssigkeit erkannt wird. Damit wird verhindert, dass das Einsaugen von Luft als Trinkvorgang interpretiert wird. Außerdem trägt es zu einer weiteren Reduktion des Energiebedarfs bei. Um chemische Reaktionen und daraus folgende Ablagerungen zu verhindern, beispielsweise der Elektrolyse von Wasser, sollte die Funktion der beiden Elektroden als Anode und Kathode regelmäßig getauscht werden. Zum

Aufwecken der restlichen Mechanismen wird Gleichspannung verwendet und eine Elektrode dient konstant zur Versorgung und die andere zur Detektion. Da sie elektrisch nicht verbunden sind, können die erwähnten chemischen Reaktionen nicht auftreten. Gleichzeitig ist dieser Ansatz einfach umzusetzen und ermöglicht eine feste Verbindung der Detektionselektrode mit den Logikschaltkreisen im *PSoC* Modul, die als Wecksignal genutzt werden kann. Sobald Flüssigkeit detektiert wird, bewirken die nun aufgeweckten restlichen Komponenten einen regelmäßigen Tausch der Elektrodenfunktionen. Die nun anliegende Wechselspannung vermindert den Effekt der chemischen Reaktionen. Wird keine Flüssigkeit mehr detektiert, werden die übrigen Komponenten deaktiviert bzw. gehen zurück in ihren Energiesparmodus. Auch die Flüssigkeitsdetektion geht wieder in eine statische Belegung zurück, wobei die Rolle der Elektroden gegenüber der vorherigen Zuordnung vertauscht ist, um die Auswirkung etwaiger Flüssigkeitsreste zu reduzieren.

**Elektroden** Die in den Adapter integrierten Elektroden haben prinzipbedingt Flüssigkeitskontakt. Um eine gute Leitfähigkeit zu garantieren und beispielsweise tolerant gegenüber Gasblasen zu sein, sollte ihre Oberfläche im Strömungsrohr möglichst groß sein. Gleichzeitig sollten sie weder die Strömung noch die Möglichkeit, das System zu reinigen, negativ beeinflussen und keine Undichtigkeiten im Adapter hervorrufen. Da die Sensoreinheit entsprechend dem Konzept aus Abschnitt 5.1.2 von dem Strömungsrohr und den Adaptern zu lösen sein soll, ist eine Verbindung zu den Elektroden notwendig, die sich einfach verbinden und trennen lassen kann. Ein zu diesen Anforderungen passendes Werkstück sind **Halbrundnieten** nach *DIN 660 2 x 5mm*. Ihre runde Form bietet gute fluiddynamische Eigenschaften und lässt sich einfach durch eine Bohrung durch die Adapter führen. Da sie etwas in das Strömungsrohr ragen, stellen sie einen guten Kontakt zur Flüssigkeit her. Der halbrunde Kopf fixiert die Position, trägt zur Dichtigkeit bei und eignet sich gut, um durch Verklemmen eine mechanische Verbindung zur Signalleitung der Sensoreinheit zu ermöglichen. Hinsichtlich der Materialien bieten sich Edelstahl oder Kupfer an. **Edelstahl** ist in der Lebensmitteltechnik weit verbreitet und wird beispielsweise oft für Besteck verwendet. Da keine Korrosion auftritt, besteht keine Gefahr für Verunreinigungen des Getränkes, jedoch existiert eine Anfälligkeit für Kalkablagerungen. Kalkhaltiges Leitungs- oder Mineralwasser kann dazu führen, dass sich nach einer kurzen Trocknungszeit eine isolierende, geschlossene Kalkschicht bildet, die durch ihren hohen Widerstand dazu führen kann, dass keine ausreichend hohe Spannung mehr an der Detektionselektrode anliegt. **Kupfer** weist eine geringere Anfälligkeit für Kalkablagerungen auf als Edelstahl.

**Signalauswertung** Die Bestimmung der Durchflussmenge und -richtung erfolgt durch passive Logikbausteine, die über die Flüssigkeitserkennung gesteuert werden. Die Flüssigkeitserkennung weckt gleichzeitig den Prozessor, der das Trinkvolumen aus den Daten der passiven Signalverarbeitung ableitet. Dies erfolgt bei aktiver Flüssigkeitserkennung in regelmäßigen Abständen. Dadurch ist es möglich, bei langen Trinkvorgängen Zwischenvolumen anzuzeigen und die Wartezeit zu verkürzen, falls die Elektroden durch Flüssigkeitsrückstände gestört werden. Zusätzlich wird die Trinkmenge ausgewertet, sobald der Trinkvorgang beendet ist, also keine Flüssigkeit mehr erkannt wird. Neben der Signalauswertung steuert die Firmware die Energiesparmodi, sichert die Informationen aus der Durchflussmessung und verwaltet die Datenübertragung. Der Detektionsbecher stellt entsprechend Tabelle 5 einen *GATT*-Server zur Verfügung. Aus energetischen Gründen hält der Detektionshalm prinzipiell keine *Bluetooth Low Energy* Verbindung aufrecht, sondern baut sie nur gezielt auf, um einzelne Datenpakete zu übertragen. Die Datenübertragung wird dadurch auch dann ermöglicht, wenn die Verbindung durch die Energiesparmodi regelmäßig unterbrochen wird. Auf diese Weise werden per *Notifications* Veränderungen der Trinkmenge kommuniziert. Dieser Ansatz erschwert jedoch fremdinitialisierte Datenübertragungen, beispielsweise wenn eine Basisstation den im Detektionsbecher gespeicherten Namen des Nutzers ändern will. Hierfür ist ein Taster integriert, über welchen sich kontrolliert eine *Bluetooth Low Energy* Verbindung aufbauen lässt. Dies dient zusätzlich dazu, die aktuelle Trinkmenge zu übertragen, wenn die letzte Aktualisierung mangels Trinken oder einer verfügbaren Basisstation unbeabsichtigt lange her ist. Durch Drücken des Tasters erwacht der Prozessor aus dem Energiesparmodus, baut eine *Bluetooth Low Energy* Verbindung auf und hält diese so lange aufrecht wie er gedrückt bleibt.

**Energieversorgung** Im Grundzustand des Gesamtsystems ist lediglich die Flüssigkeitserkennung aktiv, wobei sich hierbei ein Energiebedarf von ca. 0,1 mA messen lässt. Sobald Flüssigkeit erkannt wird, kommt die Erkennung von Durchflussvolumen und -richtung hinzu. Diese Signalverarbeitung erfolgt ohne aktiven Prozessor. Jedoch ist erforderlich, dass das *EZ-BLE PSoC Module* in einen höheren Energiesparmodus - *Sleep* anstatt *Hibernate* - wechselt. Die aktiven Hall-Sensoren mit Signalverarbeitung und vereinzelter Prozessoraktivität erhöhen den Energieverbrauch auf ca. 14 mA. Nachdem keine Flüssigkeit mehr detektiert werden kann, werden die Daten verarbeitet und per *Bluetooth Low Energy* versandt bevor das System wieder in den energiesparsamen Grundzustand wechselt. Diese Phase erfordert ca. 8 mA Strom.

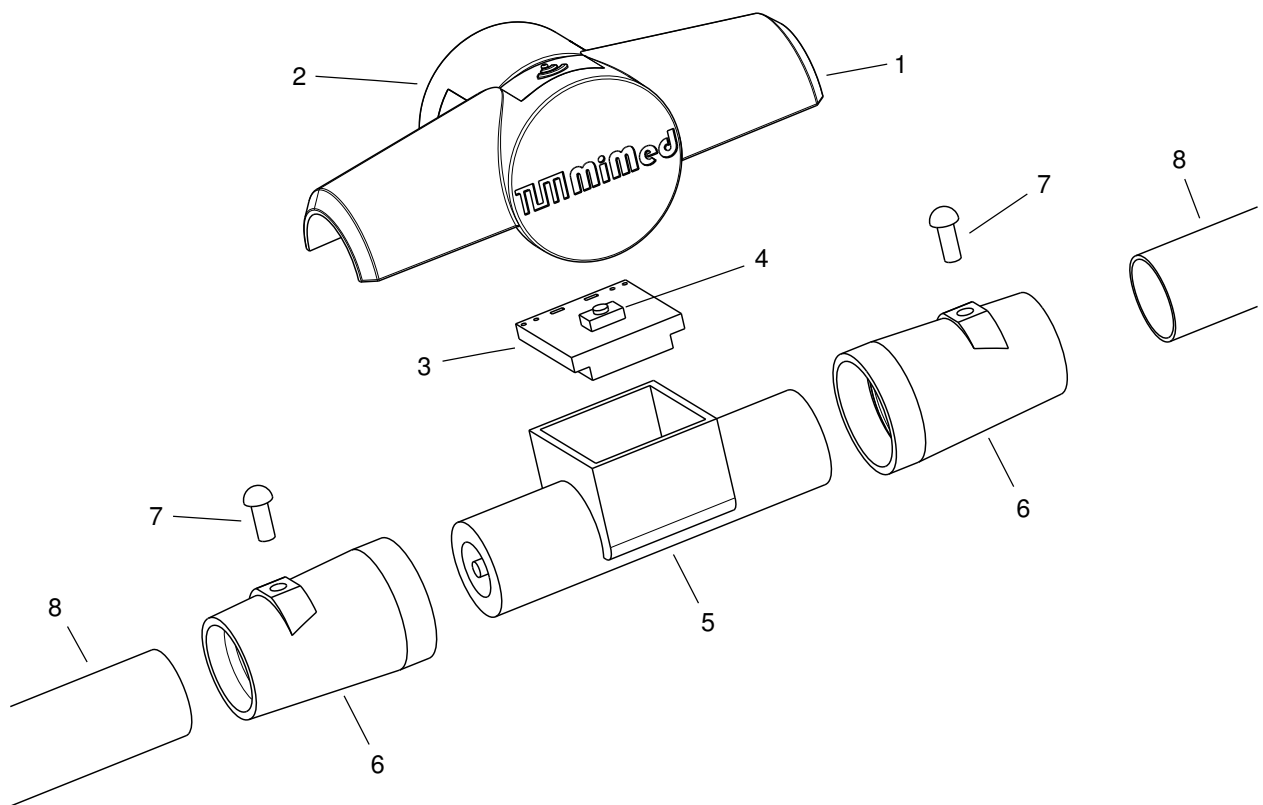
Wie in den Vorüberlegungen aus Abschnitt 5.1.2 erwähnt, erfordern Einschränkungen hinsichtlich Abmaßen und Gewicht eine kompakte Energieversorgung. Als Folge kommen Knopfzellen der Form *CR2032* und *CR2450* in Frage. Sie haben einen Durchmesser von 20 mm bzw. 24 mm und eine Dicke von 3,2 mm bzw. 5,0 mm. Entsprechende Batterien haben bei einer Nennspannung von 3 V eine Kapazität zwischen 200 mAh und 620 mAh. In Hinblick auf den erwähnten Energiebedarf im sparsamen Grundzustand und der kurzen Verweildauer in den anderen Zuständen wird dadurch prinzipiell eine Betriebsdauer von mehreren Wochen ermöglicht. Jedoch sind Knopfzellen für eine geringe Stromstärke über lange Zeiträume ausgelegt. Entsprechend beziehen sich die Nominalkapazitäten auf Entladeströme von beispielsweise 0,1 mA im Falle einer *CR2032* Knopfzelle. Bei größeren Entladeströmen steigt der innere Widerstand merklich an, was über die damit einhergehenden Verluste zu einer massiven Kapazitätsreduktion führt. Als Konsequenz sind Primärzellen nicht geeignet, sondern sollten durch Sekundärzellen ersetzt werden.

Entsprechende Lithium-Ionen-Akkus haben die selbe Bauform wie *CR2032* oder *CR2450* Knopfzellen, sind jedoch für deutlich höhere Entladeströme ausgelegt. Nachteilig ist die geringere Nominalkapazität. So haben beispielsweise *LIR2032* bei einer Nennspannung von 3,6 V eine Kapazität von 45 mAh und *LIR2450* eine Kapazität von 120 mAh. Zum Laden der Akkus kann ein handelsübliches Ladegerät für Knopfzellen verwendet werden. Durch den Verzicht auf eine integrierte Lademöglichkeit wird die Anzahl der dafür erforderlichen elektronischen Bauteile stark reduziert. Außerdem können leere Akkus einfach ausgetauscht werden, wodurch das System sofort wieder einsetzbar ist. Durch den Wegfall einer Ladeschnittstelle sind Detektionshalme außerdem unabhängig von der Basisstation oder einer vergleichbaren Lademöglichkeit.

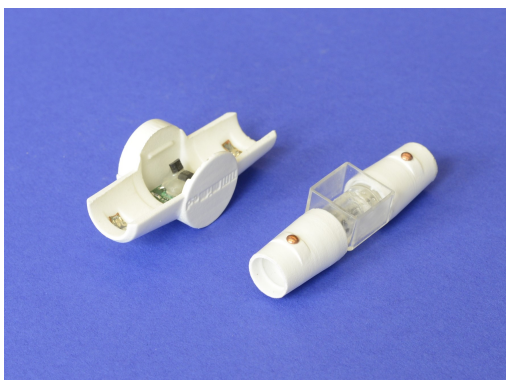
**Gesamtsystem** Um das Zusammenspiel dieser Komponenten zu verdeutlichen, ist in Abbildung 53 eine Explosionsdarstellung des Detektionshalms abgebildet. Abbildung 54 zeigt den tatsächlichen Detektionshalm im geöffneten Zustand. Die Sensoreinheit beinhaltet alle elektronischen Komponenten und lässt sich über eine Klippverbindung einfach verbinden und trennen. Sie ist in Form von zwei gekreuzten Zylindern designed, um sich zum einen an das Strömungsrohr mit dem Durchflusssensor anzuschmiegen und zum anderen die Knopfzelle zu integrieren. Der Taster befindet sich unterhalb einer dünnen Region des Gehäuses, die als Biegeelement dient und seine Betätigung ermöglicht, indem sie unter Druck nachgibt. Das Fach für die Knopfzelle ist mittels einer Fase so geformt, dass ein Akku nur in korrekter Richtung eingesetzt werden kann und somit eine verkehrte Polung verhindert wird. Durch die hohe Funktionsintegration des *EZ-BLE PSoC Modules* beinhaltet die Platine nur wenige zusätzliche passive Bauelemente. Der Akku ist über zwei Kontakte im Knopfzellenhalter und jede Niete über eine Pressverbindung zur Sensoreinheit verbunden. Die zwei Hall-Sensoren befinden sich, wie in Abbildung 55 gezeigt, unterhalb der Platine und versinken beim Verbinden des Strömungsrohrs in dessen kubischem Gehäuse. Das Strömungsrohr ist über ein Gewinde mit den Adaptern verschraubt, in welche die Niete befestigt sind und stellt die zweite Baugruppe des Gesamtsystems dar.

**Lebensmittelechtheit** Mehrere Komponenten des Systems stehen in direktem Flüssigkeitskontakt, müssen dementsprechend lebensmittelecht sein. Dies betrifft insbesondere den Durchflusssensor, die Elektroden zur Flüssigkeitsdetektion und das Gehäuse, das die Sensoreinheit mit den Einweg-Trinkhalmen verbindet. Der *Visi-1000* Durchflusssensor ist für Trinkwassersysteme zugelassen und entsprechend zertifiziert. Die Elektroden sind aus Kupfer hergestellt, das regelmäßig für Trinkwasserrohre und andere Objekte mit Lebensmittelkontakt

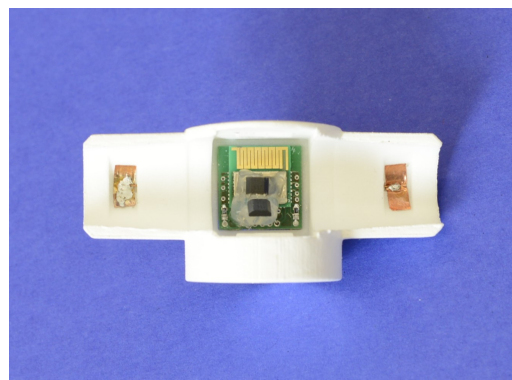




**Abbildung 53** Komponenten des Gesamtsystems. Die Sensoreinheit (1) beinhaltet einen Knopfzellen-Akku (2) und die Elektronik (3), die aus einem *EZ-BLE PSoC Module* und zwei Hall-Sensoren besteht und einen Taster (4) beinhaltet. Die Durchflussmessung erfolgt über eine Turbine im Strömungsrohr (5). Dieses ist über Adapter (6), die Nieten (7) zur Flüssigkeitserkennung beinhalten, mit Trinkhalmen (8) verbunden.



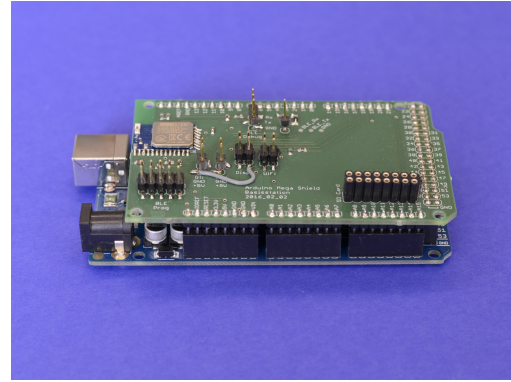
**Abbildung 54** Detektionshalm im geöffneten Zustand. Links ist die Sensoreinheit abgebildet und rechts das Strömungsrohr mit den beiden Adaptern, die Elektroden zur Flüssigkeitserkennung beinhalten



**Abbildung 55** Unterseite der Sensoreinheit des Detektionshalms mit der Platine, aus welcher zwei Hall-Sensoren herausgeführt sind. Die seitlichen Presskontakte stellen eine elektrische Verbindung zu den Nieten her.



**Abbildung 56** Basisstation.



**Abbildung 57** Einplatinencomputer mit darauf aufgesteckter Platine mit Steckverbindungen zu weiteren Komponenten der Basisstation.

eingesetzt wird. Das Gehäuse besteht aus 3D gedrucktem Polyamid und ist mit einer biokompatiblen Lackschicht versiegelt.

**Instandhaltung** Der Detektionshalm besteht aus zwei Teilen, die sich über eine Klippverbindung leicht lösen und verbinden lassen. Die innere Hälfte beinhaltet das Strömungsrohr mit Durchflusssensor sowie die Adapter für Trinkhalme. Dieser Teil kommt in direkten Kontakt zu Getränken. Da er keine elektronischen Komponenten besitzt, lässt er sich per Hand oder in der Spülmaschine reinigen. Die äußere Hälfte hingegen beinhaltet die Elektronik. Sie ist vollständig von Flüssigkeiten getrennt und muss prinzipiell nicht sorgfältig gereinigt werden. Ist ein Säubern der Oberfläche gewünscht, sollte mit der für Elektrogeräte üblichen Vorsicht vorgegangen werden. Dieser Teil beinhaltet außerdem die Knopfzelle. Wie erwähnt, ist diese nicht wiederaufladbar, sondern sollte bei Bedarf ausgetauscht werden.

### 6.3. Basisstation

Die finale Umsetzung der Basisstation ist in Abbildung 56 gezeigt.

**Komponenten** Wie in Abschnitt 5.1.3 aufgelistet, nutzt die Basisstation einen modularen Ansatz. Sie besteht aus mehreren Standardteilen, die miteinander verbunden sind. Die Verbindung der unterschiedlichen Komponenten und die Auswertung erfolgt über einen *MEGA 2560 R3* Einplatinencomputer von *Eckstein GmbH* (Clausthal-Zellerfeld), der baugleich mit einem *Arduino* bzw. *Genuino MEGA 2560 R3* ist. Abbildung 57 zeigt ihn zusammen mit der Verbindungsplatine mit Steckverbindungen zu weitere Komponenten. Zum Speichern wird ein *SD Memory Card Module Slot SPI Reader* desselben Herstellers verwendet. *Qi*-konformes Laden erfolgt entsprechend Abschnitt 4.5 über ein *UNITX870Q*-Sendemodul von *U-Way Corporation* und die Kommunikation über ein *BLE112-A* Modul von *Bluegiga Technologies*. Ein 3,2" großes *Nextion NX4024T032* berührungssensitives Displaymodul von *ITEAD Studio* (Shenzhen, China) dient der Anzeige und gleichzeitig als Nutzerschnittstelle. Das Display nutzt ein Human-Machine-Interface namens *Nextion HMI Solution*, um die Benutzeroberfläche einfach erstellen zu können (Itead Studio 2015). Zur Energieversorgung kann ein beliebiges 5 V Netzteil verwendet werden. Konkret wird ein *Voltcraft FPPS 5 – 10 W 5 V / DC 2 100 mA* Steckernetzteil von *Conrad Electronic SE* (Hirschau) eingesetzt. Durch den modularen Charakter der Basisstation ist es leicht möglich, sie um einen Energiezwischenspeicher oder ein WLAN Modul zu erweitern. Über ein entsprechendes WiFi Modul wie beispielsweise einem *ESP8266* von *SparkFun Electronics* (Niwot, CO, USA) lässt sich somit leicht eine Netzwerkfähigkeit erreichen, die für das in Abschnitt 4.5.6 beschriebene Gesamtsystem aus zentralem Server und mehreren Basisstationen notwendig ist.

**Datentransfer zwischen den Komponenten** Um eine reibungslose Kommunikation der einzelnen Komponenten zu ermöglichen, werden Nachrichten zwischen dem *BLE 112* Funkmodul und dem Einplatinencomputer

**Tabelle 7** Aufbau einer Nachricht, die vom *BLE 112* Funkmodul zum Einplatinencomputer geschickt wird. In Beispiel 1 wird übertragen, dass eine Verbindung mit dem Detektionshalm (Type 1) mit der ID 1 aufgebaut wurde (Handle 0x99). In Beispiel 2 wird übertragen, dass der Detektionsbecher (Type 0) mit der ID 255 (0xFF) einen Füllstand (Handle 0x35) von 150 ml (als ASCII-String) hat.

Element	ID	:	type	:	handle	:	data	\n
Länge [Byte]	1	1	1	1	1	1	n	1
Beispiel 1	0x01	0x3A	0x01	0x3A	0x99			0x00
Beispiel 2	0xFF	0x3A	0x00	0x3A	0x35	0x3A	0x31 35 30	0x00

**Tabelle 8** Aufbau einer Nachricht, die vom Einplatinencomputer zum *BLE 112* Funkmodul gesendet wird, um einen bestimmten Handle vom *GATT Server* auszulesen. Im Beispiel wird vom Detektionsbecher (der Typ wird aus der ID abgeleitet, die nach dem Verbindungsaufbau gespeichert wird) mit der ID 256 das Trinkvolumen (Handle 0x29) abgerufen.

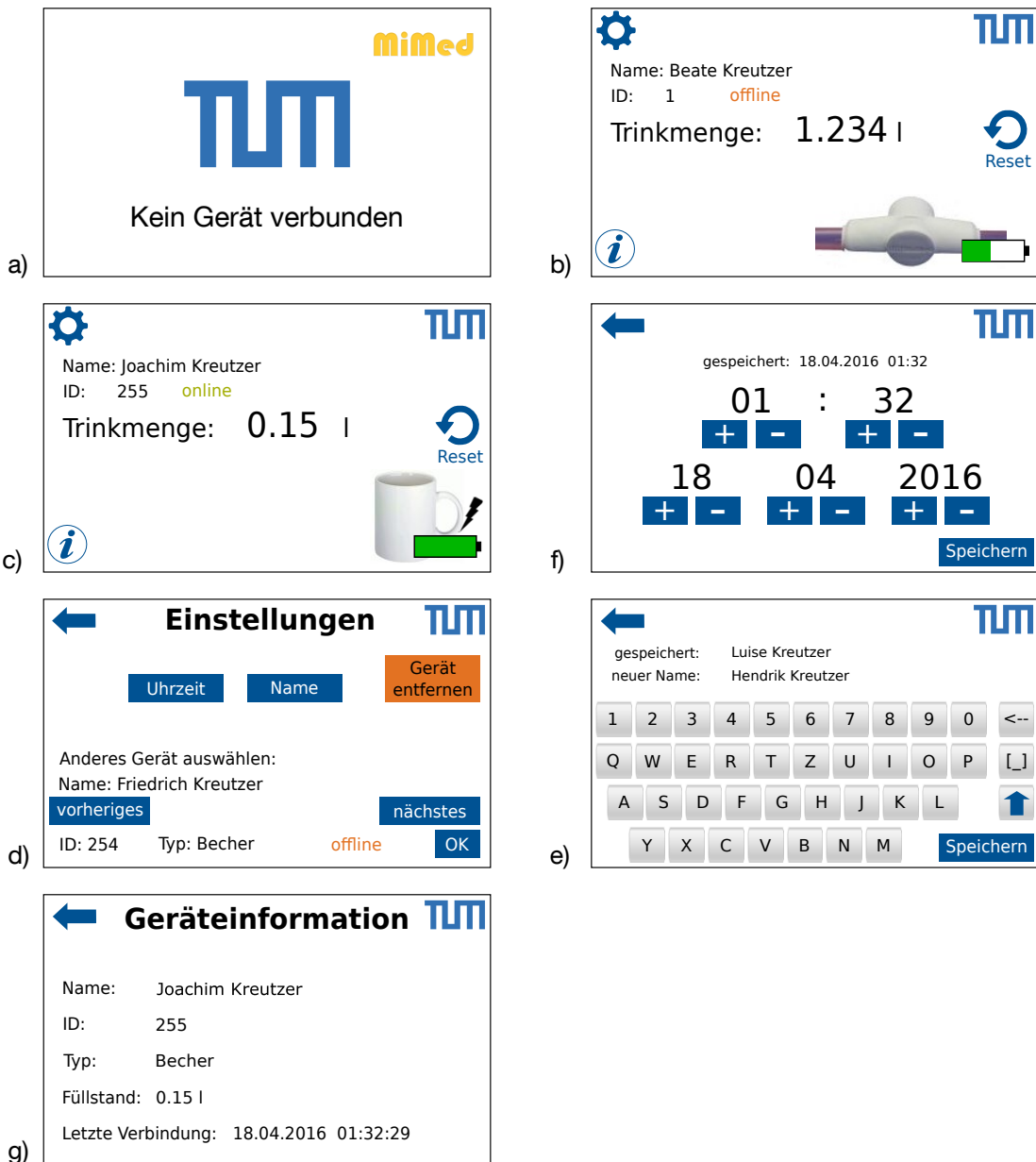
Element	ID	:	r	:	handle	\n
Länge [Byte]	1	1	1	1	1	1
Beispiel	0xFF	0x3A	0x72	0x3A	0x29	0x00

verwendet. Der entsprechende Aufbau mit Beispielen ist für die Nachrichten vom Funkmodul zum Einplatinencomputer in Tabelle 7 dargestellt. Tabelle 8 stellt in umgekehrter Richtung den Aufbau eines Lesebefehls und Tabelle 9 eines Schreibbefehls dar. Das Beschreiben der SD-Karte erfolgt per *SPI* über die entsprechende Standardbibliothek des Einplatinencomputers.

**Benutzeroberfläche** Abbildung 58 zeigt die verschiedenen Ansichten der Benutzeroberfläche der Basisstation. Ist keine Sensoreinheit in Reichweite, wird der in a) abgebildete Begrüßungsbildschirm angezeigt. Sobald eine Verbindung hergestellt wurde, wechselt die Anzeige zum entsprechenden Hauptbildschirm. In b) ist er für Detektionshalme und in c) für Detektionsbecher angezeigt. Im Hauptbildschirm wird der Sensortyp durch ein Bild verdeutlicht und die Trinkmenge in Litern angezeigt. In Abhängigkeit der Sensorauflösung wird sie mit zwei oder drei Nachkommastellen angezeigt. Die Trinkmenge lässt sich zurücksetzen, indem der *Reset*-Button für fünf Sekunden gedrückt wird. Zusätzlich wird der in der Sensoreinheit gespeicherte Name des Nutzers, die eindeutige Identifikationsnummer und der aktuelle Verbindungsstatus angezeigt. Der Akkustand aktualisiert sich regelmäßig und zeigt durch ein Blitz-Symbol an, falls der Detektionsbecher wie in d) induktiv geladen wird. Über den *Zahnrad*-Button gelangt man in die Einstellungen (d). Dort kann mittels der Buttons *vorheriges* und *nächstes* durch die verbundenen Geräte rotiert und aktuell nicht verbundene Sensoreinheiten durch *Gerät entfernen* gelöscht werden. Durch einen Klick auf *OK* wird auf den Hauptbildschirm der gewählten Sensoreinheit gewechselt, während der Pfeil in der oberen linken Ecke den Auswahlprozess abbricht. Zusätzlich lässt sich über den Button *Name* der ausgewählten Sensoreinheit ein neuer Name zuweisen (e). Über *Uhrzeit* lässt sich das aktuelle Datum und die Uhrzeit einstellen. In der in dieser Dissertation vorgestellten Umsetzung sind diese jedoch nur flüchtig gespeichert.

**Tabelle 9** Aufbau einer Nachricht, die vom Einplatinencomputer zum *BLE 112* Funkmodul gesendet wird, um einen Wert in die einem bestimmten Handle zugehörige *Characteristic* des *GATT Servers* zu schreiben. Im Beispiel wird vom Detektionshalm (der Typ wird aus der ID abgeleitet, die nach dem Verbindungsaufbau gespeichert wird) mit der ID 1 der String *Alice* in das Feld *Vorname* (Handle 0x64) geschrieben.

Element	ID	:	w	:	handle	:	data	\n
Länge [Byte]	1	1	1	1	1	1	n	1
Beispiel	0x01	0x3A	0x77	0x3A	0x64	0x3A	0x41 6C 69 63 65	0x00



**Abbildung 58** Benutzeroberfläche der Basisstation. Der Begrüßungsbildschirm (a) wechselt zu b), wenn ein Detektionshalm und zu c), wenn ein Detektionsbecher verbunden ist. Über die Einstellungen (d) lässt sich zwischen Sensoreinheiten wechseln, ihnen einen Namen zuordnen (e) und die Uhrzeit (f) anpassen. Zusätzlich können detaillierte Informationen über die Sensoreinheiten angezeigt werden (g).

chert und werden zurückgesetzt, wenn die Energieversorgung getrennt wird. Über den unten links positionierten *i*-Button im Hauptbildschirm können detaillierte Geräteinformationen angezeigt werden (g).

**Instandhaltung** Die Basisstation enthält keine Komponenten, die mit Lebensmitteln in Kontakt kommen sollen. Es ist keine regelmäßige Reinigung notwendig. Da sie nicht wasserdicht ist, sollte die Oberfläche vorsichtig gereinigt werden. Zum funktionierenden Betrieb genügt, die Basisstation für die Benutzungsdauer über ein Netzteil mit Strom zu versorgen. Hierdurch sind alle Funktionen nutzbar, also die induktive Ladefläche und der Dateneingang sowie deren Anzeige. In der vorliegenden Umsetzung ist kein Energiezwischenspeicher verbaut. Bei entsprechender Integration würde jener über den üblichen Netzbetrieb im Hintergrund geladen werden.

# 7. Experimente

## 7.1. Verifikation der Sensoreinheiten

Die Verifikation der Sensoreinheiten untersucht, ob Detektionsbecher und -halm entsprechend den Anforderungen und bei unterschiedlichen Umgebungsbedingungen funktionieren. Der Schwerpunkt der Evaluierung liegt darin, die Faktoren zu bestimmen, welche die Detektion beeinflussen und ihren Effekt einzuschätzen.

### 7.1.1. Detektionsbecher

#### Messverfahren

**Fragestellung** Die Trinkmenge wird über Füllstandsänderungen im Detektionsbecher abgeleitet, die ihrerseits über Kapazitätsänderungen an den Elektroden bestimmt werden. Diese Änderungen werden durch Permittivitätsunterschiede unterschiedlicher Medien hervorgerufen. Mehrere Faktoren können diese Messung beeinflussen. Ihr Effekt wird in der Verifikation des Detektionsbeckers untersucht. Prinzipiell ist die relative Permittivität von Flüssigkeiten merklich höher als die von Luft. Sie unterscheidet sich jedoch in Abhängigkeit der Getränkezusammensetzung. Zusätzlich können Getränkereste nach einem Trinkvorgang an der Becherwand verbleiben und sich so auf die Kapazitätsmessung im eigentlich von Flüssigkeit freien Zustand auswirken. Es sollte deshalb verifiziert werden, dass die Getränkeart keinen Einfluss auf die Detektion hat. Die Permittivität ist temperaturabhängig. Gleichzeitig verlaufen die elektrischen Feldlinien zu einem großen Teil durch die Becherwand. Sehr kalte oder heiße Flüssigkeiten können auch Teile der Wand abkühlen bzw. aufwärmen, die oberhalb des Füllstandes liegen. Dies kann zu Fehlinterpretationen führen und sollte untersucht werden. Getränkerückstände können nur bei Füllstandsabnahmen auftreten und nicht bei -zunahmen. Zusätzlich ist beim Füllen das Anfangsvolumen in Form eines leeren Becher gegeben, während beim Trinken Anfangs- und Endvolumen variieren. Dies führt zur Fragestellung, ob die Detektion von der Richtung der Füllstandsänderung abhängig ist. Gesucht ist der Einfluss dieser Faktoren auf die Genauigkeit der Trinkmengenbestimmung. Schließlich muss untersucht werden, ob jeder einzelne Trinkvorgang als solcher erkannt wird.

**Hypothesen** Aus diesen Gedanken lassen sich mehrere Forschungshypothesen ableiten.

- 1) **Getränkeart** Die Art des Getränkes hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbeckers.
- 2) **Temperatur** Die Temperatur des Getränkes hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbeckers.
- 3) **Änderungsrichtung** Die Richtung der Füllstandsänderung - Auffüllen oder Trinken - hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbeckers.
- 4) **Detektion** Nicht alle Trinkvorgänge werden als solche erkannt.

Für die Hypothesen 1 – 3 gilt als Nullhypothese  $H_0$ , dass die unterschiedlichen Ausprägungen  $0, 1, \dots, p$  des entsprechenden Parameters keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbeckers haben. Dementsprechend sind die Mittelwerte  $\mu_0, \mu_1, \dots, \mu_p$  der Einzelmessungen identisch.

$$H_0 : \mu_0 = \mu_1 = \dots = \mu_p \quad (7.1)$$

Trifft die Nullhypothese nicht zu und gilt die Alternativhypothese  $H_1$ , dass die Mittelwerte der Einzelmessungen bei unterschiedlichen Ausprägungen unterschiedlich sind, so hat der entsprechende Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit.

$$H_1 : \mu_0 \neq \mu_1 \neq \dots \neq \mu_p \quad (7.2)$$

**Tabelle 10** Eigenschaften mit möglichen Auswirkungen auf die Trinkmengen-detektion per Detektionsbecher mit dem jeweiligen Referenzwert und den untersuchten Ausprägungen.

Eigenschaft	Referenzwert	Ausprägungen
Getränkeart	Wasser	Wasser, Tee, Apfelsaft, Kaffee, Milch, Mineralwasser, Cola-Mix
Temperatur	25 °C	4 °C, 25 °C, 40 °C, 60 °C, 85 °C
Richtung	Trinken	Trinken, Füllen

Hinsichtlich der 4. Hypothese gilt als Nullhypothese  $H_0$ , dass die Funktionsfähigkeit immer gegeben ist. Dazu wird das Verhältnis  $r_{Detektion}$  von  $n_{Detektion}$  erkannten zu  $n$  insgesamt durchgeführten Trinkvorgängen betrachtet. Die Alternativhypothese trifft zu, wenn Vorgänge nicht erkannt wurden, das Verhältnis also geringer als 100 % ist.

$$r_{Detektion} = \frac{n_{Detektion}}{n} \quad (7.3)$$

$$H_0 : r_{Detektion} = 100\% \quad (7.4)$$

$$H_1 : r_{Detektion} < 100\% \quad (7.5)$$

Es ist jeweils gesucht, ob die entsprechende Forschungshypothese zutrifft. Hierfür wird ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 5\%$  vorausgesetzt, dass die Nullhypothese abgelehnt werden kann. In diesem Fall ist zusätzlich nach der Effektgröße gefragt, um das Ausmaß des Einflusses des Parameters einordnen zu können (Schäfer 2011, S. 56 – 83).

**Materialien** Die Experimente werden mit einem Detektionsbecher entsprechend Abschnitt 6.1 durchgeführt. Der Detektionsbecher ist über eine Debugschnittstelle mit einem PC verbunden. Über eine serielle *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* (UART) Verbindung werden die Debuginformationen an ein Konsolenprogramm übertragen, das Ereignisse protokolliert. Temperaturen werden mit einem Thermometer und das Gewicht der Flüssigkeiten über eine Waage mit einer Anzeigengenauigkeit von 0,1 g bestimmt. Entsprechend den Experimenten werden die untersuchten Getränke mit den definierten Temperaturen eingesetzt.

**Versuchsparameter** Um die unterschiedlichen Einflussfaktoren aus Hypothese 1 – 3 zu untersuchen, wird ein Referenztrinkvorgang definiert, in dem Wasser bei 25 °C Raumtemperatur getrunken wird. Entsprechend Tabelle 10 wird für Hypothese 1 die Getränkeart, für Hypothese 2 die Temperatur der Flüssigkeit und für Hypothese 3 die Richtung der Füllstandsänderung variiert. Die jeweils anderen Eigenschaften entsprechen dem Referenzwert.

**Methoden** Für die Versuche von Hypothese 1 – 3 wird eine Messreihe als Referenz und je eine Messreihe für jede Ausprägung durchgeführt. Jede Messreihe besteht aus 25 Wiederholungen von Einzelmessungen, die sich immer nur in einer Eigenschaft von der Referenzmessung unterscheiden, während die anderen konstant gehalten werden. Bei jeder Einzelmessung wird sowohl die vom Sensorsystem gemessene als auch die tatsächliche Trinkmenge erfasst. Letztere wird über die Gewichtsabnahme des Trinkgefäßes vor und nach dem Trinkvorgang bestimmt. Die Messungen sind realem Trinken bzw. Auffüllen nachempfunden. Entsprechend sind die Füllstände vor jeder Messung und die Volumenänderung währenddessen nicht spezifiziert, sondern vom Versuchsteilnehmer jeweils mit der Vorgabe einer realistischen Repräsentation frei gewählt. Hypothese 4 wird währenddessen verifiziert, indem bei jeder Einzelmessung überprüft wird, ob ein Trinkvorgang detektiert wurde.

Der Einfluss der jeweils variierten Eigenschaften auf die Genauigkeit der Detektion wird über eine **einfaktorielle Varianzanalyse** (ANOVA) untersucht. Hierfür wird geprüft, ob sich die jeweiligen Messreihen ähneln und die Nullhypothese  $H_0$  abgelehnt werden muss. Jede der Hypothesen 1 – 3 wird unabhängig betrachtet, indem nur die jeweilige Eigenschaft variiert und mit der in Tabelle 10 hervorgehobenen Referenzmessung verglichen wird.

Für jede Einzelmessung wird die absolute Abweichung  $A_{ij}$  [ml] bestimmt. Hierbei steht  $i$  für die Messreihe mit  $1 \leq i \leq p$ ,  $p$  für die Anzahl der Parametervarianten und  $j$  für die Einzelmessung mit  $1 \leq j \leq n_i$ , wobei für jede Parametervariante  $n_i = 25$  Einzelmessungen durchgeführt werden. Die Verwendung der absoluten Abweichung liegt darin begründet, dass der Detektionsbecher eine fixe Auflösung von 13 ml aufweist, die durch die Abstände der Elektroden zueinander vorgegeben ist. Eine relative Betrachtung der prozentualen Abweichung würde die Aussagekraft bei geringen Füllständen stark verfälschen.  $V_{detektiert,ij}$  ist das vom Sensorsystem gemessene Volumen [ml] und  $V_{ist,ij}$  die gewogene Masse [g], die mittels der Annahme einer Dichte von  $\rho = \frac{m}{V} = 1 \frac{g}{ml}$  der Trinkmenge [ml] gleichgesetzt wird.

$$A_{ij} = V_{detektiert,ij} - V_{ist,ij} \quad (7.6)$$

Positive Werte von  $A_{ij}$  sind als Überschätzung der Flüssigkeitsaufnahme zu interpretieren, da mehr detektiert als tatsächlich getrunken wurde. Für jede Messreihe  $i$  wird daraus der Mittelwert  $\bar{A}_i$  dieser Stichprobe und die geschätzte Standardabweichung  $\hat{\sigma}_i$  der Gesamtmenge berechnet.

$$\bar{A}_i = \frac{1}{n_i} \sum_{j=1}^{n_i} A_{ij} = \frac{1}{25} \sum_{j=1}^{25} A_{ij} \quad (7.7)$$

$$\hat{\sigma}_i = \sqrt{\frac{1}{n_i - 1} \cdot \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{A}_i)^2} \quad (7.8)$$

Daraus lässt sich der Standardfehler  $\hat{\sigma}_{\bar{A}_i}$  des Mittelwerts  $\bar{A}_i$  der Stichprobe berechnen, die den Unterschied zum tatsächlichen Mittelwert  $\mu_i$  quantifiziert.

$$\hat{\sigma}_{\bar{A}_i} = \frac{\hat{\sigma}_i}{\sqrt{n_i}} \quad (7.9)$$

Daneben wird das Gesamtmittel  $\bar{\bar{A}}$  aller  $N = \sum_{i=1}^p n_i = \sum_{i=1}^p 25$  untersuchten Messreihen berechnet (Schäfer 2011, S. 21 – 26).

$$\bar{\bar{A}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{25} A_{ij} \quad (7.10)$$

Die einfaktorielle Varianzanalyse basiert darauf, dass die Varianz zwischen den Messreihen  $\hat{\sigma}_{zwischen}^2$  in Verhältnis zur Varianz innerhalb jeder Messreihe  $\hat{\sigma}_{innerhalb}^2$  gesetzt wird, um die Prüfgröße  $F$  zu erhalten.

$$F = \frac{\hat{\sigma}_{zwischen}^2}{\hat{\sigma}_{innerhalb}^2} \quad (7.11)$$

Hierbei wird durch  $\hat{\sigma}_{zwischen}^2$  die erklärte Varianz zwischen Messreihen in Folge des zu untersuchenden Einflusses beschrieben, während  $\hat{\sigma}_{innerhalb}^2$  die nicht erklärte Varianz in Folge zufälliger Schwankungen in der Stichprobe beschreibt. Ist das Verhältnis hinreichend groß, so führt das zu einem signifikanten Ergebnis. Die beiden Varianzen berechnen sich, indem die Gesamtstreuung auf diese zwei Teile aufgeteilt wird. Zur besseren Übersichtlichkeit werden in der Berechnung meist Quadratsummen verwendet und die englische Nomenklatur der Ursprungspublikation verwendet. So steht *dof* für *degree of freedom* (Freiheitsgrad), *SS* für *square sum* (Quadratsumme) und *MS* für *mean (square) sum* (mittlere Quadratsumme) sowie die Indizes *T* für *treatment* (erklärte Streuung zwischen Messreihen), *E* für *error* (zufällige Streuung innerhalb einer Messreihe) und *G* für *grand* (Gesamtwert) (Fisher 1921).

$$SS_G = SS_T + SS_E \quad (7.12)$$

$$\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{\bar{A}})^2 = \sum_{i=1}^p n_i (\bar{A}_i - \bar{\bar{A}})^2 + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{A}_i)^2 \quad (7.13)$$

Zum Schluss müssen die Quadratsummen durch die jeweiligen Freiheitsgrade geteilt werden, um die Prüfgröße

**Tabelle 11** Ergebnistabelle einer Varianzanalyse mit Freiheitsgraden  $dof$ , Quadratsumme  $SS$  und mittlerer Quadratsumme  $MS$  für Unterschiede zwischen den Messreihen (Index  $T$ ) und zufällige Fehler innerhalb einer Messreihe (Index  $E$ ) sowie den Gesamtwert (Index  $G$ ). Als Ergebnis ergibt sich die Prüfgröße  $F$ . Angelehnt an Hartung et al. (2009).

Streuungsursache	dof	SS	MS	F
Zwischen Messreihen	$p - 1$	$SS_T = \sum_{i=1}^p n_i (\bar{A}_i - \bar{\bar{A}})^2$	$MS_T = \frac{SS_T}{p-1}$	$F = \frac{MS_T}{MS_E}$
Innerhalb der Messreihen	$N - p$	$SS_E = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{A}_i)^2$	$MS_E = \frac{SS_E}{N-p}$	
Gesamt	$N - 1$	$SS_G = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{\bar{A}})^2$		

$F$  zu erhalten. Zur Verdeutlichung der Zwischenschritte kann die in Tabelle 11 dargestellte Ergebnistabelle erstellt werden (Schäfer 2011, S. 117 – 123).

$$F = \frac{\hat{\sigma}_{zwischen}^2}{\hat{\sigma}_{innerhalb}^2} = \frac{\frac{SS_T}{dof_T}}{\frac{SS_E}{dof_E}} = \frac{\frac{\sum_{i=1}^p n_i (\bar{A}_i - \bar{\bar{A}})^2}{p-1}}{\frac{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{n_i} (A_{ij} - \bar{A}_i)^2}{N-p}} \quad (7.14)$$

Über einen  $F$ -Test kann bestimmt werden, ob der untersuchte Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit hat. Bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha$  wird die Nullhypothese  $H_0$  abgelehnt, wenn gilt

$$F > F_{kritisch}(1 - \alpha | dof_T; dof_E) \quad (7.15)$$

Die Werte in der Klammer hinter  $F_{kritisch}$  signalisieren dabei, dass ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  gilt und die Messreihenunterschiede  $dof_T$  und die zufälligen Fehler  $dof_E$  Freiheitsgrade aufweisen (Hartung et al. 2009).  $F_{kritisch}(1 - \alpha | dof_T; dof_E)$  berechnet sich dementsprechend aus dem vorausgesetzten Signifikanzniveau  $\alpha$  und den Freiheitsgraden von  $MS_T$  mit  $dof_T = p - 1$  und  $MS_E$  mit  $dof_E = N - p$  über die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion (MathWorks 2016b).

$$F_{kritisch}(1 - \alpha | dof_T; dof_E) = \frac{\Gamma[\frac{dof_T + dof_E}{2}]}{\Gamma(\frac{dof_T}{2}) \cdot \Gamma(\frac{dof_E}{2})} \cdot \left(\frac{dof_T}{dof_E}\right)^{\frac{dof_T}{2}} \cdot \frac{(1 - \alpha)^{\frac{dof_T - 2}{2}}}{[1 + (\frac{dof_T}{dof_E}) \cdot (1 - \alpha)]^{\frac{dof_T + dof_E}{2}}} \quad (7.16)$$

Alternativ kann aus einem  $F$ -Wert mittels der inversen kumulativen Verteilungsfunktion die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p$  abgeleitet werden. Diese gibt die Wahrscheinlichkeit an, das Stichprobenergebnis zu erhalten, wenn die Nullhypothese wahr ist (MathWorks 2016a).

$$p(F | dof_T; dof_E) = \int_0^F \frac{\Gamma[\frac{dof_T + dof_E}{2}]}{\Gamma(\frac{dof_T}{2}) \cdot \Gamma(\frac{dof_E}{2})} \cdot \left(\frac{dof_T}{dof_E}\right)^{\frac{dof_T}{2}} \cdot \frac{t^{\frac{dof_T - 2}{2}}}{[1 + (\frac{dof_T}{dof_E}) \cdot t]^{\frac{dof_T + dof_E}{2}}} dt \quad (7.17)$$

Die Nullhypothese kann abgelehnt werden, wenn die Überschreitungswahrscheinlichkeit kleiner als das geforderte Signifikanzniveau ist.

$$p(F | dof_T; dof_E) < \alpha \quad (7.18)$$

Die Werte für  $F_{kritisch}$  und  $p$  lassen sich beispielsweise im Programm *Matlab* von *The MathWorks, Inc.* (Natick, MA, USA) über die Funktionen *fpdf* bzw. *finv* berechnen. *Excel 2016* von *Microsoft Corporation* (Redmond, WA, USA) bietet mit *F.VERT.RE* bzw. *F.INV.RE* eine weitere Möglichkeit zur Berechnung.

Dieser Signifikanztest sagt aber nur, ob ein Einfluss besteht, jedoch nicht, wie groß dieser ist. Hierfür kann die Effektgröße  $\eta^2$  herangezogen werden, die den Anteil der durch den Einflussfaktor ausgelösten Varianz an der



**Tabelle 12** Interpretation der Effektgröße  $\eta^2$  in der Varianzanalyse (Cohen 1992).

Effekt	keiner	klein	mittel	groß
Wertebereich	$\eta^2 < 0,01$	$0,01 \leq \eta^2 < 0,06$	$0,06 \leq \eta^2 < 0,14$	$0,14 \leq \eta^2$

**Tabelle 13** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 1 *Getränkeart* mit Wasser als Referenz.

	Wasser	Tee	Apfelsaft	Kaffee	Milch	Mineralwasser	Cola-Mix
$n$	25	25	25	25	25	25	25
$\bar{A}$ [ml]	-5,6	-3,1	-4,3	-11,6	0,2	-7,4	-3,7
$\hat{\sigma}$ [ml]	12,1	6,7	13,2	25,7	12,0	17,6	20,3
$\hat{\sigma}_{\bar{A}}$ [ml]	3,5	6,7	3,8	7,5	8,7	4,9	2,3

Gesamtvarianz beschreibt und deren Interpretation in Tabelle 12 dargelegt ist (Schäfer 2011, S. 133 – 135).

$$\eta^2 = \frac{SS_T}{SS_E} = \frac{F \cdot dof_T}{F \cdot dof_E + dof_G} \quad (7.19)$$

Hinsichtlich Hypothese 4 *Detektion* wird bei jeder der Messreihen mit  $n_i$  Einzelmessungen die Funktionsfähigkeit der entsprechenden Komponente dokumentiert. Die Detektion wird als erfolgreich bewertet, wenn ein Trinkvorgang erkannt und dieser über die *UART*-Schnittstelle aufgeführt wird.  $n_{Detektion,i}$  wird in diesem Fall erhöht. Zusätzlich gilt die *Bluetooth Low Energy* Verbindung als funktionsfähig, wenn Trinkvorgänge auch an einer nahe gelegenen Basisstation angezeigt werden. Dies wird jedoch nicht explizit untersucht. Zur Auswertung wird das Verhältnis  $r_{Detektion,i}$  berechnet.

$$r_{Detektion,i} = \frac{n_{Detektion,i}}{n_i} \quad (7.20)$$

## Experiment

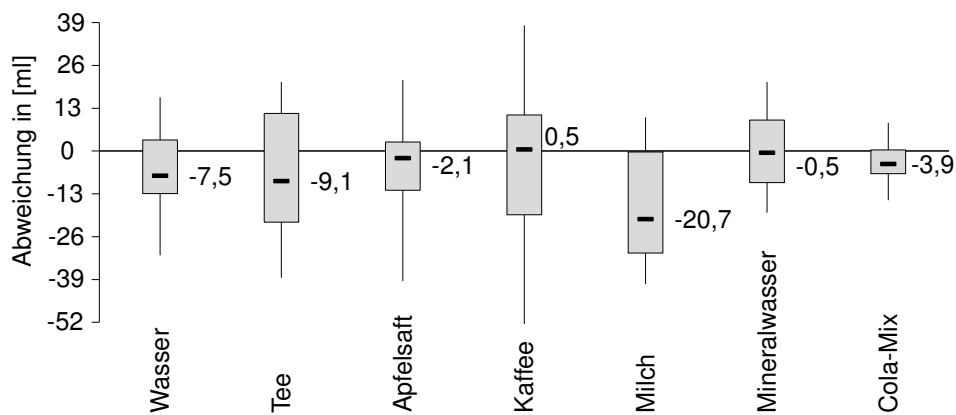
**Durchführung** Die Versuche wurden von Helge Mühlshlegel durchgeführt. Die Experimente zu Hypothese 1 *Getränkeart*, 2 *Temperatur* und 3 *Änderungsrichtung* wurden am 10.05.2016 und 11.05.2016 am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München in Garching durchgeführt. Die Funktionsfähigkeit der *Flüssigkeitserkennung* aus Hypothese 4 wurde jeweils parallel dokumentiert.

**Legende** Zur besseren Veranschaulichung der Ergebnisse sind diese als *Boxplot* dargestellt. Dabei ist der Median der Versuchsreihe von einer Box zwischen unterem und oberem Quartil umgeben. Die Antennen bzw. Whisker umfassen die äußeren Quartile.

**Ergebnisse zu Hypothese 1 *Getränkeart*** Tabelle 13 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich über Gleichung 7.14 die Prüfgröße des  $F$ -Werts berechnen, der geringer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{2045,65}{7-1}}{\frac{45319,64}{175-7}} = \frac{340,94}{269,76} = 1,26 < 2,15 = F_{kritisch}(0,95|6; 168) \quad (7.21)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(1,26|6; 168) = 0,28$  größer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Nullhypothese ausgegangen werden, sodass die Art des Getränks keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbechers hat. Abbildung 59 stellt die Resultate der Getränkearten als *Boxplot* gegenüber.



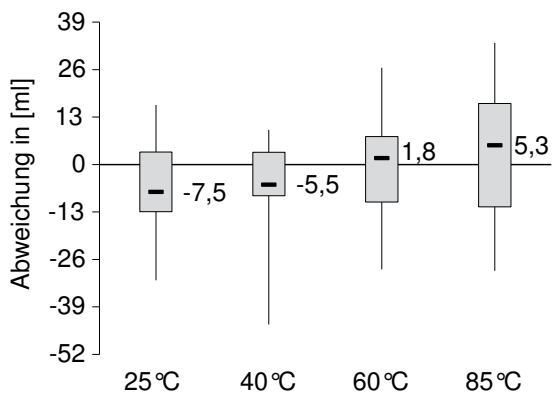
**Abbildung 59** Vergleich der Messungen für Hypothese 1 mit dem Versuchsparameter *Getränkart*. 13 ml stellt die Sensorauflösung im mit bis zu 260 ml füllbaren Detektionsbecher dar, sodass geringere Beträge nicht unterschieden werden können.

**Tabelle 14** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 2 *Temperatur* mit 25 °C warmem Wasser als Referenz.

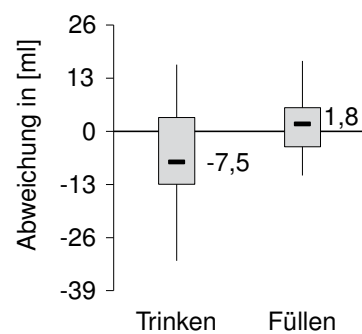
	4 °C	25 °C	40 °C	60 °C	85 °C
$n$	25	25	25	25	25
$\bar{A}$ [ml]	-80,4	-5,6	-5,5	-0,5	3,5
$\hat{\sigma}$ [ml]	37,6	12,1	12,5	12,4	29,6
$\hat{\sigma}_{\bar{A}}$ [ml]	2,1	3,5	4,8	6,7	13,9

**Tabelle 15** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 3 *Änderungsrichtung* mit Trinken als Referenz.

	Trinken	Füllen
$n$	25	25
$\bar{A}$ [ml]	-5,6	2,0
$\hat{\sigma}$ [ml]	12,1	7,4
$\hat{\sigma}_{\bar{A}}$ [ml]	3,5	2,7



**Abbildung 60** Vergleich der Messungen für Hypothese 2 mit dem Versuchsparameter *Temperatur*.



**Abbildung 61** Vergleich der Messungen für Hypothese 3 mit dem Versuchsparameter *Änderungsrichtung*.

**Ergebnisse zu Hypothese 2 Temperatur** Tabelle 14 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Temperaturen des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich die Prüfgröße des  $F$ -Werts über Gleichung 7.14 berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{124\,236,71}{5-1}}{\frac{65\,901,65}{125-5}} = \frac{31\,059,18}{549,18} = 56,56 > 2,45 = F_{kritisch}(0,95|5;120) \quad (7.22)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(56,56|5;120) = 9,9 \cdot 10^{-27}$  geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Temperatur des Getränks einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbechers hat. Die Effektgröße  $\eta^2 = 1,89$  bewertet diesen Einfluss nach Tabelle 12 als sehr groß. Jedoch zeigt sich bei genauerer Betrachtung, dass sich Wasser bei 4 °C vollständig anders als bei anderen Temperaturen verhalten hat. In den 25 Einzelmessungen gelang es nur zweimal Volumen zu detektieren, die zudem stark abwichen. Ignoriert man diese Messreihe und betrachtet nur Temperaturen oberhalb der Raumtemperatur, so ergibt sich ein anderer  $F$ -Wert.

$$F = \frac{\frac{1\,434,06}{4-1}}{\frac{31\,951,33}{100-4}} = \frac{478,02}{332,83} = 1,44 < 2,70 = F_{kritisch}(0,95|4;96) \quad (7.23)$$

Diese Prüfgröße ist etwas kleiner als  $F_{kritisch}$ . Entsprechend ist die  $p(1,44|4;96) = 0,24$  größer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss in diesem Fall von der Nullhypothese ausgegangen werden, sodass die Temperatur des Getränks keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbechers hat, sofern sehr geringe Temperaturen ausgeschlossen werden. Die Boxplots in Abbildung 60 stellen die Resultate der unterschiedlichen Temperaturen einander gegenüber.

**Ergebnisse zu Hypothese 3 Änderungsrichtung** Tabelle 15 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich mit der Gleichung 7.14 die Prüfgröße des  $F$ -Werts berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{706,88}{2-1}}{\frac{4\,813,46}{50-2}} = \frac{706,88}{100,28} = 7,05 > 4,04 = F_{kritisch}(0,95|1;48) \quad (7.24)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(7,05|1;48) = 0,01$  geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Richtung der Änderung einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionsbechers hat. Laut Tabelle 12 bewertet die Effektgröße  $\eta^2 = 15$  diesen Einfluss als groß. Abbildung 61 stellt die Resultate als Boxplot gegenüber.

**Ergebnisse zu Hypothese 4 Detektion** Der Detektionsbecher kam mehrmals in Situationen, in denen der genaue Füllstand nicht abgeleitet werden konnte. Dies betrifft vor allem die Evaluierung von Wasser mit 4 °C, in welcher 23 der 25 Einzelmessungen nicht interpretiert werden konnten und damit nach Gleichung 7.20 eine Detektionsrate von  $r_{Detektion,4\text{ °C}} = 8\%$  ergibt. In den restlichen 11 Messreihen kamen zu den 275 aufgenommenen Einzelmessungen 13 Situationen, in welchen der Detektionsbecher in einen undefinierten Zustand übergegangen ist. Konkret trat dies einmal bei Wasser mit 60 °C, viermal bei Wasser mit 85 °C, einmal bei Cola-Mix und Kaffee und viermal bei Milch sowie zweimal beim Füllen auf. Damit wurden  $r_{Detektion} = 95\%$  der Trinkvorgänge erkannt. Damit muss die Nullhypothese verworfen und akzeptiert werden, dass der Detektionsbecher nicht jeden Trinkvorgang registriert. Im Rahmen dieser Verifikation wurden diese Einzelmessungen mit undefiniertem Zustand verworfen, um den Einfluss der jeweils variierten Parameter zu untersuchen. In der Praxis werden die zuletzt erkannten Füllvolumen vor dem Auftreten eines undefinierten Zustands der nächsten Trinkmenge als Kompensation hinzugefügt.

## Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Messungen zeigten, dass prinzipiell weder Getränkeart noch Temperatur einen signifikanten Einfluss auf die Detektion haben. Diese Aussage muss jedoch dahingehend eingeschränkt werden, dass sehr kalte Getränke die Sensorik stören, sodass die Sensorwerte nicht ausgewertet werden können. Beim Füllen des Bechers detektierte Abweichungen sind höher als diejenigen beim Trinken. Es zeigte sich außerdem, dass der Detektionsbecher nicht zuverlässig alle Trinkereignisse erkannt hat.

### 7.1.2. Detektionshalm

#### Messverfahren

**Fragestellung** Die Trinkmenge wird aus dem Durchfluss durch die Turbine abgeleitet. Mehrere Faktoren können diese Messung beeinflussen. Ihre Effekte werden in der Verifikation des Detektionshalms untersucht. Die Getränkeart und die Temperatur können sich auf die Detektion auswirken. Die Länge des Trinkhalmsegments oberhalb der Sensoreinheit definiert das Volumen, das zurückfließen kann. Da sich der  $K$ -Faktor der Turbine in negativer von der positiven Richtung unterscheidet, kann sich dies bei unterschiedlichen Halmlängen verfälschend auf die Trinkmenge auswirken. Eng verknüpft ist die Anzahl der Schlücke, aus denen ein einzelner Trinkvorgang besteht. Mehrere Schlücke erhöhen das Verhältnis von positiver zu negativer Durchflussrichtung. Ein weiterer Einflussfaktor ist die Trinkgeschwindigkeit. Die Turbine ist werkseitig auf  $K_{positiv} = 22\,000 \frac{\text{Impulse}}{\text{l}}$  kalibriert und dadurch unabhängig von der Geschwindigkeit. Die Kalibrierung trifft jedoch nicht auf negative Richtung zu. Gesucht ist der Einfluss dieser Faktoren auf die Genauigkeit der Trinkmengenbestimmung.

Weitere Komponenten des Detektionshalms müssen für ein korrektes Verhalten funktionsfähig sein. Dies umfasst die Flüssigkeitserkennung, die Energieversorgung durch Knopfzellen und das *Bluetooth Low Energy* Funkmodul. Da es sich um binäre Zustände handelt, sind keine qualitativen Aussagen notwendig. Anzumerken ist, dass sich die Funktionstüchtigkeit der Flüssigkeitserkennung bei normalem Trinkverhalten in der Betrachtung der Getränke widerspiegelt. Daraus ergibt sich die Fragestellung, ob jeder Trinkvorgang als solcher erkannt wird.

**Hypothese** Aus diesen Gedanken lassen sich mehrere Hypothesen ableiten, die in ihrer Struktur denen der Verifikation des Detektionsbeckers in Abschnitt 7.1.1 ähneln.

- 1) **Getränkeart** Die Art des Getränkes hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms.
- 2) **Temperatur** Die Temperatur des Getränkes hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms.
- 3) **Trinkvorgangsdauer** Die Anzahl von Schlücken, aus denen ein zusammenhängender Trinkvorgang besteht, hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms.
- 4) **Trinkhalmlänge** Die Länge des Trinkhalms oberhalb der Sensoreinheit hat einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms.
- 5) **Flüssigkeitserkennung** Die Flüssigkeitserkennung funktioniert wie erwartet, sodass jeder Trinkvorgang als solcher erkannt wird.

Für die Hypothesen 1 – 4 gilt die Nullhypothese  $H_0$  aus Gleichung 7.1, die besagt, dass die unterschiedlichen Ausprägungen des entsprechenden Parameters keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms haben. Trifft die Nullhypothese nicht zu und gilt die Alternativhypothese  $H_1$  aus Gleichung 7.2, so hat der entsprechende Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit.

Hinsichtlich der 5. Hypothese gilt als Nullhypothese  $H_0$ , dass die Funktionsfähigkeit der Flüssigkeitserkennung immer gegeben ist. Die Alternativhypothese trifft zu, wenn Vorgänge nicht erkannt wurden und das Verhältnis  $r_{Flüssigkeit}$  geringer als 100 % ist.

$$H_0 : r_{Flüssigkeit} = 100\% \quad (7.25)$$

**Tabelle 16** Eigenschaften mit möglichen Auswirkungen auf die Trinkmengendetektion per Detektionshalm mit dem jeweiligen Referenzwert und den untersuchten Ausprägungen.

Eigenschaft	Referenzwert	Ausprägungen
Getränkeart	Wasser	Wasser, Tee, Apfelsaft, Kaffee, Milch, Mineralwasser, Cola-Mix
Temperatur	20 °C	20 °C, 40 °C, 60 °C
Trinkvorgangsdauer	1 Schluck	1, 2, 3 Schlücke
Trinkhalmmlänge	5 cm	2, 4, 5, 6 cm

$$H_1 : r_{\text{Flüssigkeit}} < 100 \% \quad (7.26)$$

Gesucht ist jeweils, ob die entsprechende Forschungshypothese zutrifft und groß dieser Effekt ist. Hierfür wird ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 95 \%$  vorausgesetzt, dass die Nullhypothese abgelehnt werden kann.

**Materialien** Die Experimente werden mit einem Detektionshalm entsprechend Abschnitt 6.2 durchgeführt. Er ist mit einem gekürzten Einwegtrinkhalm mit einem Durchmesser von  $\varnothing 10$  mm verbunden, der beidseitig mit den Adaptern verbunden ist. Wie in Abschnitt 4.2.8 beschrieben, wirkt sich der Durchmesser auf die Durchflussgeschwindigkeit aus. Da kein Einfluss in positive Richtung gegeben ist und der Einfluss der Geschwindigkeit in negativer Richtung untersucht wurde, sind keine Variationen des Durchmessers notwendig. Neben dem kabellosen *Bluetooth Low Energy* ist der Detektionshalm über eine Debugschnittstelle mit einem PC verbunden. Über eine UART Kommunikationsschnittstelle werden die Debuginformationen an ein Konsolenprogramm übertragen, das Ereignisse protokolliert. Temperaturen werden mit einem Thermometer bestimmt und das Gewicht der Flüssigkeiten über eine Waage mit einer Anzeigengenauigkeit von 0,1 g. Entsprechend den Experimenten werden die untersuchten Getränke eingesetzt und aus einem Trinkgefäß getrunken.

**Versuchsparameter** Um die unterschiedlichen Einflussfaktoren aus Hypothese 1 – 4 zu untersuchen, wird ein Referenztrinkvorgang definiert. Dieser besteht darin, Wasser bei 20 °C Raumtemperatur zu trinken. Der Trinkvorgang umfasst einen einzelnen Schluck. Weitere Schlücke werden separat durchgeführt, sodass zwischen ihnen jegliche Flüssigkeit aus dem Trinkhalm geflossen ist.

Entsprechend Tabelle 16 wird für Hypothese 1 die Getränkeart, für Hypothese 2 die Temperatur der Flüssigkeit, für Hypothese 3 die Dauer eines Trinkvorganges und für Hypothese 4 die Trinkhalmmlänge variiert. Die jeweils anderen Eigenschaften entsprechen dem Referenzwert. Da diese Trinkhalmmlänge in einem anderen Versuch untersucht wurde, ist die genaue Trinkhalmmlänge bei den drei anderen Versuchen nicht ermittelt worden. Sie lag bei etwa 5 – 6 cm (in Tabelle 16 als 5 cm gelistet) und war bei allen anderen Messungen konstant, da der Einwegtrinkhalm nicht getauscht wurde. Anzumerken ist, dass der Füllstand zur Untersuchung der Trinkhalmmlänge konstant gehalten werden sollte, um unterschiedliche Rückflussgeschwindigkeiten aufgrund unterschiedlicher Höhendifferenzen im Trinkhalm auszuschließen.

**Methoden** Die Methodik entspricht in ihrer Struktur der Verifikation des Detektionsbechers in Abschnitt 7.1.1. Das Vorgehen wird deswegen nur verkürzt beschrieben. Der Einfluss der jeweils variierten Eigenschaften auf die Genauigkeit der Detektion wird untersucht, indem für die Hypothesen 1 – 4 die jeweilige Eigenschaft unabhängig variiert und mit der in Tabelle 16 hervorgehobenen Referenzmessung verglichen wird. Die Flüssigkeitsdetektion aus Hypothese 5 wird beiläufig verifiziert, indem bei jeder Einzelmessung überprüft wird, ob ein Trinkvorgang detektiert wurde. Daneben wird beobachtet, ob die Sensordaten auch über die *Bluetooth Low Energy* Schnittstelle gesendet werden. Für jede Einzelmessung wird die prozentuale Abweichung  $a_{ij}$  [%] bestimmt. Die prozentuale ist hier der absoluten Abweichung vorzuziehen, da die Auflösung des Detektionshalms wesentlich höher als die des Detektionsbechers ist, sodass auch geringe Trinkmengen genau aufgelöst werden können. Sie berechnet

**Tabelle 17** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 1 *Getränkart* mit Wasser als Referenz.

	Wasser	Tee	Apfelsaft	Kaffee	Milch	Mineralwasser	Cola-Mix
$n$	25	25	25	25	25	25	25
$\bar{a}$ [%]	-2,7	-5,5	-4,1	-2,1	-1,3	1,2	8,4
$\hat{\sigma}$ [%]	1,8	1,3	1,5	2,6	1,6	1,0	8,0
$\hat{\sigma}_{\bar{a}}$ [%]	0,4	0,3	0,3	0,5	0,3	0,2	1,6

sich, indem die absolute Abweichung  $A_{ij}$  in Relation zum tatsächlichen Volumen  $V_{ist,ij}$  gesetzt wird. Es gilt weiterhin die Annahme einer Dichte von  $\rho = \frac{m}{V} = 1 \frac{g}{ml}$ .

$$a_{ij} = \frac{A_{ij}}{V_{ist,ij}} \cdot 100\% = \frac{V_{detektiert,ij} - V_{ist,ij}}{V_{ist,ij}} \cdot 100\% \quad (7.27)$$

Positive Werte  $a_{ij}$  signalisieren eine prozentuale Überschätzung der Trinkmenge. Analog zu den Gleichungen 7.7, 7.8 und 7.9 werden der Mittelwert  $\bar{a}_i$  dieser Stichprobe, die geschätzte Standardabweichung  $\hat{\sigma}_i$  der Gesamtmenge und der Standardfehler  $\hat{\sigma}_{\bar{a}_i}$  von  $\bar{a}_i$  berechnet. Auch die Prüfgröße  $F$  wird weiterhin aus dem Verhältnis der erklärten zur nicht erklärten Varianz  $\hat{\sigma}_{zwischen}^2$  bzw.  $\hat{\sigma}_{innerhalb}^2$  berechnet. Die absoluten Abweichungen  $A$  in Gleichung 7.10, 7.13 und 7.14 sowie Tabelle 11 müssen lediglich durch ihr relatives Pendant  $a$  ersetzt werden.

Analog zum Vorgehen beim Detektionsbecher wird die Prüfgröße  $F$  einem  $F$ -Test unterzogen, um zu untersuchen, ob der untersuchte Parameter einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit hat. Die Nullhypothese  $H_0$  wird abgelehnt, wenn die Prüfgröße wie in Gleichung 7.15 größer als der kritische  $F$ -Wert des geforderten Signifikanzniveaus von  $\alpha = 5\%$  oder die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p$  wie in Gleichung 7.18 geringer als  $\alpha$  ist.

Die Effektgröße  $\eta^2$  zur Einschätzung eines signifikanten Einflusses berechnet sich analog zum Vorgehen beim Detektionsbecher aus Gleichung 7.19 und kann nach Tabelle 12 gedeutet werden.

Die Detektionsrate  $r_{Flüssigkeit,i}$  für Hypothese 5 *Flüssigkeitserkennung* berechnet sich wie  $r_{Detektion,i}$  aus den  $n_i$  Einzelmessungen.

$$r_{Flüssigkeit,i} = \frac{n_{Flüssigkeit,i}}{n_i} \quad (7.28)$$

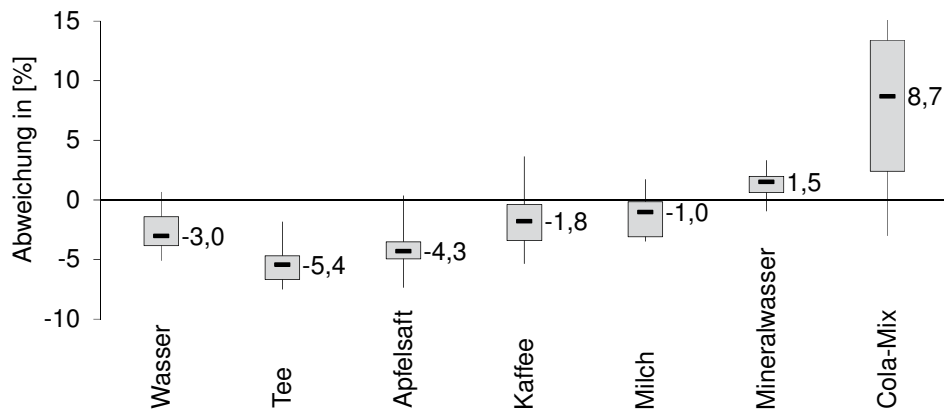
Die Flüssigkeitserkennung wird als erfolgreich bewertet, wenn ein Trinkvorgang erkannt und dieser über die UART Schnittstelle aufgeführt wird. Zusätzlich gilt die *Bluetooth Low Energy* Verbindung als funktionsfähig, wenn Trinkvorgänge auch an einer nahe gelegenen Basisstation angezeigt werden.

## Experiment

**Durchführung** Die Versuche wurden von Johannes Deist durchgeführt. Die Experimente zu Hypothesen 1 *Getränkart*, 2 *Temperatur* und 3 *Trinkvorgangsdauer* wurden am 25.03.2016 in München durchgeführt. Die Experimente zu Hypothese 4 *Trinkhalmlänge* wurden am 26.03.2016 durchgeführt. Die Funktionsfähigkeit der *Flüssigkeitserkennung* aus Hypothese 5 wurde jeweils parallel dokumentiert.

**Ergebnisse zu Hypothese 1 *Getränkart*** Tabelle 17 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich mittels Gleichung 7.14 die Prüfgröße des  $F$ -Werts berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{3158,47}{7-1}}{\frac{1970,37}{175-7}} = \frac{526,44}{11,76} = 44,88 > 2,15 = F_{kritisch}(0,95|6;168) \quad (7.29)$$



**Abbildung 62** Vergleich der Messungen für Hypothese 1 mit dem Versuchsparameter *Getränkart*.

**Tabelle 18** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 2 *Temperatur* mit 20 °C warmem Wasser als Referenz.

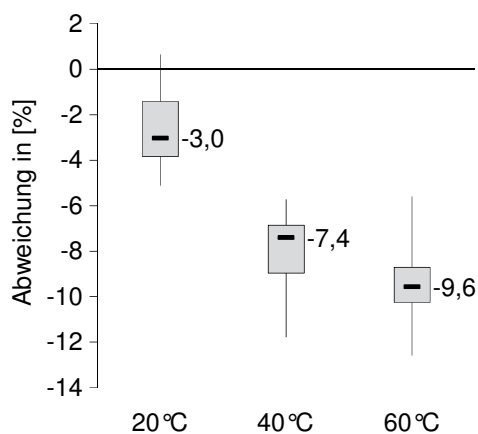
	20 °C	40 °C	60 °C
$n$	25	25	25
$\bar{a}$ [%]	-2,7	-8,0	-9,5
$\hat{\sigma}$ [%]	1,8	1,6	1,4
$\hat{\sigma}_{\bar{a}}$ [%]	0,4	0,3	0,3

**Tabelle 19** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 3 *Anzahl der Schlücke* mit einem Schluck als Referenz.

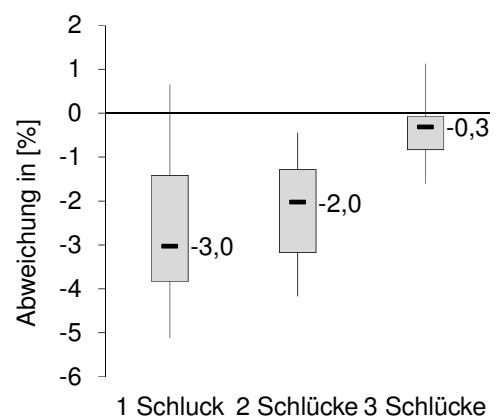
	1 Schluck	2 Schlücke	3 Schlücke
$n$	25	25	25
$\bar{a}$ [%]	-2,7	-2,2	-0,4
$\hat{\sigma}$ [%]	1,8	1,0	0,7
$\hat{\sigma}_{\bar{a}}$ [%]	0,4	0,2	0,1

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(44, 9|6; 168) = 1,7 \cdot 10^{-32}$  geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Art des Getränks einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms hat. Die Effektgröße  $\eta^2 = 1,60$  bewertet diesen Einfluss entsprechend Tabelle 12 als sehr groß. Wie der Boxplot in Abbildung 62 zeigt, weisen nicht kohlenensäurehaltige Getränke vergleichsweise geringe Abweichungen auf. Kohlenensäurehaltige Getränke hingegen zeigen größere Abweichungen in positive Richtung.

**Ergebnisse zu Hypothese 2 Temperatur** Tabelle 18 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich die Prüfgröße des



**Abbildung 63** Vergleich der Messungen für Hypothese 2 mit dem Versuchsparameter *Temperatur*.



**Abbildung 64** Vergleich der Messungen für Hypothese 3 mit dem Versuchsparameter *Anzahl der Schlücke*.

**Tabelle 20** Zusammenfassung der Messergebnisse für Hypothese 4 *Trinkhalmlänge* mit 5 cm als Referenz.

	2 cm	4 cm	5 cm	6 cm
$n$	25	25	25	25
$\bar{a}$ [%]	-2,3	-2,3	-2,7	-3,9
$\hat{\sigma}$ [%]	1,5	2,0	1,8	3,0
$\hat{\sigma}_{\bar{a}}$ [%]	0,3	0,4	0,4	0,6

$F$ -Werts mit Gleichung 7.14 berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{639,10}{3-1}}{\frac{178,18}{75-3}} = \frac{319,55}{2,47} = 129,12 > 3,12 = F_{kritisch}(0,95|2;72) \quad (7.30)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(129,12|2;72) = 1,5 \cdot 10^{-24}$  geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Temperatur des Getränks einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms hat. Die Effektgröße  $\eta^2 = 3,57$  bewertet diesen Einfluss nach Tabelle 12 als sehr groß. Wie der Boxplot in Abbildung 63 zeigt, wird die Messung umso ungenauer, je höher die Temperatur des Getränks ist.

**Ergebnisse zu Hypothese 3 Anzahl der Schlücke** Tabelle 19 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich die Prüfgröße des  $F$ -Werts mit Gleichung 7.14 berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{73,51}{3-1}}{\frac{110,70}{75-3}} = \frac{36,76}{1,54} = 23,91 > 3,12 = F_{kritisch}(0,95|2;72) \quad (7.31)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(23,91|2;72) = 1,1 \cdot 10^{-8}$  geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Anzahl der Schlücke einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms hat. Die Effektgröße  $\eta^2 = 0,66$  bewertet diesen Einfluss nach Tabelle 12 als groß. Wie der Boxplot in Abbildung 64 zeigt, wird die Messung umso genauer, je länger ein Trinkvorgang andauert.

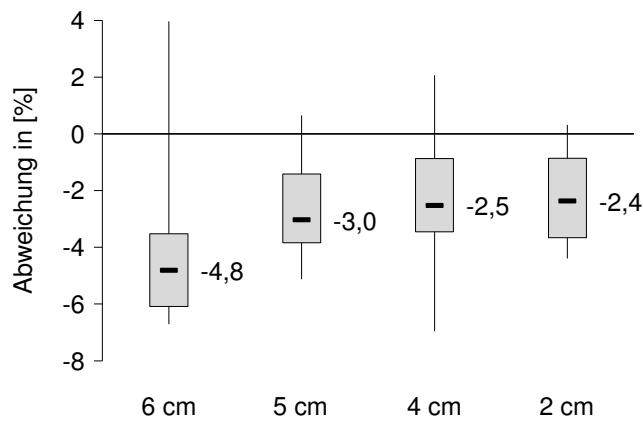
**Ergebnisse zu Hypothese 4 Trinkhalmlänge** Tabelle 20 fasst die Mittelwerte und Standardabweichungen der unterschiedlichen Getränke des Experiments zusammen. Über die Messergebnisse lässt sich die Prüfgröße des  $F$ -Werts mit Gleichung 7.14 berechnen, der größer als  $F_{kritisch}$  ist.

$$F = \frac{\frac{45,67}{4-1}}{\frac{443,75}{100-4}} = \frac{15,22}{4,62} = 3,29 > 2,70 = F_{kritisch}(0,95|3;96) \quad (7.32)$$

Entsprechend ist die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p(3,29|3;96) = 0,023$  knapp geringer als das geforderte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Es muss von der Alternativhypothese ausgegangen werden, sodass die Trinkhalmlänge einen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Detektionshalms hat. Die Effektgröße  $\eta^2 = 0,10$  bewertet dies nach Tabelle 12 als mittleren Einfluss. Wie der Boxplot in Abbildung 65 zeigt, wird die Messung umso genauer, je kürzer das obere Trinkhalmsegment ist. Dieser Einfluss hat natürliche Grenzen. Kürzere Trinkhalmsegmente sind zu kurz, um im Adapter befestigt zu werden und längere sind unhandlich.

**Ergebnisse zu Hypothese 5** Alle Trinkvorgänge wurden als solche erkannt, womit  $r_{Flüssigkeit} = 100\%$  ist. Dies lässt folgern, dass die Flüssigkeitsdetektion in allen Fällen funktioniert hat.





**Abbildung 65** Vergleich der Messungen für Hypothese 4 mit dem Versuchsparameter *Trinkhalmgröße*.

## Zusammenfassung der Ergebnisse

In der Verifikation des Detektionshalms wurde die Trinkmengenerfassung in Hinblick auf mögliche Einflussfaktoren untersucht. Dafür wurden einzelne Parameter gezielt variiert und mit einer Referenz verglichen, die eine Unterschätzung der Trinkmenge von konservativen 3% zeigte. Die Getränkeart zeigt die größten Auswirkungen. Der Durchflusssensor auf Basis einer Turbine würde durch fasrige Getränke wie Orangensaft mit Fruchtfleisch verstopft werden, sodass diese nicht mit dem Detektionshalm getrunken werden sollten. Kohlensäure kann überschätzte Trinkmengen erzeugen, da die Gasblasenbildung an der Turbine zu einem höheren Volumen führt. Dies tritt beispielsweise bei Cola-Mix oder Mineralwasser auf und ist umso stärker ausgeprägt, je frischer das Getränk eingeschenkt wurde. Dies trifft auch auf Schaum zu, der sich beispielsweise bei Cola-Mix oder milchschaumhaltigen Getränken bildet. Höhere Temperaturen führen zu einer merklichen Unterschätzung der Trinkmenge. Längere Trinkvorgänge, die aus mehreren zusammenhängenden Schlucken bestehen, führen zu etwas höheren Detektionsmengen als kurze. Längere Trinkhalme hingegen verringern die detektierte Trinkmenge. Alle Trinkvorgänge wurden als solche erkannt. Obwohl nicht explizit als Messung aufgeführt, wurden alle Trinkmengen korrekt und zeitnah an eine Basisstation übertragen, sofern diese anwesend war.

## 7.2. Validierung der Trinkmengendetektion

Nachdem verifiziert wurde, dass die Sensoreinheiten die grundsätzlichen Anforderungen erfüllen bzw. wo ihre Grenzen etabliert wurden, soll validiert werden, dass die Systeme in der Lage sind, die Flüssigkeitsaufnahme in realen Situationen zuverlässig zu bestimmen. Hierfür werden sie in Feldversuchen eingesetzt und die dabei gewonnenen Daten mit der Schätzgenauigkeit von Pflegekräften verglichen.

### 7.2.1. Pflegekräfte als Referenz

#### Messverfahren

**Fragestellung** In dieser Referenzmessung soll das Schätzverhalten von Pflegekräften untersucht werden, um die Genauigkeit von händischen Trinkprotokollen abzuschätzen. Es wird angenommen, dass Pflegekräfte den Bewohnern eines Pflegeheimes erst Getränke einschenken und im Anschluss protokollieren, wie viel getrunken wurde. Um kontrollierte Bedingungen für eine Messung zu schaffen, wird das Vorgehen in diese zwei Teilschritte unterteilt. Das Einschenken wird untersucht, indem Pflegekräfte gebeten werden, Trinkgefäße soweit zu füllen, wie sie dies gewöhnlich für Bewohner tun. Diese Füllmenge wird als ihr jeweiliges Maß eines vollen Gefäßes interpretiert. Das Abschätzen der Trinkmenge wird untersucht, indem den Pflegekräften unterschiedlich gefüllte Gefäße gezeigt und sie gebeten werden, abzuschätzen, wie viel Flüssigkeit im Vergleich zu einem vollen Gefäß fehlt.

**Tabelle 21** Überblick über die in dieser Messung variierten Parameter. Die unterschiedlichen Trinkgefäße sind mit typischen Getränken verschieden gefüllt. Abgedeckt sind in 20 ml Schritten alle Füllvolumen zwischen dem leeren und vollen Zustand, welcher vom Gefäß abhängig ist.

Trinkgefäß	Volumen [ml]	Getränke	Varianten
Glas	0 ... 20 ... 200	Wasser, angedicktes Wasser, Apfelsaft, rote Schorle	11
Kaffeetasse	0 ... 20 ... 200	Kaffee, Apfelsaft	11
Schnabeltasse	0 ... 20 ... 220	Wasser, Apfelsaft, rote Schorle	12
Becher	0 ... 20 ... 320	Kaffee, angedicktes Wasser, Apfelsaft	17

**Materialien** Um ein realistisches Verhalten abzubilden, werden unterschiedliche Trinkgefäße und Getränke verwendet. Diese orientieren sich am Bestand des *Luise-Kiesselbach Haus* in München-Riem des *Kuratorium Wohnen im Alter*. Im Rahmen dieser Messung werden dort eingesetzte Gläser (200 ml), Kaffeetassen (200 ml), Schnabeltassen (200 ml) und Becher (300 ml) verwendet. In Klammern sind die Volumina angegeben, die auf den jeweiligen Gefäßen markiert sind. Diese werden als die nominalen Kapazitäten  $V_{nominal}$  interpretiert und stellen das maximale Füllvolumen dar. Darüber hinaus ist es leicht möglich, in die Schnabeltasse 220 ml und den Becher 320 ml einzufüllen, weswegen für diese beiden Gefäße höhere Kapazitäten angenommen werden. An Getränken werden Wasser, angedicktes Wasser, Kaffee, Apfelsaft und rote Schorle verwendet.

**Versuchsparameter** Die vier unterschiedlichen Trinkgefäße werden mit den in Tabelle 21 typischen Getränken gefüllt, wobei diese zufällig auf die untersuchten Füllvolumen verteilt werden. Anschließend werden die 51 Varianten an unterschiedlich gefüllten Gefäßen zufällig nummeriert.

**Methoden** Die subjektive Kapazität  $\bar{V}_{voll}$  der Gefäßtypen wird für jeden Teilnehmer ermittelt, indem der Mittelwert seiner drei eingefüllten Volumina  $V_{voll,i}$  bestimmt wird.

$$\bar{V}_{voll} = \frac{1}{3} \cdot \sum_{i=1}^3 V_{voll,i} \quad (7.33)$$

Das darauf basierende Fehlvolumen wird berechnet, indem das bekannte Volumen der vorbereiteten Gefäße  $V_{vorbereitet}$  von diesem individuellen Füllvolumen abgezogen wird. Es wird vom geschätzten Volumen  $V_{Schätzung}$  abgezogen, um die absolute Abweichung  $A_{Pfleger}$  [ml] zwischen geschätztem und tatsächlichem Volumen zu erhalten, die dem persönlichen Füllverhalten Rechnung trägt.

$$A_{Pfleger} = V_{Schätzung} - (\bar{V}_{voll} - V_{vorbereitet}) \quad (7.34)$$

Da die Gefäße jedoch unterschiedliche nominale Kapazitäten  $V_{nominal}$  haben, bietet sich die Betrachtung der relativen Abweichung  $a_{Pfleger}$  [%] an.

$$a_{Pfleger} = \frac{A_{Pfleger}}{V_{nominal}} \cdot 100\% \quad (7.35)$$

Hierbei signalisieren positive Werte für  $A_{Pfleger}$  bzw.  $a_{Pfleger}$ , dass die Trinkmenge überschätzt wurde. Ein Bewohner hätte entsprechend weniger als protokolliert getrunken. Negative Werte entsprechen einer Unterschätzung und sind im Hinblick auf Dehydratationen weniger kritisch als positive Abweichungen. Auf Grund des Versuchsaufbaus beschreibt  $a_{Pfleger}$  vor allem Schätzabweichungen von teilweise gefüllten Gefäßen. Diese treten in Realität vermutlich dann auf, wenn ein Bewohner sein Getränk nicht vollständig trinkt. Alternativ ähnelt dies Situationen, in denen das Gefäß nur wenig gefüllt war, beispielsweise wenn der Bewohner nur geringe Mengen trinkt oder nur kleine Gewichte heben will. Trinkt der Bewohner komplett gefüllte Trinkgefäße vollständig leer, so bietet sich eine andere Messgröße an. Es liegt nahe, dass die nominale Kapazität als Trinkmenge dokumentiert wird, wenn ein volles Gefäß leer getrunken wurde. Hat der Bewohner beispielsweise drei Gläser Wasser getrun-

**Tabelle 22** Absolute und relative Abweichung  $O_{Pfleger}$  bzw.  $o_{Pfleger}$  zwischen eingefülltem Volumen und nominaler Kapazität und absolute und relative Abweichung  $A_{Pfleger}$  bzw.  $a_{Pfleger}$  zwischen geschätzter und tatsächlicher Trinkmenge in Abhängigkeit des Gefäßtyps. Es sind jeweils die Mittelwerte  $\hat{\mu}$ , Standardabweichungen  $\hat{\sigma}$  und Standardfehler  $\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$  angegeben.

Gefäßtyp	Glas			Kaffeetasse			Schnabeltasse			Becher			Gesamt		
	$\hat{\mu}$	$\hat{\sigma}$	$\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$	$\hat{\mu}$	$\hat{\sigma}$	$\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$	$\hat{\mu}$	$\hat{\sigma}$	$\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$	$\hat{\mu}$	$\sigma$	$\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$	$\hat{\mu}$	$\hat{\sigma}$	$\hat{\sigma}_{\hat{\mu}}$
$O_{Pfleger}$ [ml]	5	14	3	27	14	3	-8	16	3	17	15	3	11	20	2
$o_{Pfleger}$ [%]	2,6	7,2	1,4	13,7	7,2	1,4	-3,8	8,0	1,5	5,8	5,1	1,0	4,6	9,4	0,9
$A_{Pfleger}$ [ml]	5	29	3	35	25	2	11	21	2	33	33	3	23	31	1
$a_{Pfleger}$ [%]	2,7	14,5	1,5	17,5	12,3	1,2	4,4	11,2	1,1	10,9	11,0	0,9	9,0	13,3	0,6

ken, so wird erwartungsgemäß  $3 \cdot 200 \text{ ml} = 600 \text{ ml}$  protokolliert. In diesem Fall sollte die Abweichung  $O_{Pfleger}$  [ml] zwischen vollem Trinkgefäß und der nominalen Kapazität  $V_{nominal}$  herangezogen werden.

$$O_{Pfleger} = V_{nominal} - V_{voll} \quad (7.36)$$

Auch hierbei bietet sich an, eine relative Abweichung  $o_{Pfleger}$  [%] zu verwenden.

$$o_{Pfleger} = \frac{O_{Pfleger}}{V_{nominal}} \cdot 100\% \quad (7.37)$$

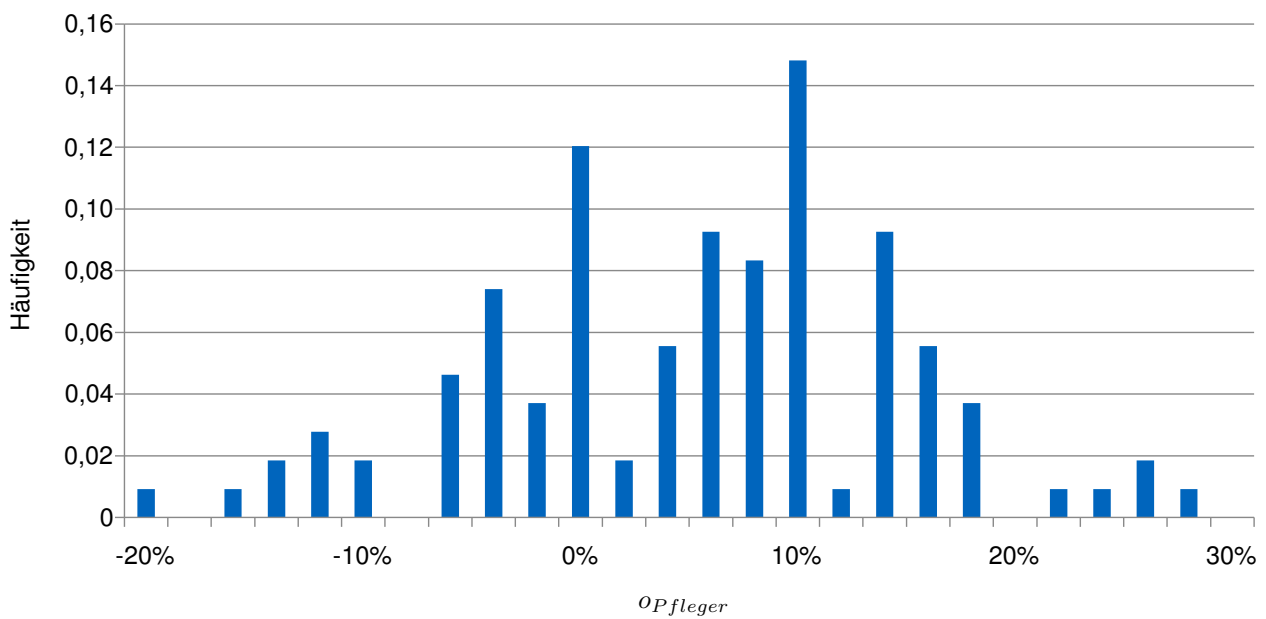
Das Vorzeichen ist zum besseren Vergleich mit  $a_{Pfleger}$  so gewählt, dass positive Werte von  $O_{Pfleger}$  bzw.  $o_{Pfleger}$  andeuten, dass sich weniger Flüssigkeit im Gefäß befindet als vermutet wird. Dies würde zu einer geringeren Flüssigkeitsaufnahme als protokolliert führen. Die Messergebnisse der Stichprobe können als Histogramm betrachtet werden. Zusätzlich kann der Mittelwert  $\bar{a}_{Pfleger}$  bzw.  $\bar{o}_{Pfleger}$ , die geschätzte Standardabweichung  $\hat{\sigma}_{\bar{a}_{Pfleger}}$  bzw.  $\hat{\sigma}_{\bar{o}_{Pfleger}}$  und der Standardfehler  $\hat{\sigma}_{\bar{a}_{Pfleger}}$  bzw.  $\hat{\sigma}_{\bar{o}_{Pfleger}}$  betrachtet werden, die sich nach Gleichung 7.7, 7.8 und 7.9 berechnen.

## Experiment

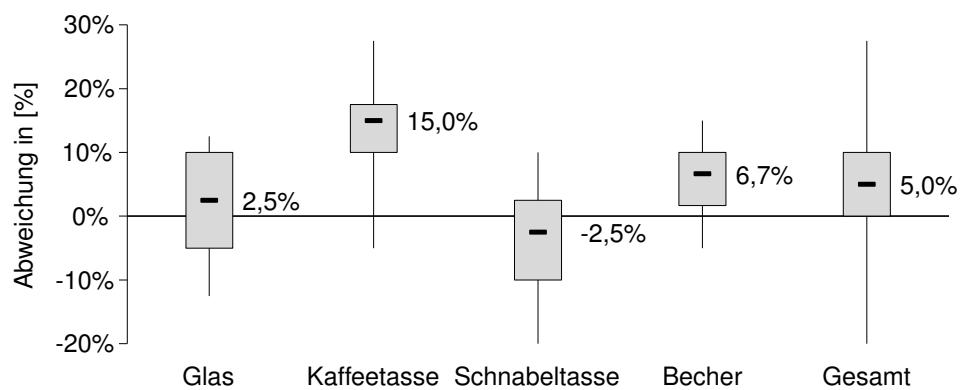
**Durchführung** Zur Messung des Füllvorganges wurden je drei leere Exemplare der vier Gefäßtypen aufgestellt. Die 51 Gefäße mit ihren individuellen Kombinationen aus Gefäßtyp und Füllhöhe eines typischen Getränks wurden in einer zufälligen Reihenfolge verteilt. An der Messung haben am 18.09.2012 neun Pflegekräfte des *Luise-Kiesselbach-Hauses* in Riem teilgenommen, die regelmäßig Trinkprotokolle erstellen. Sie sind ausschließlich weiblich und waren zwischen 21 und 56 Jahren alt. Drei der Teilnehmer entstammen der Frühschicht, drei der Spätschicht, zwei haben administrative Posten inne und eine ist Präsenzkraft in der Küche. Sie wurden jeweils gebeten, die 12 leeren Gefäße soweit aufzufüllen, wie sie es gewöhnlich für Bewohner tun würden. Im Anschluss sollten sie für die 51 unterschiedlich gefüllten Gefäße abschätzen, wie viel Flüssigkeit im Vergleich zu einem vollen Gefäß fehlt.

**Ergebnisse** Tabelle 22 listet die Ergebnisse der Messung auf. Basierend auf den 108 von Teilnehmern gefüllten Gefäßen zeigt sich, dass Kaffeetassen am wenigsten, Becher und Gläser relativ genau und Schnabeltassen am meisten gefüllt wurden. Im Schnitt wurden die Gefäße mit 95,4% ihrer nominalen Kapazität gefüllt, sodass ein systematischer Fehlbetrag von 4,6% zu erwarten ist. Das Histogramm in Abbildung 66 visualisiert die Häufigkeitsverteilung von  $o_{Pfleger}$ , während sie Abbildung 67 in einem Boxplot darstellt.

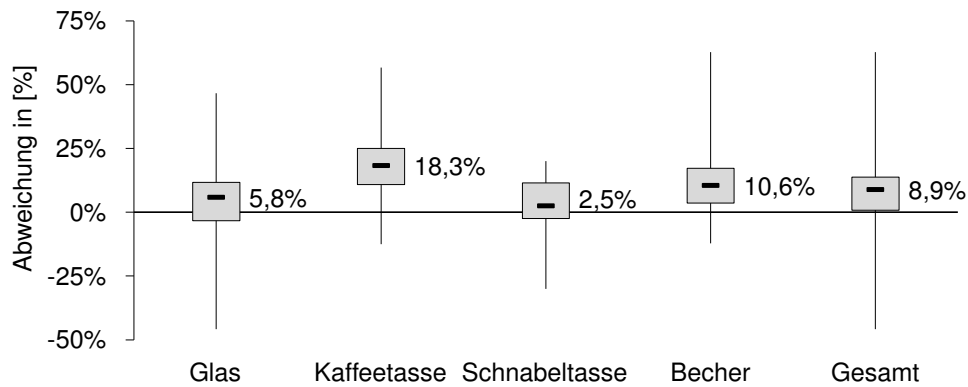
Der Boxplot in Abbildung 68 visualisiert die prozentualen Abweichungen  $a_{Pfleger}$  zwischen geschätzter und tatsächlicher Trinkmenge in Abhängigkeit des Gefäßtyps. Wie auch bei  $o_{Pfleger}$  wird aus Gläsern getrunkene Flüssigkeit relativ akkurat bestimmt, während Kaffeetassen und Becher merklich überschätzt werden. Obwohl Schnabeltassen in dieser Messung über die nominale Kapazität gefüllt wurden, ist die Flüssigkeitsentnahme dennoch überschätzt worden. Betrachtet man die Abweichung der Schätzungen  $a_{Pfleger}$  in Abhängigkeit des



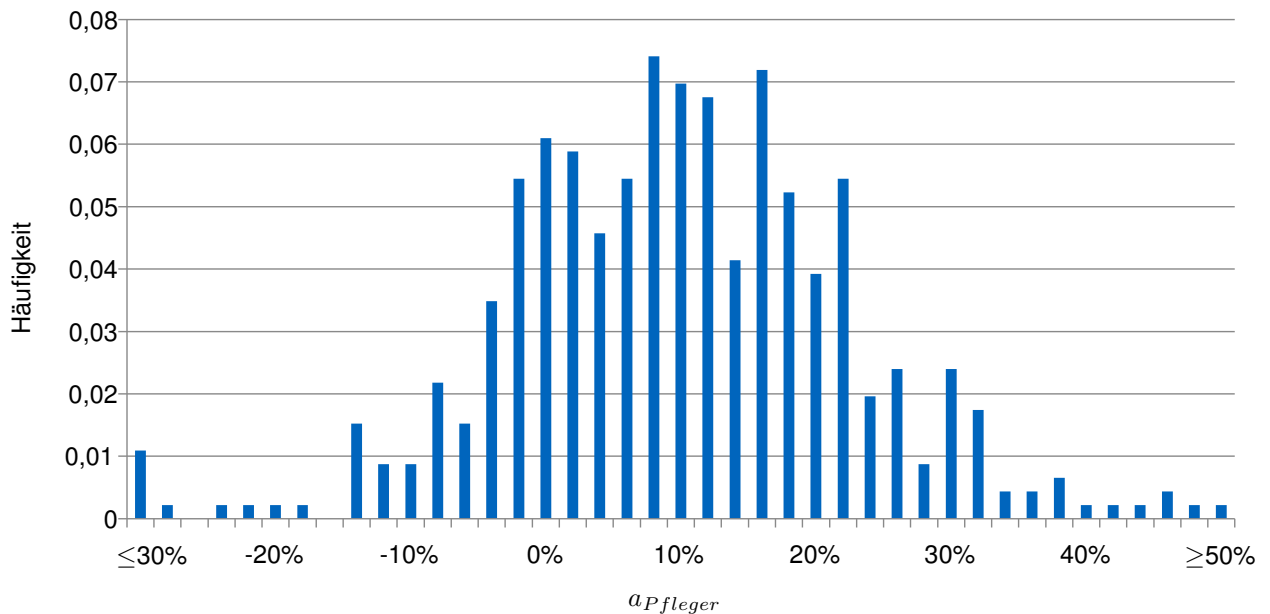
**Abbildung 66** Histogramm der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen *OPfleger* zwischen eingefülltem und nominalem Gefäßinhalt.



**Abbildung 67** Boxplot der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen *OPfleger* zwischen eingefülltem und nominalem Inhalt in Abhängigkeit des Gefäßtyps.



**Abbildung 68** Boxplot der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen  $a_{Pfleger}$  zwischen geschätztem und tatsächlich fehlendem Inhalt in Abhängigkeit des Gefäßtyps.



**Abbildung 69** Histogramm der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen  $a_{Pfleger}$  zwischen geschätzter und tatsächlicher Trinkmenge.

verbleibenden Füllstandes, so zeigt sich, dass leere Gefäße genauer abgeschätzt werden als teilweise gefüllte. Dies deckt sich mit der Annahme, dass vollständig geleerte oder gefüllte Gefäße entsprechend ihrer nominalen Kapazität eingeschätzt werden. Die Abweichung nähert sich dabei  $o_{Pfleger}$  an. Auf der anderen Seite beschreibt  $a_{Pfleger}$  Schätzungen von teilweise gefüllten Gefäßen genauer. Dieses Verhalten betrifft nicht nur die mittlere Abweichung, sondern auch die Streuung der Abweichungen, sodass leere und volle Gefäße eine geringere Standardabweichung aufweisen (Kreutzer et al. 2013). Die Häufigkeitsverteilung der Abweichungen  $a_{Pfleger}$  der 459 Schätzungen ist in Abbildung 69 abgebildet. Insgesamt beträgt die Abweichung in dieser Stichprobe im Mittel 9,0% bei einer Standardabweichung von 13,3%. Die Verteilung ist in positive Richtung verschoben, was auf knapp 9% überschätzte Trinkmengen hinweist. Dies deckt sich mit den Erkenntnissen aus  $o_{Pfleger}$ , dass die subjektive Kapazität geringer ist als die nominale. Die Ausreißer könnten sich darauf zurückführen lassen, dass das übrige mit dem fehlenden Volumen verwechselt wurde. Jedoch ist gut vorstellbar, dass diese Verwechslung auch in der täglichen Routine auftritt.

## Zusammenfassung der Ergebnisse

Diese Messung gibt eine Referenz für Detektionsbecher und -halm vor, an der ihre Genauigkeit mit dem aktuellen Stand der Technik in Form von Schätzungen durch Pflegekräfte verglichen werden kann. Je nachdem,

ob vollständig gefüllte und anschließend geleerte Gefäße betrachtet werden oder teilweise gefüllte Zustände, überschätzten die Pflegekräfte die Trinkmenge um 4,6 % bzw. 9,0 %.

## 7.2.2. Detektionsbecher

### Messverfahren

**Fragestellung** Beim Detektionsbecher soll untersucht werden, ob er unter Realbedingungen zuverlässig die Flüssigkeitsaufnahme bestimmen kann. Hierunter wird verstanden, dass die Versuchsteilnehmer ihr übliches Trinkverhalten beibehalten können und dabei weitestgehend keinen Einschränkungen unterliegen. Sie können frei über die konsumierten Getränke und Volumen entscheiden. Sie sind jedoch dazu angehalten, zwischen Interaktionen mit dem Becher zu warten, bis die Sensorik den aktuellen Füllstand erkannt hat, um jeden Trinkvorgang zu protokollieren. Um eine große Datengrundlage zu erhalten, die verschiedene Trinkgewohnheiten und Nutzungsweisen abdeckt, sollen sich möglichst viele Personen am Versuch beteiligen. Die so ermittelten Daten sollen mit dem gegenwärtigen Stand der Technik in Form von Trinkmengenschätzungen verglichen werden. Damit soll untersucht werden, ob sich die Genauigkeit gegenüber manuellen Schätzungen durch Pflegekräfte verbessert hat.

**Hypothese** Aus diesen Gedanken lässt sich die Forschungshypothese ableiten.

**1) Genauigkeit** Der Detektionsbecher bestimmt die aufgenommene Flüssigkeitsmenge unter Realbedingungen mit einer höheren Genauigkeit als Pflegekräfte.

Für die Hypothese 1 ergibt sich als Nullhypothese  $H_0$ , dass Schätzungen von Pflegekräften mindestens so genau sind als die von einem Detektionsbecher ermittelten Trinkmengen. Dies lässt sich über den Vergleich der Mittelwerte der relativen Abweichungen  $a_{Becher}$  bzw.  $a_{Pfleger}$  erreichen. Je geringer deren Betrag ist, desto geringer ist die Abweichung von der tatsächlichen Trinkmenge. Trifft die Nullhypothese nicht zu, gilt die Alternativhypothese  $H_1$ , dass Detektionsbecher die Trinkmenge im Durchschnitt signifikant genauer bestimmen als Pflegekräfte.

$$H_0 : |a_{Becher}| \geq |a_{Pfleger}| \quad (7.38)$$

$$H_1 : |a_{Becher}| < |a_{Pfleger}| \quad (7.39)$$

**Materialien** Jeder Versuchsteilnehmer bekommt einen der in Abschnitt 6.1 beschriebenen Detektionsbecher. Da im Hauptbildschirm der verbundenen Basisstation nur Trinkmengen angezeigt werden, ist der Becher über eine Debugschnittstelle mit dem PC des Teilnehmers verbunden. So lässt sich kontinuierlich der aktuelle Füllstand und die Sensorik beobachten. Die Auswahl der Getränke ist den Teilnehmern überlassen. Sie erhalten zusätzlich eine Gebrauchsanweisung des Systems und ein Trinkprotokoll. Für jedes konsumierte Getränk werden Datum und die Uhrzeit zu Beginn und Ende des Trinkens, die Getränkeart, der Inhalt und das detektierte Trinkvolumen, das an der Basisstation bzw. im Konsolenprogramm angezeigt wird, erhoben. Die Getränkemenge ergibt sich entweder aus abgefüllten Flaschen mit bekanntem Inhalt oder indem sie per Waage gemessen wird. Der Umrechnungsfehler zwischen Masse und Volumen wird akzeptiert.

**Versuchsparameter** Es wird die tatsächlich aufgenommene der vom Detektionsbecher erfassten Trinkmenge gegenüber gestellt.

**Methoden** Die prozentuale Abweichung  $a_i$  berechnet sich nach Gleichung 7.27. Daraus lassen sich nach Gleichung 7.7, 7.8 und 7.9 der Mittelwert  $\bar{a}$  der Stichprobe, die geschätzte Standardabweichung der Gesamtmenge  $\hat{\sigma}$  und der Standardfehler  $\hat{\sigma}_{\bar{a}}$  berechnen. Entsprechend Hypothese 1 werden die Mittelwerte und Standardabweichungen des Detektionsbechers mit denen der Pflegekräfte aus Abschnitt 7.2.1 verglichen. Da die Nähe zur tatsächlichen Trinkmenge entscheidend ist, wird der Betrag der Abweichung betrachtet. Der  $t$ -Test ist damit einseitig und berechnet sich aus dem Mittelwertunterschied in Abhängigkeit der Standardfehler (Schäfer 2011, S.

**Tabelle 23** Interpretation der Effektgröße  $g$  hinsichtlich des Unterschiedes zweier Messungen. Das Vorzeichen von  $g$  macht eine Aussage über die Richtung des Effekts (Cohen 1992).

Effekt	keiner	klein	mittel	groß
Wertebereich	$ g  < 0,2$	$0,2 \leq  g  < 0,5$	$0,5 \leq  g  < 0,8$	$0,8 \leq  g $

103 – 111). Der reine  $t$ -Test basiert jedoch auf der Annahme einer Normalverteilung beider Stichproben mit gleicher Varianz. Ist dies nicht gegeben, wird vom *Behrens-Fisher Problem* gesprochen. Dies kann behandelt werden, indem unterschiedliche Varianzen angenommen werden.

$$t = \frac{\bar{a}_{Pfleger} - \bar{a}_{Becher}}{\sqrt{\frac{\hat{\sigma}_{Pfleger}^2}{n_{Pfleger}} + \frac{\hat{\sigma}_{Becher}^2}{n_{Becher}}}} \quad (7.40)$$

Diese bedingt, dass die  $t$ -Verteilung durch eine  $\chi^2$ -Verteilung angenähert werden muss, die ihrerseits durch eine  $t$ -Verteilung mit angepasstem Freiheitsgrad  $dof$  approximiert werden kann (Brunner & Munzel 2013, S. 68 – 70).

$$dof = \frac{\left(\frac{\hat{\sigma}_{Pfleger}^2}{n_{Pfleger}} + \frac{\hat{\sigma}_{Becher}^2}{n_{Becher}}\right)^2}{\frac{\left(\frac{\hat{\sigma}_{Pfleger}^2}{n_{Pfleger}}\right)^2}{n_{Pfleger}-1} + \frac{\left(\frac{\hat{\sigma}_{Becher}^2}{n_{Becher}}\right)^2}{n_{Becher}-1}} \quad (7.41)$$

Der Signifikanztest vergleicht die Prüfgröße  $t$  mit dem  $p$ -Wert der Verteilungsfunktion der Standardnormalverteilung. Die Nullhypothese kann abgelehnt werden, wenn die Überschreitungswahrscheinlichkeit größer als der mindestens geforderte  $t_{kritisch}$ -Wert ist.

$$t > t_{kritisch}(1 - \alpha|dof) \quad (7.42)$$

Alternativ kann der  $p$ -Wert direkt mit der Überschreitungswahrscheinlichkeit verglichen werden. Die Nullhypothese kann abgelehnt werden, wenn die Überschreitungswahrscheinlichkeit kleiner als das geforderte Signifikanzniveau ist.

$$p(t|dof) < \alpha \quad (7.43)$$

Diese Werte lassen sich beispielsweise im Programm *Matlab* über die Funktionen *ttest* berechnen. *Excel 2016* bietet mit *T.INV* bzw. *T.VERT.RE* eine weitere Möglichkeit zur Berechnung von  $t_{kritisch}$  und  $p$  im zweiseitigen Test.

Der hier beschriebene Signifikanztest verhält sich konservativ, indem er in unklaren Verhältnissen zur Nullhypothese tendiert. Damit liegt der Fokus auf der Vermeidung von  $\alpha$ -Fehlern, also voreiliger Akzeptanz der Alternativhypothese. Ignoriert hingegen werden  $\beta$ -Fehler, bei denen die Alternativhypothese fälschlicherweise abgelehnt wird (Schäfer 2011, S. 63 – 70).

Mit diesem Signifikanztest lässt sich lediglich sagen, ob ein Einfluss besteht, jedoch nicht, wie groß dieser ist. Hierfür kann die Effektgröße  $g$  herangezogen werden. Dieses dient als auf die Gesamtmenge bezogenes Abstandsmaß und beschreibt das Ausmaß des Unterschieds, das in Tabelle 23 eingeordnet ist (Schäfer 2011, S. 70 – 83).

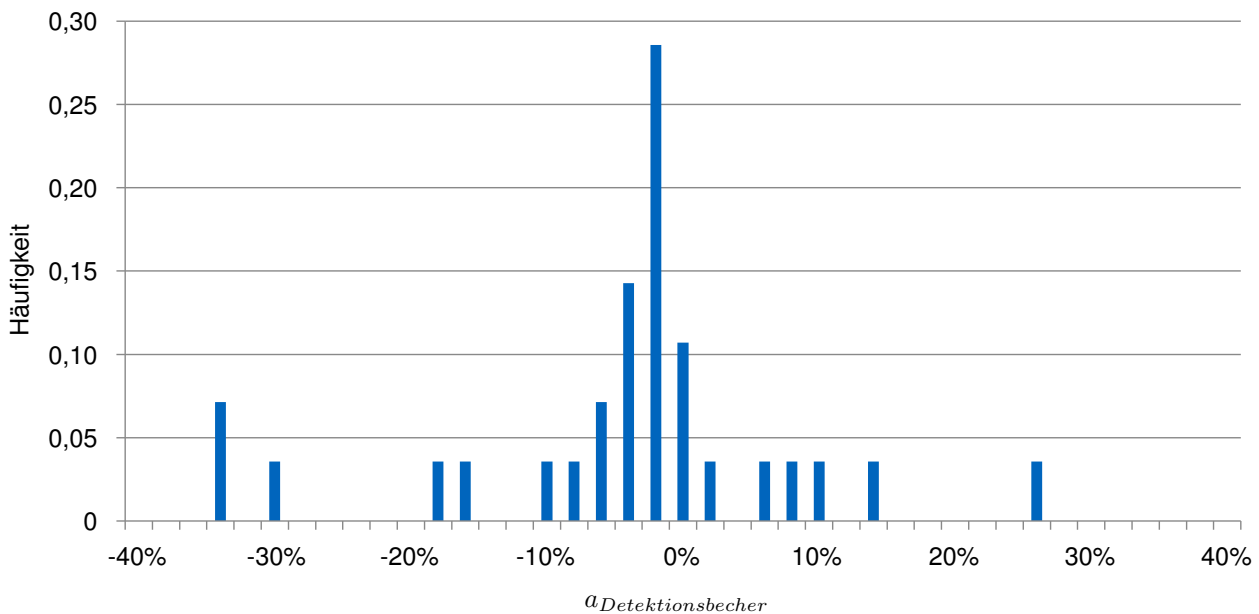
$$g = \frac{\bar{a}_{Becher} - \bar{a}_{Pfleger}}{\sqrt{\frac{\hat{\sigma}_{Becher}^2 + \hat{\sigma}_{Pfleger}^2}{2}}} \quad (7.44)$$

## Experiment

**Durchführung** Die Versuchsteilnehmer bekamen einen Detektionsbecher, der über die zusätzlich zur Verfügung gestellte Basisstation ausgelesen werden konnte. Alternativ konnte er über eine Debugschnittstelle mit

**Tabelle 24** Zusammenfassung der Messergebnisse der Validierung des Detektionsbechers hinsichtlich der relativen und absoluten Abweichung  $A_{Becher}$ , bzw.  $a_{Becher}$  unter Erwähnung der Referenzmessung zur Schätz- und Füllgenauigkeit von Pflegekräften  $a_{Pfleger}$  bzw.  $\sigma_{Pfleger}$ .

	Detektionsbecher		Pfleger	
	$A_{Becher}$	$a_{Becher}$	$a_{Pfleger}$	$\sigma_{Pfleger}$
$n$	30	30	459	108
$\bar{\mu}$	-73 [ml]	-5,3 [%]	9,3 [%]	4,5 [%]
$\hat{\sigma}$	141 [ml]	12,5 [%]	13,1 [%]	9,4 [%]
$\hat{\sigma}_{\bar{\mu}}$	26 [ml]	2,3 [%]	0,6 [%]	0,9 [%]



**Abbildung 70** Histogramm der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen  $a_{Becher}$  zwischen vom Detektionsbecher detektierter und tatsächlicher Trinkmenge.

einem Computer verbunden und über ein Konsolenprogramm ausgelesen werden. Das zu trinkende Volumen wurde erfasst und dokumentiert. Dies konnte geschehen, indem eine Flasche mit bekanntem Inhalt gewählt wurde oder durch Wiegen. Aus dieser Quelle konnte der Detektionsbecher nach Bedarf gefüllt werden. Nach vollständigem Leeren der Getränkequelle wurde die final angezeigte Trinkmenge und die Rahmendaten des Versuchs protokolliert.

Der Versuch fand am 16.11.2015 und zwischen dem 13.05.2016 und 31.05.2016 am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München in Garching statt. Es nahmen 5 Personen teil, die an 30 Messungen mit 3 Exemplaren des Detektionsbechers beteiligt waren. Die getrunkenen Volumen in einer einzelnen Messung lagen zwischen 500 ml und 2800 ml. An Getränke wurden Apfelsaft, Cola, Kaffee, Leitungswasser, Milch, Mineralwasser, Orangensaft und Tee verwendet.

**Ergebnisse** Insgesamt wurden 39 852 ml getrunken, von denen 37 663 ml erfasst wurden. Dies entspricht einer prozentualen Abweichung von  $a_{Becher} = -5,49\%$ . Betrachtet man die Einzelmessungen, ergeben sich die in Tabelle 24 aufgelisteten Ergebnisse und das in Abbildung 70 gezeigte Histogramm der prozentualen Abweichungen. In Tabelle 24 sind zusätzlich die Kenngrößen der Referenzmessung aufgelistet. Daraus lässt sich über  $a_{Becher}$  und  $a_{Pfleger}$  der  $t$ -Wert entsprechend Gleichung 7.40 zwischen dem Detektionsbecher und der Schätzgenauigkeit von Pflegekräften berechnen und mit dem kritischen  $t$ -Wert  $t_{kritisch}(1 - \alpha|dof)$  vergleichen.



$$t_a = 1,59 < 1,69 = t_{kritisch}(1 - 0,05|33) \quad (7.45)$$

Es zeigt sich, dass die Nullhypothese nicht abgelehnt werden kann, da die Überschreitungswahrscheinlichkeit  $p = 0,06 > 0,05$  beträgt. Die vom Detektionsbecher erkannte Trinkmenge liegt also nicht signifikant näher an der tatsächlichen Flüssigkeitsaufnahme. Jedoch zeigt eine Betrachtung der Vorzeichen der Mittelwerte, dass die Trinkmenge von Detektionsbechern mit  $a_{Becher} = -5,3\%$  unterschätzt, von Pflegekräften mit  $a_{Pfleger} = 9,0\%$  hingegen überschätzt wird. Dieser Unterschied ist mit  $t = 6,05 > 1,69$  bzw.  $p = 4 \cdot 10^{-7} < 0,05$  signifikant und weist eine Effektgröße von  $g = 1,11$  auf, was laut Tabelle 23 auf einen großen Effekt hindeutet. Die systematische Unterschätzung würde zu konservativen Protokollen der Trinkmenge führen, da der Nutzer mindestens so viel getrunken hat, wie per Protokoll mit dem Bedarf verglichen wird.

Nutzt man für den Vergleich die Füllgenauigkeit  $o_{Pfleger}$  von Pflegekräften, ergibt sich ein ähnliches Ergebnis.

$$t_o = 0,28 < 1,69 = t_{kritisch}(1 - 0,05|39) \quad (7.46)$$

Die Nullhypothese kann wegen einer Überschreitungswahrscheinlichkeit von  $p = 0,28 > 0,05$  wiederum nicht abgelehnt werden. Jedoch ist im Hinblick auf Dehydratationen weiterhin die unterschätzende Detektion des Bechers gegenüber einer Überschätzung vorzuziehen. Der Unterschied ist mit  $t = 4,02 > 1,69$  bzw.  $p = 1 \cdot 10^{-4} < 0,05$  signifikant und mit  $g = 0,89$  als groß einzuschätzen.

## Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Validierung des Detektionsbechers zeigte, dass dieser Trinkmengen im Schnitt um gut 5 % unterschätzt. Seine Genauigkeit ist deswegen nicht signifikant höher als die von Pflegekräften. Jedoch bewirkt die systematische Unterschätzung, dass mindestens so viel getrunken wurde wie erwartet wird. Im Hinblick auf die Prävention von Dehydratationen stellt dies ein wünschenswertes Verhalten dar.

### 7.2.3. Detektionshalm

#### Messverfahren

**Fragestellung** Auch beim Detektionshalm soll untersucht werden, ob er unter Realbedingungen zuverlässig die Flüssigkeitsaufnahme bestimmen kann.

**Hypothese** Daraus lässt sich die Forschungshypothese ableiten.

**1) Genauigkeit** Der Detektionshalm bestimmt die aufgenommene Flüssigkeitsmenge unter Realbedingungen mit einer höheren Genauigkeit als Pflegekräfte.

Vergleichbar zur Validierung des Detektionsbechers ergibt sich als Nullhypothese  $H_0$ , dass Schätzungen von Pflegekräften genauer sind als die von Detektionshalmen ermittelten Trinkmengen. Trifft die Nullhypothese nicht zu, gilt die Alternativhypothese  $H_1$ , dass Detektionshalme die Trinkmenge im Durchschnitt signifikant richtiger bestimmen als Pflegekräfte.

$$H_0 : |a_{Halm}| \geq |a_{Pfleger}| \quad (7.47)$$

$$H_1 : |a_{Halm}| < |a_{Pfleger}| \quad (7.48)$$

**Materialien** Jeder Versuchsteilnehmer bekommt einen vollständigen Detektionshalm mit Einwegtrinkhalmen zur Verfügung gestellt, der in Abschnitt 7.1.2 beschrieben ist. Zur einfacheren Versuchsprotokollierung ist er über eine Debugschnittstelle mit dem PC des Teilnehmers verbunden. Dieser kann die jeweils detektierte Trinkmenge und den Akkustand über ein Konsolenprogramm mit Zeitstempeln versehen aufzeichnen. Sowohl die Auswahl

**Tabelle 25** Zusammenfassung der Messergebnisse der Validierung des Detektionshalms hinsichtlich der relativen und absoluten Abweichung  $A_{Halm}$ , bzw.  $a_{Halm}$  unter Erwähnung der Referenzmessung zur Schätz- und Füllgenauigkeit von Pflegekräften  $a_{Pfleger}$  bzw.  $o_{Pfleger}$ .

	Detektionshalm		Pfleger	
	$A_{Halm}$	$a_{Halm}$	$a_{Pfleger}$	$o_{Pfleger}$
$n$	94	94	459	108
$\bar{\mu}$	-9 [ml]	-1,1 [%]	9,3 [%]	4,5 [%]
$\hat{\sigma}$	36 [ml]	6,2 [%]	13,1 [%]	9,4 [%]
$\hat{\sigma}_{\bar{\mu}}$	4 [ml]	0,6 [%]	0,6 [%]	0,9 [%]

von Trinkgefäßen als auch der Getränke ist den Teilnehmern überlassen. Um ein Verstopfen der Turbine zu verhindern, sind hiervon Getränke mit fasrigen Schwebestoffen wie Fruchtfleisch ausgenommen. Die Teilnehmer erhalten zusätzlich eine Gebrauchsanweisung des Systems und ein Trinkprotokoll. Für jedes konsumierte Getränk wird das Datum und die Uhrzeit zu Beginn und Ende des Trinkens, die Getränkeart, der tatsächliche Inhalt und das detektierte Trinkvolumen, das an der Basisstation bzw. im Konsolenprogramm angezeigt wird, erhoben. Die Getränkemenge ergibt sich entweder aus abgefüllten Flaschen mit bekanntem Inhalt oder indem sie per Waage gemessen wird.

**Versuchsparameter** Obwohl mit diesen Protokolldaten eine vollständige Rekonstruktion des Trinkmengenverlaufs möglich ist, beschränkt sich diese Validierung auf die Gesamtmengen je Getränk. Hierfür wird lediglich die tatsächlich aufgenommene der vom Detektionshalm erfassten Trinkmenge gegenüber gestellt. Weitere Parameter wie die Art oder Temperatur des Getränks werden nicht weiter betrachtet.

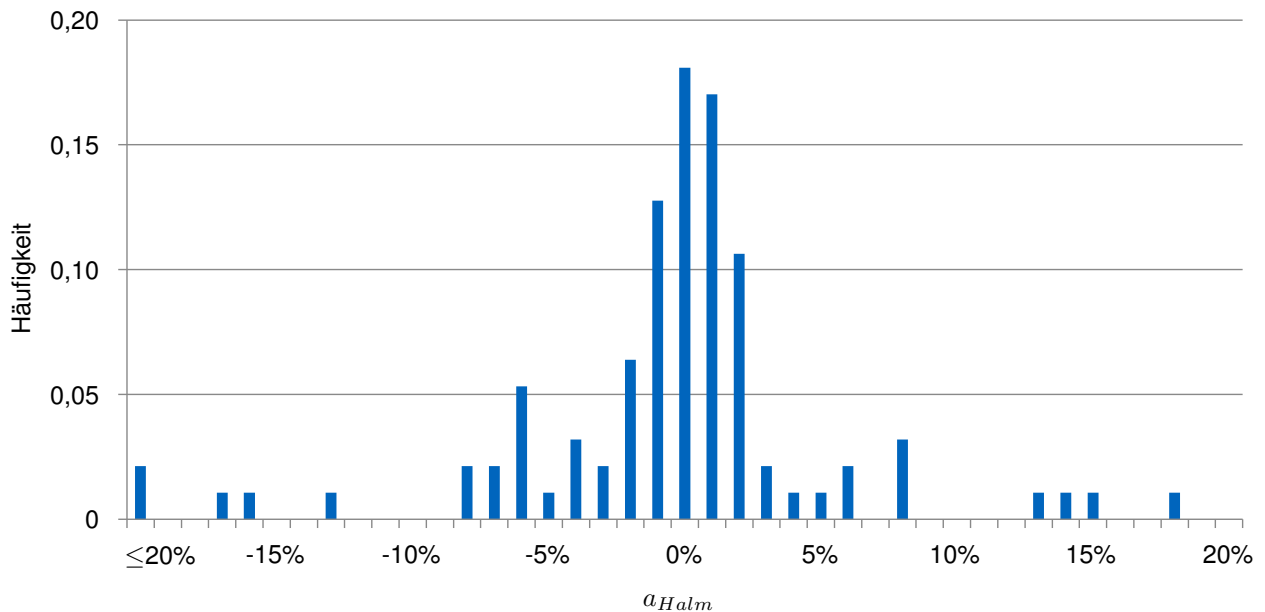
**Methoden** Die Methodik entspricht vollständig der in der Validierung des Detektionsbechers in Abschnitt 7.2.2 vorgestellten Herangehensweise.

## Experiment

**Durchführung** Die Versuche wurden vorbereitet, indem Bestandteile des Detektionshalms sowie ein passend zerschnittener Einwegtrinkhalm zusammengesetzt wurden. Die Debugschnittstelle wurde mit einem Computer verbunden und ein Konsolenprogramm gestartet, um die aktuelle Trinkmenge protokollieren zu können. Zur leichteren Zählung wurde die Trinkmenge vor jeder Messung auf 0 ml zurückgesetzt. Das zu trinkende Volumen wurde erfasst und dokumentiert. Dies konnte über eine Flasche mit bekanntem Inhalt oder durch Wiegen erfolgen. Aus dieser Quelle konnte ein beliebiges leeres Trinkgefäß nach Bedarf gefüllt werden, aus welchem mit dem Detektionshalm getrunken wurde. Nach vollständigem Leeren der Getränkequelle wurde die final angezeigte Trinkmenge und die Rahmendaten des Versuchs protokolliert. Die am Konsolenprogramm ausgegebenen Daten wurden zusätzlich gespeichert.

Der Versuch fand zwischen dem 14.03.2016 und dem 13.04.2016 am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der Technischen Universität München in Garching durchgeführt. Es nahmen 10 Personen teil, die an 94 Messungen mit 3 Exemplaren des Detektionshalms beteiligt waren. Diese umfassten Volumen zwischen 120 ml und 1 750 ml. An Getränke wurden ACE-Saft, Apfelschorle, Club Mate, Coca-Cola, Cola-Mix, Eistee ohne Zucker, Leitungswasser, Macha Latte, Milchkaffee, Orangenlimonade, Pflaumensaft, stilles Mineralwasser, kalten, warmen sowie heißen Tee und Traubensaft verwendet.

**Ergebnisse** Insgesamt wurden 61 745 ml getrunken, von denen 60 891 ml erfasst wurden. Dies entspricht einer prozentualen Abweichung von  $a_{Halm} = -1,38\%$ . Betrachtet man die Einzelmessungen, ergeben sich die in Tabelle 25 aufgelisteten Ergebnisse und das in Abbildung 71 gezeigte Histogramm der prozentualen Abweichungen. In Tabelle 25 sind zusätzlich die Kenngrößen der Referenzmessung aufgelistet. Daraus lässt sich über



**Abbildung 71** Histogramm der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen  $a_{Halm}$  zwischen vom Detektionshalm detektierter und tatsächlicher Trinkmenge.

$a_{Halm}$  und  $a_{Pfleger}$  der  $t$ -Wert entsprechend Gleichung 7.40 zwischen dem Detektionshalm und der Schätzgenauigkeit von Pflegekräften berechnen und mit dem kritischen  $t$ -Wert  $t_{kritisch}(1 - \alpha|dof)$  vergleichen.

$$t_a = 8,94 > 1,64 = t_{kritisch}(1 - 0,05|30) \quad (7.49)$$

Es zeigt sich, dass die Nullhypothese mit einer Überschreitungswahrscheinlichkeit von  $p = 2 \cdot 10^{-17} < 0,05$  abgelehnt werden kann. Die vom Detektionshalm erkannte Trinkmenge liegt also signifikant näher an der tatsächlichen Flüssigkeitsaufnahme. Der Unterschied ist mit  $g = 0,76$  laut Tabelle 23 als mittel groß einzuschätzen. Auch im Hinblick auf die Füllgenauigkeit  $a_{Pfleger}$  von Pflegekräften ist der Detektionshalm signifikant genauer. Die Überschreitungswahrscheinlichkeit beträgt  $p = 8 \cdot 10^{-5} < 0,05$  und zeigt mit  $g = 0,04$  einen kleinen Effekt.

$$t_o = 3,18 > 1,65 = t_{kritisch}(1 - 0,05|186) \quad (7.50)$$

Zusätzlich wird die Trinkmenge leicht unterschätzt, sodass sich das selbe vorteilhafte Verhalten im Hinblick auf Dehydratationen ergibt wie beim Detektionshalm.

## Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Validierung des Detektionshalms zeigte, dass dieser Trinkmengen im Schnitt um 1 % unterschätzt. Seine Genauigkeit ist dabei signifikant höher als die von Pflegekräften.

## 7.3. Diskussion

### Detektionsbecher

**Getränkeart** Der Detektionsbecher nutzt diskrete Elektroden in unterschiedlichen Höhen, um dort lokal Änderungen der relativen Permittivität zu bestimmen. Damit muss nur unterschieden werden, ob Flüssigkeit vorhanden ist oder nicht. Hinsichtlich Hypothese 1 *Getränkeart* bedeutet das, dass die individuellen Unterschiede zwischen den Getränken weitaus geringer sind als der zu Luft, sodass die Art der Flüssigkeit einen vernachlässigbaren Einfluss hat und in der Verifikation kein signifikanter Einfluss festgestellt wurde. Jedoch ist anzunehmen, dass an der Becherwand anhaftende Rückstände eine Auswirkung haben könnten. Dies ist besonders bei Milch oder

Schaum zu beobachten. Die gemessenen Abweichungen tendieren stärker in negative Richtung, was unterschätzte Trinkmengen signalisiert. Dies könnte dadurch zu erklären sein, dass Elektroden oberhalb des Füllstandes Milchrückstände fälschlicherweise als Flüssigkeit detektieren und somit eine zu geringe Füllstandsabnahme interpretiert wird. Zusätzlich zeigte sich, dass stark kohlenensäurehaltige Getränke problematisch sind. Frisch eingeschenkter Cola-Mix oder stark mit Kohlensäure versetztes Mineralwasser bildet zahlreiche Gasblasen, die sich am Becherrand festsetzen und damit im Detektionsbereich der Sensorelektroden liegen und als Luft unterhalb des Füllstandes interpretiert werden können. Diese Luftblasen wirkten sich umso stärker negativ auf die Detektion aus, je frischer das Getränk eingeschenkt ist. Aus diesem Grund wurden diese Getränke für mehrere Minuten offen stehen gelassen, ehe die Messungen durchgeführt wurden.

**Temperatur** Im Hinblick auf Hypothese 2 *Temperatur* zeigte sich kein signifikanter Einfluss. Die Boxplots deuten jedoch an, dass höhere Temperaturen ein leichtes Ansteigen der Medianabweichungen bewirken könnten. Da positive Werte eine Überschätzung der Trinkmenge bedeuten, wird bei höheren Temperaturen eine größere Füllstandsabnahme detektiert. Dies könnte sich dadurch erklären lassen, dass heiße Getränke und der von ihnen aufsteigende heiße Dampf die Becherwand aufheizen. Da sich die kapazitive Messung jeder Einzelelektrode nur auf das nahe Umfeld erstreckt und der Becherinhalt von der Wand getrennt ist, hat diese einen großen Einfluss auf die Messung. Die relative Permittivität ist temperaturabhängig, sodass sich Temperaturänderungen der Becherwand auf die Kapazität auswirken. In gewissem Maße kompensiert die Kontinuitätsüberwachung die Temperaturschwankungen. Jedoch kann die temperaturbedingte Kapazitätzunahme beim Einfüllen heißer Getränke in einen vergleichsweise kalten Becher so groß sein, dass Elektroden oberhalb des Füllstandes eine Flanke erkennen und daraus eine Überdeckung mit Flüssigkeit ableiten. Als Folge wird die eingeschenkte Flüssigkeit überschätzt. Dies führt zu einer Überschätzung der Trinkmenge nach einem Trinkvorgang, selbst wenn dabei der korrekte Endstand detektiert wird. Negative Temperaturänderungen in Folge des Einschenkens kalter Getränke haben gegenteilige Auswirkungen. Der Permittivitätszunahme durch die Anwesenheit von Flüssigkeiten steht eine Abnahme durch das Abkühlen der Becherwand gegenüber. Dies kann dazu führen, dass Elektroden oberhalb des Füllstandes eine negative Flanke, also verschwindende Flüssigkeit, detektieren. Das widersprüchliche Verhalten führt dazu, dass keine eindeutige Aussage über den aktuellen Füllstand gemacht werden kann. Somit ist nicht möglich, eine Trinkmenge abzuleiten.

Zusätzlich muss darauf hingewiesen werden, dass sich die Dichte in Abhängigkeit des Getränks und der Temperatur unterscheidet. Dies ist dahingehend relevant, dass die Bestimmung der tatsächlichen Trinkmenge mittels einer Waage erfolgte, welche die Masse der Flüssigkeit misst, Füllstände aber volumetrisch sind. Die Dichte von Wasser beträgt bei 4 °C  $\rho_{Wasser,4\text{ °C}} = 1,000\text{ g/ml}$ , bei 20 °C  $\rho_{Wasser,20\text{ °C}} = 0,998\text{ g/ml}$  und bei 40 °C  $\rho_{Wasser,40\text{ °C}} = 0,992\text{ g/ml}$ . Dem gegenüber stehen Dichteunterschiede in Abhängigkeit des Getränks. Deren Dichte kann mit der genauen Zusammensetzung schwanken, liegt aber bei Milch in einer Größenordnung von  $\rho_{Milch,20\text{ °C}} = 1,032\text{ g/ml}$ , bei Cola von  $\rho_{Cola,20\text{ °C}} = 1,039\text{ g/ml}$  und bei Apfelsaft von  $\rho_{Apfelsaft,20\text{ °C}} = 1,045\text{ g/ml}$ .

**Änderungsrichtung** Hypothese 3. *Änderungsrichtung* zeigte, dass die erkannten Volumen beim Füllen höher als beim Leeren bzw. Trinken sind. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass beim Füllen eines sauberen Gefäßes keine Rückstände vorhanden sein können, die sich negativ auf die Detektion auswirken.

**Detektion** Die in Hypothese 4 *Detektion* aufgezeigte hohe Fehlerrate könnte sich auf den Prototypen zurückführen lassen. Es existiert noch kein genormter und optimierter Fertigungsprozess, um Detektionsbecher wiederholbar mit geringen Fertigungstoleranzen herzustellen. Als Folge stellt jeder Becher ein Unikat dar, der ein charakteristisches Detektionsverhalten zeigt. Insbesondere schwankt die Wandstärke in Folge des manuellen Abtragens der Becherwand, um eine flache Auflagefläche für das Elektrodenarray zu erhalten. Dies kann beispielsweise dazu führen, dass einzelne Elektroden oder ganze Becher unterschiedlich tolerant auf Störfaktoren wie Temperaturschwankungen oder Rückstände reagieren. Entsprechend kann abhängig vom verwendeten Exemplar schwanken, ob und wie genau Trinkmengen erkannt werden können.

Der aktuelle Füllstand wird erst festgesetzt, wenn der Auswertalgorithmus eine definitive Aussage über den Zustand um jede Elektrode treffen kann. Dies setzt eine aufrechte Position des Bechers voraus, um einen waagerechten Flüssigkeitsstand voraussetzen zu können. Ein schiefer Stand würde unterschiedliche Füllstände in Abhängigkeit des Betrachtungsorts vortäuschen. Zusätzlich ist eine Mindestwartezeit notwendig bis sich etwaige durch Bewegungen ausgelöste Schwingungen abgebaut haben. Es muss gewartet werden, bis sich widersprüchliche oder volatile Sensorwerte aufgelöst bzw. eingependelt haben. Bei vielen Störfaktoren wie moderaten Kohlensäureblasen kann dies mehrere Sekunden dauern. Diese Dauer legt die zeitliche Auflösung fest. Ereignisse dazwischen können nicht aufgelöst werden. Wird beispielsweise ein stark sprudelndes Getränk eingefüllt und direkt getrunken, bevor der Füllstand nach dem Einfüllvorgang bestimmt werden konnte, so fehlt dieses Volumen. Daher ist es nicht möglich, die exakte Trinkmenge zu ermitteln, die sich aus der Differenz der Füllstände ergibt.

**Validierung** In der Validierung des Detektionsbeckers offenbarten sich Schwächen des Systems. Wie erwähnt, benötigt die Detektion des Füllstands mehrere Sekunden. Wird der Interpretationsstand nicht über eine Debugschnittstelle kontrolliert, kann es leicht passieren, dass Veränderungen nicht detektiert werden. Bei Zwischenständen während des Trinkens stellt dies kein Problem dar. Jedoch ist es essentiell, dass der Füllstand nach dem Auffüllen des Detektionsbeckers erkannt wird, bevor sich Trinkvorgänge anschließen. Für einen praktischen Einsatz ist weder eine Debugschnittstelle geeignet noch kann davon ausgegangen werden, dass immer ausreichend lange zwischen Vorgängen gewartet wird. Eines unverzügliches Trinken direkt nach dem Einschenken ist vor allem bei Durst zu erwarten.

Neben diesem grundsätzlichen Problem, das durch geduldige Versuchsteilnehmer abgeschwächt wurde, zeigte der Detektionsbecher vereinzelt unerwünschtes Verhalten. So traten teilweise Sensorwertänderungen auf, die nicht korrekt interpretiert wurden. Meist wurde dies durch die fehlertolerante Trinkmengenbestimmung kompensiert, führte jedoch zu temporär falschen Anzeigen. Manche Fehler konnten nicht kompensiert werden. Dies ist wahrscheinlich auf die nicht optimierte Fertigung und Softwarefehler in der Firmware zurückzuführen.

## Detektionshalm

**Getränkeart** Nicht-kohlensäurehaltige Getränke zeigten in Hypothese 1 *Getränkeart* vergleichsweise geringe Abweichungen. Kohlensäurehaltige Getränke hingegen zeigten größere Abweichungen in positive Richtung. Dies lässt sich dadurch erklären, dass Gasblasen bei der volumetrischen Durchflussmessung per Turbine als zusätzliches Trinkvolumen interpretiert werden. Zusätzlich entsteht durch das Trinken im Halm ein Unterdruck, durch den die Löslichkeit von Kohlensäure in der Flüssigkeit reduziert wird und sich somit leicht bzw. vermehrt Gasblasen bilden. Die große Abweichung und Streuung von Cola-Mix erklärt sich dadurch, dass das Getränk zu Schaumbildungen tendiert, welche die Volumenerfassung deutlich verfälscht. Beobachtungen während der Versuchsdurchführung zeigten, dass dieser Effekt in frisch eingeschenktem Zustand deutlich ausgeprägter ist als nach einer Wartezeit von wenigen Minuten. Da diese Wartezeit in der Messung nicht berücksichtigt wurde, kann dadurch die große Streuung erklärt werden.

**Temperatur** Die Untersuchung von Hypothese 2 *Temperatur* zeigte, dass die Messung umso ungenauer wird, je höher die Temperatur des Getränks ist. Dies lässt sich vor allem mit den Dichteänderungen in Abhängigkeit der Temperatur erklären. Zusätzlich sinkt die Viskosität des Getränks bei steigenden Temperaturen. Dadurch ändern sich die Bedingungen im Strömungrohr und entsprechen nicht mehr denen beim Kalibrieren.

**Anzahl der Schlücke** In den Messungen zu Hypothese 3 *Anzahl der Schlücke* wurde die Messung umso genauer, je länger ein Trinkvorgang andauert. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der relative Einfluss zurücklaufender Flüssigkeit abnimmt, wenn ein zusammenhängender Trinkvorgang eine größere Trinkmenge beinhaltet.

**Trinkhalmgröße** Die Begründung des Verhaltens aus Hypothese 4 *Trinkhalmgröße* ähnelt der zu Hypothese 3 *Anzahl der Schlücke*, da sich beides auf das Verhältnis der Drehrichtung der Turbine auswirken. Wie erwähnt,

wird die Messung umso genauer, je kürzer das obere Trinkhalmsegment ist. Dieser Einfluss hat natürliche Grenzen, da kürzere Trinkhalmsegmente zu kurz, um im Adapter befestigt zu werden und längere unhandlich sind.

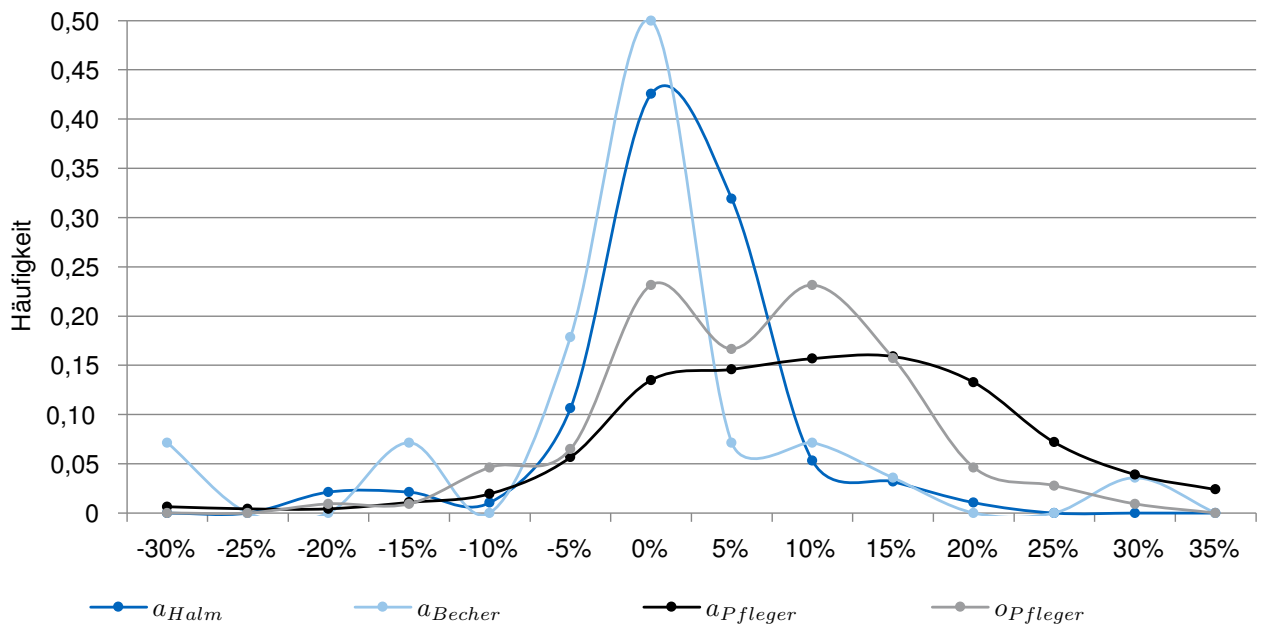
**Flüssigkeitserkennung** Bei der Überprüfung der Hypothese 5 *Flüssigkeitserkennung* zeigte sich, dass Rückstände mancher Getränke wie Apfelsaft, Milch oder Kaffee auch nach ihrem Zurückfließen einen elektrischen Kontakt zwischen den Elektroden aufrecht erhalten. Dadurch ist nicht mehr feststellbar, wann der Trinkvorgang beendet ist. Teilweise genügte es, einige Sekunden zu warten bis sich der Kontakt auflöste. Im schlimmsten Fall musste der Detektionshalm mit Luft ausgeblasen oder mit einer anderen Flüssigkeit wie Wasser gespült werden. Durch die regelmäßige Übertragung während eines Trinkvorganges hat dieses Verhalten keine Auswirkungen auf den regulären Betrieb und die Trinkmengenüberwachung. Jedoch reduziert sich die Akkulaufzeit, da sich die Dauer der energieintensiven Zustände verlängert. Zusätzlich können Situationen auftreten, in denen angesaugte Luft als Flüssigkeit erkannt wird. Eine mögliche Gegenmaßnahme wäre eine hygroskopische Trennschicht zwischen den Elektroden, die einen elektrischen Kontakt durch Rückstände verhindert. Denkbar wäre beispielsweise ein eingesetzter Ring mit entsprechenden Eigenschaften.

**Validierung** Der Detektionshalm wurde in der Validierung uneingeschränkt positiv wahrgenommen. Prinzipiell verhielt sich das System wie gewünscht und zeigte kein unerwartetes Fehlverhalten. Vereinzelt kam es zu einer verzögerten Anzeige der Trinkmenge, die auf die zuvor diskutierten Rückstände im Strömungsrohr zurückzuführen ist. Schließlich zeigte sich, dass die Flüssigkeitserkennung Schlürfen nicht vollständig kompensieren kann. Bei normalem Trinken ist dieser Effekt jedoch zu vernachlässigen.

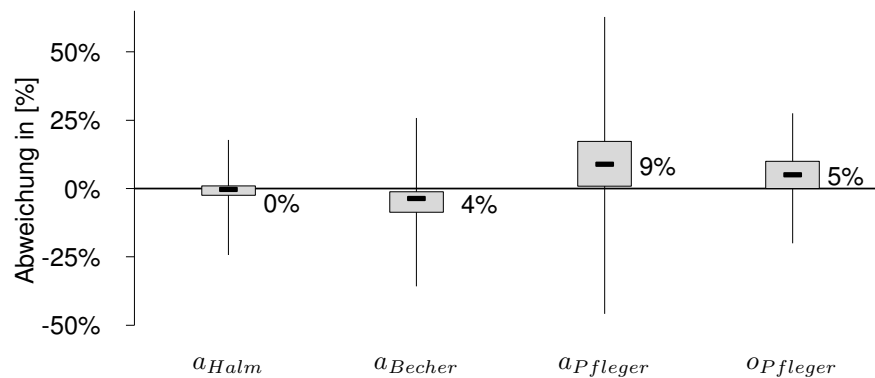
## Bewertung

Abbildung 72 kombiniert die Histogramme der Validierung und Abbildung 73 visualisiert sie zusätzlich als Boxplot. Es zeigt sich, dass sowohl Detektionsbecher als auch Detektionshalm eine Verbesserung gegenüber der aktuellen Situation darstellen. Diese wird über eine Messung des Füll- und Schätzverhalten von Pflegekräften abgeschätzt, die in Abschnitt 7.2 beschrieben ist. Anzumerken ist jedoch, dass ein kontrollierter Versuchsaufbau verwendet wurde. Die Bewertung geht davon aus, dass dieser mit der Realität vergleichbare Resultate ergibt, jedoch kann diese Annahme fehlerhaft sein. Die automatische Bestimmung der Flüssigkeitsaufnahme über die in dieser Dissertation vorgestellten Sensorsysteme weist eine mindestens so hohe Genauigkeit wie die Referenzmessung auf, im Falle des Detektionshalms sogar eine signifikant höhere Genauigkeit. Beide Sensorsysteme unterschätzen Trinkmengen. Wird ein Trinkprotokoll mittels der detektierten Daten erstellt und darauf basierend die Flüssigkeitsaufnahme sichergestellt, so kann davon ausgegangen werden, dass auch die tatsächliche Aufnahme mindestens so groß ist wie der Bedarf. Damit werden Situationen vermieden, in denen von einer zu hohen Flüssigkeitsaufnahme ausgegangen wird, der Wasserbedarf jedoch nicht ausreichend gedeckt ist.

Prinzipiell sind also beide Sensorsysteme zur Prävention von Dehydratationen geeignet. Beide decken unterschiedliches Nutzungsverhalten ab und ergänzen sich damit gegenseitig. Auf Basis der Evaluierung ist jedoch der Detektionshalm dem Becher aufgrund der höheren Genauigkeit und Verlässlichkeit vorzuziehen.



**Abbildung 72** Histogramm der Häufigkeit unterschiedlicher prozentualer Abweichungen  $a_{Becher}$  bzw.  $a_{Halm}$  von Detektionsbecher und -halm sowie des Schätz- und Füllverhaltens von Pflegekräften  $a_{Pfleger}$  bzw.  $OPfleger$ .



**Abbildung 73** Boxplot der prozentualen Abweichungen des Detektionsbeckers  $a_{Becher}$ , -halms  $a_{Halm}$  sowie des Schätz- und Füllverhaltens von Pflegekräften  $a_{Pfleger}$  bzw.  $OPfleger$ .





## 8. Zusammenfassung

**Problemstellung** Für den menschlichen Körper ist eine ausreichende Flüssigkeitsversorgung lebensnotwendig. Eine Unterversorgung wird als Dehydratation bezeichnet und hat negative gesundheitlichen Konsequenzen, die im schlimmsten Fall tödlich enden können. Verschiedene physiologische und psychologische Veränderungen im Alter bewirken, dass ältere Personen oft einen Flüssigkeitsmangel aufweisen. So sind in Deutschland bei über 60 % der Pflegeheimbewohner Maßnahmen zur Flüssigkeitsversorgung notwendig und werden in Krankenhäusern jährlich 950 000 mal Dehydratationen diagnostiziert. Nicht nur führt das zu Behandlungskosten von 300 Millionen Euro im Jahr, sondern auch zu 2 000 Todesfällen. Betroffen sind dabei vor allem ältere Personen.

**Stand der Technik** Da Dehydratation ein weit verbreitetes und bekanntes Problem darstellt, werden in Pflegeheimen bei gefährdeten Personen routinemäßig Trinkprotokolle geführt. Pflegekräfte dokumentieren hierfür die Trinkmenge von Bewohnern. Jedoch werden diese Protokolle aufgrund des hohen Personal- und Zeitaufwands nicht lückenlos und nicht für alle Bewohner geführt. Zusätzlich sind Protokolle in ihrer Genauigkeit durch die Abweichungen zwischen von Pflegekräften abgeschätzter und tatsächlicher Trinkmenge eingeschränkt. Die Forschung hat sich bisher mit gefäß- und indizienbasierten Systemen beschäftigt. Im ersten Fall wird die Trinkmenge aus Füllstandsänderungen in Becher oder Flaschenhaltern und im zweiten Fall aus Bewegungen, Geräuschen oder Bilderkennung abgeleitet. Daneben existieren Lifestyle-Produkte in Form von Flaschen, Bechern, Untersetzern, Trinkschläuchen und Smartphone Apps, welche die Trinkmenge dokumentieren sollen. Generell stellen nahezu alle Ansätze eine indirekte Bestimmung der Trinkmenge dar, die sie aus Füllstandsänderungen oder Indizien ableiten. Diese Gleichsetzung ist nicht in jedem Szenario zwangsläufig gegeben. Die Ausnahme stellt ein Trinkschlauch dar, der die Flüssigkeitsaufnahme zwar direkt, jedoch sehr ungenau misst. Die bisherigen Systeme zielen entweder nicht auf ältere Personen ab, befinden sich in einem frühen Entwicklungsstadium, sind nur eingeschränkt nutzbar oder vergleichsweise ungenau.

**Entwickeltes System** Im Rahmen dieser Dissertation wurde ein Ansatz zur Erfassung der Trinkmenge entwickelt, der aus zwei Sensoreinheiten für unterschiedliche Einsatzszenarien und einer Basisstation besteht. Es ist in Abbildung 74 gezeigt. Der Detektionsbecher stellt ein indirektes Messsystem dar, das die Trinkmenge aus Füllstandsänderungen bestimmt, während der Detektionshalm die Flüssigkeitsaufnahme direkt misst. Das System erfasst die Trinkmenge automatisch und zeigt sie auf der Basisstation an. Es ist gezielt für den Einsatz in Pflegeheimen und Krankenhäusern sowie mit Hinblick auf Lebensmittelverträglichkeit und Reinigung entwickelt worden.



**Abbildung 74** System zur Erfassung von Trinkmengen bestehend aus einem Detektionshalm, einem Detektionsbecher und einer Basisstation.

**Basisstation** Sowohl Detektionsbecher als auch -halm nutzen eine *Bluetooth Low Energie* Schnittstelle, um detektierte Trinkmengen kabellos zu übertragen und auf einer SD Karte für weiterführende Auswertungen zu speichern. Die Basisstation nutzt ein Display mit Touchscreen, um Trinkmengen darzustellen. Sie bietet daneben einen interaktiven Zugriff auf in den Sensoreinheiten abgelegte Daten wie Nutzernamen, Akkustand oder weiterführende Informationen. Besonders interessant ist die Funktion, die Trinkmenge nach Bedarf zurückzusetzen, wobei sich täglich anbietet. Über eine Ladefläche kann der Detektionsbecher induktiv geladen werden.

Die Basisstation stellt ein Peripheriegerät dar, das zur Nutzung der Sensoreinheiten benötigt wird. Zum Laden von Detektionsbechern können alternativ reine Ladestationen verwendet werden. Der Zugriff auf die *Bluetooth Low Energie* Schnittstelle und die Anzeige der Trinkmengendaten kann alternativ über Smartphones erfolgen. Im Hinblick auf eine institutionelle Verwendung in Pflegeheimen kann ein Netzwerk aus mehreren dezentralen Basisstation und einem Server eingesetzt werden, um die Flüssigkeitsaufnahme vieler Personen zentral zu überwachen.

**Vorüberlegungen zum Detektionsbecher** Im Rahmen seiner Entwicklung wurden systematisch alle zur Füllstandsmessung geeigneten Sensorprinzipien anhand von Funktionsmustern untersucht. In einem Ansatz wurde ein Drucksensor im Becherboden verwendet, um den hydrostatischen Druck des Getränks zu bestimmen. Ein anderes Konzept nutzt eine bewegliche Plattform im Becher, um den Becherinhalt zu wiegen. Ein auf Leitfähigkeiten basierender Ansatz nutzt mehrere Elektroden in verschiedenen Höhen, um den Füllstand über offene oder geschlossene elektrische Verbindungen zu erkennen. Daneben wurde untersucht, wie der Füllstand über die Gesamtkapazität einer seitlich angebrachten Elektrode oder über mehrere diskrete Einzelelektroden bestimmt werden kann.

Im Hinblick auf die Nutzung und Komplexität des Detektionsbechers wurde seine Energieversorgung untersucht. Als passives System steht ihm keine integrierte Energiequelle zur Verfügung. In einer über RFID versorgten Variante mit einem Füllstandssensor auf Basis von Leitfähigkeiten führt dies zu einem sehr einfachen und preiswerten System. Dieses kann den Füllstand nur in geringem Abstand zu einem RFID Lesegerät ermitteln. Für die aktive Alternative wurden integrierte Energiequellen wie Energy Harvesting und Speichertechnologien untersucht.

**Detektionsbecher** Die final umgesetzte Sensoreinheit besteht aus einem handelsüblichen Becher mit einem seitlich befestigten und abgedeckten diskreten Elektrodenarray. Über verschiedene Methoden und Korrekturmechanismen wird aus kapazitiven Rohdaten der Füllstand ermittelt und daraus die Trinkmenge abgeleitet. Er nutzt induktives Laden des integrierten Akkumulators und einen Beschleunigungssensor zur Zustandssteuerung. Alle elektronischen Komponenten sind im Becherboden in Silikon eingegossen.

**Evaluierung des Detektionsbechers** In der Verifikation wurden die Trinkmengenerfassung kontrolliert auf mögliche Einflussfaktoren untersucht. Prinzipiell hat die Getränkeart keinen Einfluss auf die Detektion. Kohlensäure und Rückstände wie Schaum an der Becherwand können jedoch zu einer fehlerhaften Füllstandsbestimmung führen, wenn die Gasblasen als Luft oder die Rückstände als Flüssigkeit interpretiert werden. Getränke mit sehr kalten Temperaturen können nicht detektiert werden. Die Abweichungen beim Füllen des Bechers sind etwas höher als beim Trinken. Gelegentlich wird der Füllstand fehlerhaft interpretiert oder ein Trinkvorgang übersehen. Dies lässt sich vor allem auf nicht optimierte Herstellungsprozesse zurückführen.

In der Validierung wurde die Genauigkeit des Detektionsbecher bei realer Nutzung mit Pflegekräften verglichen. Obwohl sich die Genauigkeit als nicht signifikant höher herausgestellt hat, bewirkt die systematische Unterschätzung der Trinkmengen um 5 %, dass mindestens so viel getrunken wurde wie erwartet wird. Verglichen mit der Überschätzung durch Pflegekräfte von 5 % bis 9 % ist dieses Verhalten im Hinblick auf die Prävention von Dehydratationen vorzuziehen.

**Detektionshalm** Kern des Detektionshalms ist ein Strömungsrohr mit Turbine, die das Trinkvolumen misst. Durch die Verwendung von zwei Hall-Sensoren kann zurückfließende Flüssigkeit berücksichtigt werden. Eine Flüssigkeitserkennung ist über einen leitfähigkeitsbasierten Sensor umgesetzt. Handelsübliche Einwegtrinkhalme werden über zwei Adapter mit der Sensoreinheit verbunden. Die Elektronik ist vom Strömungsrohr lösbar, um eine einfache Reinigung der Komponenten mit Flüssigkeitskontakt zu ermöglichen.

**Evaluierung des Detektionshalms** In der Verifikation zeigte sich, dass jeder Trinkvorgang korrekt erkannt wurde. Die Getränkeart hat einen großen Einfluss auf die Detektion. Fasrige Getränke verstopfen die Turbine. Schaum und Kohlensäure verfälschen durch Blasenbildung die Trinkmenge in Richtung höherer Volumen. Getränke rückstände interferieren in Fällen, in denen Luft durch die Turbine gesaugt wird und auf Kosten der Akkulaufzeit mit der Flüssigkeitserkennung. Höhere Temperaturen oder längere Trinkhalmsegmente oberhalb der Sensoreinheit reduzieren die erkannte Trinkmenge.

In der Validierung zeigte sich, dass Trinkmengen vom Detektionshalm um 1 % unterschätzt werden. Seine Genauigkeit ist dabei signifikant höher als die von Pflegekräften.

## 8.1. Ausblick

Beide Sensorsysteme haben in den Versuchen gezeigt, dass sie Trinkmengen zuverlässig erkennen können. Sie bilden damit bereits einen funktionsfähigen automatischen Ansatz zur Prävention von Dehydratation. Jedoch stellen die im Rahmen dieser Dissertation vorgestellten Komponenten Prototypen dar, die selbstverständlich Potential zur Weiterentwicklung haben.

**Detektionsbecher** Der größte Schwachpunkt des Detektionsbechers liegt in der teilweise unzuverlässigen Bestimmung der Trinkmenge. Um diese zu verbessern, sind vor allem Änderungen der Hardware notwendig. In seiner jetzigen Form mit seitlich angeheftetem Elektrodenarray hat die Becherwand einen großen Einfluss auf die kapazitive Detektion. Dies macht sich vor allem bei kalten Getränken und Wasserdampf bemerkbar, die durch Temperaturänderungen der Becherwand die Interpretation der Sensordaten erschweren. Ein weiteres Problem stellen die hohe Fertigungstoleranzen bei der Fertigung am *Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik* dar. Eine elegante Alternative wäre ein individuell spritzgegossener Becher mit doppelter Wand, in welche die flexible Leiterplatte mit dem Elektrodenarray eingesetzt werden könnte. Weiteres Potential liegt in der Anordnung dieser Elektroden oder in der Erhöhung der Elektrodenanzahl, um die Auflösung der Füllstandbestimmung zu erhöhen. Gegebenenfalls sind bei einer genaueren Fertigung auch Überlagerungen benachbarter Elektroden möglich. Dadurch könnten sich mehr Zustände unterscheiden lassen, als Elektroden verwendet werden. Eine weiterführende Optimierung der Auswertelgorithmen könnte die Interpretation der Sensorwerte zuverlässiger gestalten und die Zeit verkürzen, bis ein geänderter Füllstand akzeptiert wird. Schließlich könnten Beschleunigungsdaten dazu herangezogen werden, ein Umfallen und horizontales Liegenbleiben des Bechers zu erkennen. Die Elektronik nimmt ein großes Volumen im Becherboden ein, das primär durch die Höhe des verwendeten Akkus verursacht wird. Ein alternativer Energiespeicher wie beispielsweise ein Superkondensator oder ein flacher Li-Ionen-Akku könnten dieses Volumen reduzieren und gegebenenfalls die Laufzeit erhöhen.

**Detektionshalm** Der Detektionshalm zeigt in seiner jetzigen Form eine Anfälligkeit der Flüssigkeitsdetektion gegenüber Rückständen. Eine wasserabweisende Trennung der hierfür genutzten Elektroden könnte dies verhindern. Hinsichtlich des Energiebedarfs sind weitere Optimierungen möglich, beispielsweise durch effizientere Hall-Sensoren. Die passiven Logikkomponenten sind gegenwärtig vergleichsweise einfach umgesetzt. Durch ihre Erweiterung wäre es möglich, die Flüssigkeitsdetektion auch im energiesparenden Modus mit Wechselstrom zu betreiben und das von der Durchflussgeschwindigkeit abhängige Verhalten der Turbine in Rückflussrichtung anzupassen. Prinzipiell ist auch ein anderes Sensorkonzept wie Ultraschall denkbar. Eine entsprechende Durchflussmessung könnte mehrere bisher getrennte Sensorfunktionen kombinieren, jedoch sind aktuell keine entsprechenden Lösungen erhältlich, die einen vergleichbar geringen Energieverbrauch und Platzbedarf aufweisen.

**Gesamtsystem** Die Basisstation lässt sich leicht um eine Netzwerkfähigkeit erweitern. Damit wäre es möglich, mehrere Basisstationen zu vernetzen und die Trinkmengendaten zentral auf einem Server zu speichern. Über eine entsprechende Software könnten die Daten aufbereitet und für automatische Warnungen bei sich abzeichnendem Flüssigkeitsdefizit verwendet werden. Die aufbereiteten Daten könnten die Visualisierung der Trinkmengen und Verlaufsbeobachtungen beinhalten. Damit wäre eine Möglichkeit geschaffen, die erhobenen Daten zu evaluieren und Trends zu erkennen, um eine bessere Koordination mit Ärzten und ein rückwirkendes Nachvollziehen des Trinkverhaltens zu ermöglichen. Zusätzlich könnte die Erfüllung des Flüssigkeitsbedarfs in den Fokus gerückt werden, indem beispielsweise ein Trinkbalken die momentane Sollerfüllung eines Tagesziels verdeutlicht. Dies kann als Motivation zum Trinken dienen. Ebenso ist eine offene Schnittstelle zur Vernetzung mit Pflegedokumentationssystemen möglich. Dadurch kann auf die handschriftlichen Einträge verzichtet und Übertragungsfehler vermieden werden. Die Sensorsysteme können dahingehend erweitert werden, dass sich ihre Firmware über Funk aktualisieren lässt.

**Evaluierung des Gesamtsystems** Bisher wurde das System nur innerhalb des *Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik* getestet. Ein nächster Schritt könnte der praktische Einsatz einer Kleinserie in einem Pflegeheim oder einer Klinik sein, um die bisher erarbeiteten Erkenntnisse und die technische Ausgestaltung auf Praxistauglichkeit zu überprüfen. Dies würde mit der Perspektive erfolgen, irgendwann eine automatische und zuverlässige Trinkmengenprotokollierung zur Prävention von Dehydratationen großflächig einzuführen, zum Wohle älterer Menschen und zur Arbeitsentlastung der Pflegekräfte.

# A. Beteiligte Studenten

## Abschlussarbeiten

**Johannes Deist** *Entwicklung eines Systems zur Trinkmengenerfassung mittels Durchflussmessung*, Masterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5716, Oktober 2015 - März 2016

Eingeflossen in Kapitel 3.2.3, 4.2.8, 5.1.2, 6.2, 6.3, 7.1.2 und 7.3

**Jannai Flaschberger** *Entwicklung eines kapazitiven Messsystems zur Trinkmengenüberwachung*, Bachelorarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5673, April 2015 - Oktober 2015

Eingeflossen in Kapitel 4.2.4, 5.1.1, 5.2, 6.1, 7.1.1 und 7.3

**Florian Kosch** *Ein Netzwerk zur Trinkmengenüberwachung mit multifunktionalen Ladestationen*, Bachelorarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5497, April 2014 - Oktober 2014

Eingeflossen in Kapitel 4.5.2 und 4.5.6

**Andreea Usatenco** *Verarbeitung gesundheitsrelevanter Daten zur Flüssigkeitsaufnahme auf einer Home Care Unit*, Interdisziplinäres Projekt an der Technischen Universität München, MiMed 5468, Mai 2013 - Oktober 2014

Eingeflossen in Kapitel 4.5.6

**Filippos Bamopoulos** *Kommunikationsstruktur eines Sensorsystems zur automatischen Bestimmung von Füllständen*, Bachelorarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5403, März 2013 - Februar 2014

Eingeflossen in Kapitel 4.5.2

**Raphaela Schmid** *RFID-basierte Leitfähigkeitsmessung passiver Sensorsysteme*, Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5330, April 2013 - Oktober 2013

Eingeflossen in Kapitel 4.4.1

**Jakob Miedaner** *Energieversorgung autarker Sensorsysteme zur Bestimmung von Trinkmengen*, Bachelorarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5266, Dezember 2012 - Juli 2013

Eingeflossen in Kapitel 4.4.2

**Anna-Maria Georgarakis** *Aufbau und Evaluierung eines spülbaren Trinkgefäßes zur automatisierten Messung von Trinkmengen*, Bachelorarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5379, April 2013 - Dezember 2013

Eingeflossen in Kapitel 4.2.3 und 4.3.1

**Susanne Meindl** *Entwicklung eines Funktionsmusters für ein System zur Erkennung der Füllmenge eines Trinkglases*, Semesterarbeit an der Technischen Universität München, MiMed 5271, April 2013 - Juli 2013

Eingeflossen in Kapitel 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3, 4.2.4 und 4.2.5

## Studentische Mitarbeiter

**Helge Mühlischlegel** *Hilfswissenschaftler*, Januar 2016 - Mai 2016

Eingeflossen in Kapitel 7.1.1

**Jannai Flaschberger** *Hilfswissenschaftler*, Januar 2016 - Mai 2016

Eingeflossen in Kapitel 4.2.4, 5.1.3, 6.3

**Maik Friedrich** *Ingenieurpraxis*, September 2015 - November 2015

Eingeflossen in Kapitel 4.2.1, 4.2.2, 4.2.4 und 4.2.5

**Anja Schneider** *Hilfswissenschaftlerin*, Mai 2014 - August 2014

Eingeflossen in Kapitel 4.5.6

**Simon Laudahn** *Hilfswissenschaftler*, April 2014 - Dezember 2015

Eingeflossen in Kapitel 4.2.4

**Eicke Hecht** Hilfwissenschaftler, April 2013 - Juni 2013

Eingeflossen in Kapitel 4.2.4

**Stefan Ramesberger** Hilfwissenschaftler, September 2012 - Februar 2016

Eingeflossen in Kapitel 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3, 4.5.4 und 4.5.5

**Stefan Gänslar** Hilfwissenschaftler, September 2012 - Juni 2014

Eingeflossen in Kapitel 4.2.3

## B. Literaturverzeichnis

- Agency for Healthcare Research and Quality (2015): Healthcare Cost and Utilization Project (HCUP): National and regional estimates on hospital use for all patients from the HCUP National (Nationwide) Inpatient Sample (NIS), U.S. Department of Health & Human Services.  
URL: <http://hcupnet.ahrq.gov/>
- Aislelabs (2015): The Hitchhikers Guide to iBeacon Hardware: A Comprehensive Report by Aislelabs, Aislelabs, Toronto, ON, Kanada.  
URL: <http://www.aislelabs.com/reports/beacon-guide/>
- Amft, Oliver, Bannach, David, Pirkel, Gerald, Kreil, Matthias & Lukowicz, Paul (2010): Towards wearable sensing-based assessment of fluid intake, 2010 8th IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), IEEE, S. 298–303.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/PERCOMW.2010.5470653>
- Arens-Azevêdo, Ulrike & Behr-Völtzer, Christine (2002): Ernährung im Alter, Lehrbuch Altenpflege, Vincentz, Hannover.
- Armstrong, Lawrence E. (2005): Hydration assessment techniques, *Nutrition Reviews* **63**: S. 40–54.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1753-4887.2005.tb00153.x>
- Armstrong, Lawrence E. (2007): Assessing hydration status: The elusive gold standard, *Journal of the American College of Nutrition* **26**(5): S. 575–584.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1080/07315724.2007.10719661>
- Becker, Heidrun (2013): Robotik in Betreuung und Gesundheitsversorgung, Bd. 58 von TA-SWISS, vdf Hochschulverl., Zürich.
- Begum, Monirun Nessa & Johnson, C. Shanthi (2010): A review of the literature on dehydration in the institutionalized elderly, *e-SPEN, the European e-Journal of Clinical Nutrition and Metabolism* **5**(1): S. 47–53.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.eclnm.2009.10.007>
- Berning, Axel, Huhn, Siegfried & Bürger-Mildenberger, Annerose (2007): Prophylaxen in der Pflegepraxis: Risiken sicher einschätzen - Pflegestandards kompetent anwenden, 1. Aufl., Elsevier Urban & Fischer, München.
- Bhattacharyya, Rahul, Floerkemeier, Christian & Sarma, Sanjay (2010): (rfid) tag antenna based sensing: Does your beverage glass need a refill?, 2010 IEEE International Conference on RFID, IEEE, S. 126–133.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/RFID.2010.5467235>
- Bluetooth Special Interest Group (2010): Bluetooth Core Spezifikation: Version 4.0, Bluetooth Special Interest Group.  
URL: <https://www.bluetooth.com/specifications/adopted-specifications>
- Bluetooth Special Interest Group (2014): Bluetooth Core Spezifikation: Version 4.2, Bluetooth Special Interest Group.  
URL: <https://www.bluetooth.com/specifications/adopted-specifications>
- Brüggemann, Jürgen, Coners, Elise, Gerber, Hans, Hollenbach, Diane, Kowalski, Ingo, Mitnacht, Barbara, Vogt, Kerstin & Wenzel, Doris (2014): 4. Pflege-Qualitätsbericht des MDS nach § 114A Abs. 6 SGB XI: Qualität in der ambulanten und stationären Pflege, Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen e.V. (MDS), Essen.

- Brunner, Edgar & Munzel, Ullrich (2013): Nichtparametrische Datenanalyse, Springer, Berlin, Heidelberg.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-37184-4>
- Bucksch, Helmut (2003): Trinkgefäß mit einer Vorrichtung zum Anzeigen der Trinkmenge, Patent DE20122009 U1.  
URL: <http://www.google.de/patents/DE20122009U1>
- Bunn, Diane, Jimoh, Florence, Wilsher, Stephanie Howard & Hooper, Lee (2015): Increasing fluid intake and reducing dehydration risk in older people living in long-term care: a systematic review, *Journal of the American Medical Directors Association* **16**(2): S. 101–113.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jamda.2014.10.016>
- Burgess, Robert Adam, Hartley, Thomas, Mehdi, Qasim & Mehdi, Rana (2013): Monitoring of patient fluid intake using the xbox kinect, 2013 18th International Conference on Computer Games: AI, Animation, Mobile, Interactive Multimedia, Educational & Serious Games (CGAMES), IEEE, S. 60–64.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/CGames.2013.6632606>
- Camelbak Products (2009): CamelBak Flow Meter Durchflusssensor: Home Accessory Types Reservoir Replacement Parts flow meter™, Camelbak Products, Llc, Petaluma, CA, USA.  
URL: <http://www.camelbak.com/en/International/Sports-Recreation/Accessories/Flow-Meter.aspx>
- Chiu, Meng-Chieh, Chang, Shih-Ping, Chang, Yu-Chen, Chu, Hao-Hua, Chen, Cheryl Chia-Hui, Hsiao, Fei-Hsiu & Ko, Ju-Chun (2009): Playful bottle: A mobile social persuasion system to motivate healthy water intake, *Proceedings of the 11th international conference on Ubiquitous computing* S. 185–194.  
URL: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1620574>
- Cohen, Jacob (1992): Statistical power analysis, *Current directions in psychological science* **1**(3): S. 98–101.  
URL: <http://www.jstor.org/stable/20182143>
- Conrad, Gabor & Hayn, Henning (2012): Patent 102010041112: Durchflussmessgerät für einen Flüssigkeitsbehälter und Verfahren zur Hydrationsüberwachung eines Patienten, Robert Bosch GmbH, Stuttgart.
- Coy, Johannes A., Mehrkens, Jan H., Roppenecker, Daniel B. & Lüth, Tim C. (2014): Finding the center of parkinson's disease: A novel measurement device for quantifying motor symptoms during dbs-surgery, 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO).  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/ROBIO.2014.7090578>
- Cunha, António, Pádua, Luís, Costa, Luís & Trigueiros, Paula (2014): Evaluation of ms kinect for elderly meal intake monitoring, *Procedia Technology* **16**: S. 1383–1390.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.protcy.2014.10.156>
- Cypress Semiconductor Corporation (2015): PSoC 4: PSoC 4XX7\_BLE Family Datasheet: Document Number: 001-90479 Rev. \*J, Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, CA, USA.  
URL: <http://www.cypress.com/file/137466/download>
- Cypress Semiconductor Corporation (2016a): AN85951 - PSoC 4 CapSense Design Guide: Document Number: 001-85951 Rev. \*M, Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, CA, USA.  
URL: <http://www.cypress.com/file/46081/download>
- Cypress Semiconductor Corporation (2016b): AN91445 - Antenna Design and RF Layout Guidelines: Document Number: 001-91445 Rev. \*D, Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, CA, USA.  
URL: <http://www.cypress.com/file/136236/download>



- Czabke, Axel (2012): VITA - Ein neuer verhaltensintegrierter telemedizinischer Ansatz, Technische Universität München, München.  
URL: <http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn:nbn:de:bvb:91-diss-20121110-1096714-0-6>
- Dembowski, Klaus (2011): Energy Harvesting für die Mikroelektronik: Energieeffiziente und -autarke Lösungen für drahtlose Sensorsysteme, VDE-Verl., Berlin.
- Deutsche Gesellschaft für Ernährung (2014): DGE-Praxiswissen: Trinken im Alter, 2 Aufl., Deutsche Gesellschaft für Ernährung e. V. (DGE), Bonn.  
URL: <http://www.fitimalter-dge.de/>
- Deutsche Gesellschaft für Ernährung (2015): D-A-CH-Referenzwerte für die Nährstoffzufuhr, 2 Aufl., Neuer Umschau Buchverl., Neustadt an der Weinstraße.  
URL: <https://www.dge.de/wissenschaft/referenzwerte/wasser/>
- Dong, Bo, Gallant, Ryan & Biswas, Subir (2014): A self-monitoring water bottle for tracking liquid intake, 2014 IEEE Healthcare Innovation Conference (HIC), IEEE, S. 311–314.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/HIC.2014.7038937>
- European Food Safety Authority (2010): Scientific opinion on dietary reference values for water, Panel on Dietetic Products, Nutrition, and Allergies (NDA) 8(3).  
URL: <http://dx.doi.org/10.2903/j.efsa.2010.1459>
- Fan, Mingming & Truong, Khai N. (2015): SoQr: sonically quantifying the content level inside containers, Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing - UbiComp, ACM, S. 3–14.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1145/2750858.2804264>
- Fan, Mingming, Truong, Khai N. & Ranjan, Abhishek (2016): Exploring the use of capacitive sensing to externally measure liquid in fluid containers, University of Toronto - Knowledge Media Design Institute (KMDI) Reports .  
URL: <http://hdl.handle.net/1807/70970>
- Finkenzeller, Klaus, Gebhart, Michael, Preishuber-Pflügl, Josef, Reisenhofer, Erich, Wernle, Michael E. & Peters, Florian (2015): RFID-Handbuch: Grundlagen und praktische Anwendungen von Transpondern, kontaktlosen Chipkarten und NFC, 7. Aufl., Hanser, München.
- First Sensor (2015): CLC performance optimization, First Sensor AG, Berlin.  
URL: [http://www.first-sensor.com/cms/upload/appnotes/AN\\_CLC-performance\\_optimization\\_E\\_11167.pdf](http://www.first-sensor.com/cms/upload/appnotes/AN_CLC-performance_optimization_E_11167.pdf)
- Fisher, R. A. (1921): Studies in crop variation. I. An examination of the yield of dressed grain from Broadbalk, The Journal of Agricultural Science 11(02): S. 107.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1017/S0021859600003750>
- Fraden, Jacob (2010): Handbook of Modern Sensors, Springer, New York, NY.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4419-6466-3>
- Frenzel, F., Grothey, H., Habersetzer, C. & Hiatt, M. (2011): Industrielle Durchfluss-Messtechnik: Grundlagen und Praxis, ABB Automation Products GmbH.  
URL: [https://library.e.abb.com/public/acc2ad20c5184c29c12578c0004b8437/D184B075U01-07-07\\_2011\\_secure.pdf](https://library.e.abb.com/public/acc2ad20c5184c29c12578c0004b8437/D184B075U01-07-07_2011_secure.pdf)
- Fresh Idea Factory (2014): Obli, Fresh Idea Factory BV, Lochem, Niederlande.  
URL: <http://www.obli.info/en/>

- Gallagher, Lani G. (2011): The high cost of poor care: The financial case for prevention in American nursing homes, The National Consumer Voice for Quality Long-Term Care, Washington, DC, USA.
- Gao, Jinlan, Siden, Johan, Nilsson, Hans-Erik & Gulliksson, Mikael (2013): Printed humidity sensor with memory functionality for passive rfid tags, IEEE Sensors Journal **13**(5): S. 1824–1834.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2013.2244034>
- Gerber, Hans, Brüggemann, Jürgen, Brucker, Uwe, Deuber, Heinz Jürgen, Fischer, Beate, Hildebrand, Sandra, Jung, Caroline, Kreck, Christoph, Kurzmann, Karin & Schrage, Ute (2014): Grundsatzstellungnahme Essen und Trinken im Alter. Ernährung und Flüssigkeitsversorgung älterer Menschen, Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen e.V. (MDS), Essen.
- Gerke, Wolfgang (2015): Technische Assistenzsysteme: Vom Industrieroboter zum Roboterassistenten, De Gruyter Oldenbourg, Berlin.  
URL: <http://tib-hannover.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=1563389>
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2016a): Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000 (Fälle, Berechnungs- und Belegungstage, durchschnittliche Verweildauer). Gliederungsmerkmale: Jahre, Behandlungsort, Alter, Geschlecht, Verweildauer, Statistische Bundesamt, Bonn.  
URL: [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de)
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes (2016b): Sterbefälle, Sterbeziffern (je 100.000 Einwohner, altersstandardisiert) (ab 1998). Gliederungsmerkmale: Jahre, Region, Alter, Geschlecht, Nationalität, ICD-10, Art der Standardisierung, Statistische Bundesamt, Bonn.  
URL: [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de)
- Grandjean, Ann C., Reimers, Kristin J. & Buyckx, Maxime E. (2003): Hydration: Issues for the 21st century, Nutrition Reviews **61**(8): S. 261–271.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1301/nr.2003.aug.261-271>
- Grimmert, Thomas, Stürenburg, Hans Jörg & Staemmler, Martin (2008): Erinnerungs- und Monitoringsystem zur Flüssigkeitsaufnahme im häuslichen Umfeld und betreutem Wohnen, Ambient Assisted Living - AAL - 1. Deutscher AAL-Kongress mit Ausstellung, VDE, Berlin.  
URL: <https://www.vde-verlag.de/proceedings-en/563076055.html>
- Guillet, A., Vena, A., Perret, E. & Tedjini, S. (2012): Design of a chipless rfid sensor for water level detection, 2012 15th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics (ANTEM), IEEE, S. 1–4.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/ANTEM.2012.6262372>
- Gültig, Macel, Kreutzer, Joachim F, Klein, Raoul & Meiling, Johannes (2012): Intelligent Drinking Assistance, Karlsruhe Institut für Technologie, Karlsruhe.  
URL: <https://www.imt.kit.edu/830.php>
- Habenicht, Gerd (1997): Kleben: Grundlagen, Technologie, Anwendungen, 3 Aufl., Springer, Berlin, Heidelberg.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-08087-0>
- Halmágyi, M. (1972): Der Wasser- und Elektrolythaushalt, Bd. 60 von Anaesthesiology and resuscitation, 2 Aufl., Springer, Berlin.  
URL: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-65307-0\\_39](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-65307-0_39)
- Hartung, Joachim, Elpelt, Bärbel & Klösener, Karl-Heinz (2009): Statistik: Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik, 15. Aufl., Oldenbourg, München.  
URL: <http://www.oldenbourg-link.com/isbn/9783486710540>

- Hidrate (2016): HidrateSpark, Hidrate Inc., Boulder, CO, USA.  
URL: <http://hidratespark.com/>
- Hoffmann, Karl (2012): Anwendung der Wheatstoneschen Brückenschaltung, HBM Test and Measurement, Darmstadt.  
URL: <http://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/hbmdoc/technical/s1267.pdf>
- Huch, Renate & Jürgens, Klaus D. (2011): Mensch, Körper, Krankheit: Anatomie, Physiologie, Krankheitsbilder; Lehrbuch und Atlas für die Berufe im Gesundheitswesen, 6. Aufl., Elsevier, Urban & Fischer, München.
- Itead Studio (2015): Nextion HMI Solution, Itead Studio, Shenzhen, China.  
URL: <http://nextion.itead.cc>
- Jerry Sweeny (2016): MyHydrate, MyHydrate, La Jolla, CA, USA.  
URL: <http://www.myhydrate.com/>
- Jiang, Zhenyu, Fu, Zhewei & Yang, Fan (2012): RFID tag antenna based wireless sensing method for medical transfusion applications, 2012 IEEE International Conference on RFID-Technologies and Applications (RFID-TA), IEEE, S. 126–130.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/RFID-TA.2012.6404496>
- Kenney, W. Larry & Chiu, Percy (2001): Influence of age on thirst and fluid intake, *Medicine and science in sports and exercise* **33**(9): S. 1524–1532.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1097/00005768-200109000-00016>
- Kobayashi, Yuichi & Mineno, Hiroshi (2014): Fluid intake recognition for nursing care support by leveraging swallowing sound, 2014 IEEE 3rd Global Conference on Consumer Electronics (GCCE), IEEE, S. 620–621.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/GCCE.2014.7031280>
- Korečić, Jasenka (2012): Pflegestandards Altenpflege, 5. Aufl., Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-20961-1>
- Köther, Ilka (2005): Thiemes Altenpflege: Zeitgemäß und zukunftsweisend, 1. Aufl., Thieme, Stuttgart.
- Kreutzer, Joachim F. (2015): Interner Report - Produktzusammenfassung Cuptime, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München, München.
- Kreutzer, Joachim F., Deist, Johannes, Hein, Christina M. & Lüth, Tim C. (2016): Sensor systems for monitoring fluid intake indirectly and directly, IEEE EMBS 13th Annual International Body Sensor Networks Conference, IEEE.
- Kreutzer, Joachim F., Flaschberger, Jannai, Hein, Christina M. & Lüth, Tim C. (2016): Capacitive detection of filling levels in a cup, IEEE EMBS 13th Annual International Body Sensor Networks Conference, IEEE.
- Kreutzer, Joachim F., Kosch, Florian, Ramesberger, Stefan, Reimer, Samuel M.F. & Lüth, Tim C. (2015): Base station concepts of an automatic fluid intake monitoring system, 2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE, S. 126–131.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/ROBIO.2015.7418755>
- Kreutzer, Joachim F., Pfitzer, Michael & D'Angelo, Lorenzo T. (2013): Accuracy of caring personnel in estimating water intake based on missing liquid in drinking vessels, 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), IEEE, S. 4682–4685.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610592>

- Kreutzer, Joachim F., Ramesberger, Stefan, Reimer, Samuel M.F., Entsfellner, Konrad & Lüth, Tim C. (2015): Automatically detecting fluid intake using conductivity measurements of beverages in a cup, 2015 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering (CASE), IEEE, S. 1546–1551.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/CoASE.2015.7294319>
- Kreutzer, Joachim F., Schmid, Raphaela, Reimer, Samuel M. F., Lüth, Tim C. & D'Angelo, Lorenzo T. (2014): Radio frequency identification based detection of filling levels for automated monitoring of fluid intake, 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE, S. 2049–2054.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/ROBIO.2014.7090638>
- Kullgren, Kristin A., Scholl, Penny, Kidwell, Kelley M. & Hmiel, S. Paul (2015): Using an interactive water bottle to target fluid adherence in pediatric kidney transplant recipients: a pilot study, *Pediatric transplantation* **19**(1): S. 35–41.
- Li, X. B., Larson, S. D., Zyuzin, A. S. & Mamishev, A. V. (2006): Design principles for multichannel fringing electric field sensors, *IEEE Sensors Journal* **6**(2): S. 434–440.
- LifeFuels (2016): LifeFuels, LifeFuels, Inc., Reston, USA.  
URL: <https://www.lifefuels.co/>
- Luft, F. C. (1998): Salz- und Wasserhaushalt für den klinischen Alltag, *Der Internist* **39**(8): S. 804–809.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s001080050247>
- Mahlberg-Breuer, Angelika & Mybes, Ursula (2007): *Pflegedokumentation stationär: Handbuch für die Pflegeleitung*, Altenpflege Bibliothek, Vincentz Network, Hannover.
- Makovetskiy, Mykhailo & Kremin, Victor (2010): Capacitive liquid level sensor, Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, CA, U.S.A.
- Manz, F. & Wentz, A. (2003): 24-h hydration status: Parameters, epidemiology and recommendations, *European Journal of Clinical Nutrition* **57**: S. 10–18.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.ejcn.1601896>
- Mark One (2015): Pryme Vessyl, Mark One, Inc., San Francisco, USA.  
URL: <https://www.myvessyl.com/>
- Martyn, C.N, Osmond, C., Edwardson, J.A, Barker, D.J.P, Harris, E.C & Lacey, R.F (1989): Geographical relation between alzheimer's disease and aluminium in drinking water, *The Lancet* **333**(8629): S. 61–62.  
URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(89\)91425-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(89)91425-6)
- MathWorks (2016a): Matlab R2016a: finv: F inverse cumulative distribution function, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA.  
URL: <http://de.mathworks.com/help/stats/finv.html>
- MathWorks (2016b): Matlab R2016a: fpdf: F probability density function, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA.  
URL: <http://de.mathworks.com/help/stats/fpdf.html>
- Maughan, Ronald J., Shirreffs, Susan M. & Leiper, John B. (2007): Errors in the estimation of hydration status from changes in body mass, *Journal of sports sciences* **25**(7): S. 797–804.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1080/02640410600875143>
- Menche, Nicole (2011): *Pflege heute: Lehrbuch für Pflegeberufe*, 5 Aufl., Elsevier, Urban & Fischer, München.
- Miller, Myron (2006): Hyponatremia and arginine vasopressin dysregulation: Mechanisms, clinical consequences, and management, *Journal of the American Geriatrics Society* **54**(2): S. 345–353.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.00609.x>

- Morris, Alan S. & Langari, Reza (2016): Chapter 17 - level measurement, Measurement and Instrumentation (Second Edition), Academic Press, Boston, S. 531–545.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-800884-3.00017-4>
- MS Knobe Marketing Services (2014): Intelligente Trinkuhr, MS Knobe Marketing Services GmbH, Frankfurt am Main.  
URL: <http://www.werbeartikeltrinkuhr.de/>
- Out of Galaxy (2015): H2O-Pal, Out of Galaxy, LCC.  
URL: <https://www.h2opal.com/>
- Pavel, Amy, Rubin, Steve, Chen, Sean & Nahman, Elliot (2012): Drink, UC Berkeley, Berkeley, CA, USA.  
URL: <http://postscapes.com/smart-cup-drinke>
- Perkins, Craig R. (2001): Hydration insuring system comprising liquid-flow meter, Patent US6212959B1.  
URL: <http://www.google.com/patents/US6212959>
- Pivarnik, J. M., Leeds, E. M. & Wilkerson, J. E. (1984): Effects of endurance exercise on metabolic water production and plasma volume, Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology **56**(3): S. 613–618.
- Pöttsch, Olga & Rößger, Felix (2015): Bevölkerung Deutschlands bis 2060, Statistisches Bundesamt, Wiesbaden.  
URL: <https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Bevoelkerung/VorausberechnungBevoelkerung/BevoelkerungDeutschland2060Presse.html>
- Pschyrembel, Willibald (2014): Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, 266. Aufl., De Gruyter, Berlin.
- rrioo (2015): ocup.  
URL: <http://www.rrioo.com/ocup/>
- Rüchardt, A. & Lydtin, H. (1999): Störungen des Natrium- und Wasserhaushaltes: Diagnostik und Therapie, Der Internist **40**(8): S. 861–871.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s001080050412>
- Sample, Alanson P., Yeager, Daniel J., Powledge, Pauline S., Mamishev, Alexander V. & Smith, Joshua R. (2008): Design of an RFID-based battery-free programmable sensing platform, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement **57**(11): S. 2608–2615.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/TIM.2008.925019>
- SBG XI - Soziale Pflegeversicherung (2014): § 113a Expertenstandards zur Sicherung und Weiterentwicklung der Qualität in der Pflege.
- Schäfer, Thomas (2011): Statistik II: Inferenzstatistik, 1. Aufl., VS-Verl., Wiesbaden.  
URL: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-531-92089-4\\_1](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-531-92089-4_1)
- Schmidt, Simone & Meißner, Thomas (2009): Organisation und Haftung in der ambulanten Pflege: Praxisbuch, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-79332-8>
- Shenzhen Mecare Network Technology (2015): Cuptime, Shenzhen Mecare Network Technology, Shenzhen, China.  
URL: <http://www.mecare.cn/pro/cuptime2>
- Shirreffs, S. M. (2003): Markers of hydration status, European Journal of Clinical Nutrition **57**(S2): S. 6–S9.  
URL: <http://www.nature.com/ejcn/journal/v57/n2s/full/1601895a.html>

- Siden, Johan, Zeng, Xuezhi, Unander, Tomas, Koptuyg, Andrey & Nilsson, Hans-Erik (2007): Remote moisture sensing utilizing ordinary RFID tags, 2007 IEEE Sensors, IEEE, S. 308–311.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/ICSENS.2007.4388398>
- Simmons, S. F. & Schnelle, J. F. (2004): Individualized feeding assistance care for nursing home residents: Staffing requirements to implement two interventions, The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences **59**(9): S. 966–973.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/59.9.M966>
- Sobotka, L., Schneider, S. M., Berner, Y. N., Cederholm, T., Krznaric, Z., Shenkin, A., Stanga, Z., Toigo, G., Vandewoude, M. & Volkert, D. (2009): ESPEN guidelines on parenteral nutrition: Geriatrics, Clinical Nutrition **28**(4): S. 461–466.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clnu.2009.04.004>
- Sportline (1999): HydraCoach, Sportline Inc., Elmsford, USA.
- Statistisches Bundesamt (2015): Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik): Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern - 2014, Bd. 2120640147004, Statistisches Bundesamt, Wiesbaden.
- Stürenburg, Ingevid (2007): Trinkmengen-Überwachungs-Gerät, Patent DE202006012755 U1.  
URL: <http://www.google.de/patents/DE202006012755U1?cl=de>
- Tadiran Batteries (2016): TLI-1530A, Tadiran Batteries GmbH, Büdingen.  
URL: <http://www.tadiranbatteries.de/pdf/tadiran-lithium-ionen-batterien/TLI-1530.pdf>
- Tamura, T., Miyasako, S., Ichinoseki, N., Nambu, A. & Suenaga, T. (2002): A water supply telemonitoring system as a assistive device for the nurses and caregivers, 2002 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, Bd. 3, IEEE, S. 1857–1858.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2002.1053062>
- Tan, Yen Kheng & Panda, Sanjib Kumar (2011): Energy harvesting from hybrid indoor ambient light and thermal energy sources for enhanced performance of wireless sensor nodes, IEEE Transactions on Industrial Electronics **58**(9): S. 4424–4435.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/TIE.2010.2102321>
- Ternès, Anabel, Towers, Ian & Jerusel, Marc (2015): Aktuelle Rahmenbedingungen des Privatkonsums, in A. Ternès, I. Towers & M. Jerusel (eds), Konsumentenverhalten im Zeitalter der Mass Customization: Trends: Individualisierung und Nachhaltigkeit, essentials, Springer Gabler, Wiesbaden, S. 7–12.  
URL: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-09846-9\\_2](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-09846-9_2)
- Thermos (2015): Connected Hydration Bottle with Smart Lid, Thermos LCC, Schaumburg, IL, USA.  
URL: <http://www.thermos.com/products/connected-hydration-bottle-with-smart-lid---teal.aspx>
- TI Designs (2015): Capacitive-Based Liquid Level Sensing Sensor ReferenceDesign, Texas Instruments Incorporated, Dallas, TX, USA.  
URL: <http://www.ti.com/tool/TIDA-00317>
- Tränkler, Hans-Rolf & Reindl, Leonhard M. (eds) (2014): Sensortechnik: Handbuch für Praxis und Wissenschaft, VDI-Buch, 2. Aufl., Springer, Berlin.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-29942-1>
- Verge, Greg (2015): PSoC 4 - Capacitive Liquid-Level Sensing: Document Number: 002-02478 Rev. \*\*, Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, CA, USA.

- Vilgis, Thomas A., Lendner, Ilka & Caviezel, Rolf (2015): Ernährung bei Pflegebedürftigkeit und Demenz: Lebensfreude durch Genuss, Springer, Wien.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-7091-1603-6>
- Virtanen, Juha, Ukkonen, Leena, Björninen, Toni, Elsherbeni, Atef Z. & Sydänheimo, Lauri (2011): Inkjet-printed humidity sensor for passive UHF RFID systems, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* **60**(8): S. 2768–2777.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1109/TIM.2011.2130070>
- Volkert, D., Bauer, J., Frühwald, T., Gehrke, I., Lechleitner, M., Lenzen-Großimlinghaus, R., Wirth, R. & Sieber, C. (2013): Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Ernährungsmedizin (DGEM) in Zusammenarbeit mit der GESKES, der AKE und der DGG, *Aktuelle Ernährungsmedizin* **38**(03): S. 1–48.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1055/s-0033-1343169>
- von Renteln-Kruse, Wolfgang (2009): *Medizin des Alterns und des alten Menschen*, Springer, Dordrecht.  
URL: <http://gbv.eblib.com/patron/FullRecord.aspx?p=511220>
- Wakefield, Bonnie J., Mentes, Janet, Holman, John E. & Culp, Kenneth (2009): Postadmission dehydration: Risk factors, indicators, and outcomes, *Rehabilitation Nursing* **34**(5): S. 209–216.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1002/j.2048-7940.2009.tb00281.x>
- Weitzman, Richard E. & Kleeman, Charles R. (1979): The clinical physiology of water metabolism, *Western Journal of Medicine* **131**(5): S. 373–400.
- Wied, Susanne & Warmbrunn, Angelika (2012): *Psyhyrembel Pflege*, 3. Aufl., De Gruyter, Berlin.
- Wireless Power Consortium (2016a): Qi products, The Wireless Power Consortium, Piscataway, NJ, USA.  
URL: <http://www.wirelesspowerconsortium.com/products/>
- Wireless Power Consortium (2016b): The Qi Wireless Power Transfer System Power Class 0 Specification: Parts 1 and 2: Interface Definitions: Version 1.2.2, The Wireless Power Consortium, Piscataway, NJ, USA.  
URL: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/>
- Xiao, Hong, Barber, Janet & Campbell, Ellen S. (2004): Economic burden of dehydration among hospitalized elderly patients, *American journal of health-system pharmacy* **61**(23): S. 2534–2540.
- Zaccaria, Marco, Rocco, Stefano, Noventa, Donatella, Varnier, Maurizio & Opocher, Giuseppe (1998): Sodium regulating hormones at high altitude: Basal and post-exercise levels 1, *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* **83**(2): S. 570–574.  
URL: <http://dx.doi.org/10.1210/jcem.83.2.4578>
- Zimmermann, Christoph (2015): *Trink Tracker*, FZI Forschungszentrum Informatik, Karlsruhe.  
URL: <http://www.trinktracker.de/>
- Zimmermann, Christoph, Karwat, P., Heuer, S., Stork, W., Geiger, V. & Gross, A. (2015): Analyse und Evaluation geeigneter Feedback-Mechanismen zur Steigerung der Flüssigkeitsaufnahme in der Pflege, 8. AAL-Kongress, VDE-Verl., Berlin.