

AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR ANÄSTHESIOLOGIE  
PROF. DR. BERNHARD M. GRAF  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

QUALITATIVE UNTERSUCHUNG VON BLUTGASANALYSATOREN  
ANHAND VON DOPPELMESSUNGEN UND  
DER BESTIMMUNG DES BASE EXCESS

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Margarete Karpfinger

2014



AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR ANÄSTHESIOLOGIE  
PROF. DR. BERNHARD M. GRAF  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

QUALITATIVE UNTERSUCHUNG VON BLUTGASANALYSATOREN  
ANHAND VON DOPPELMESSUNGEN UND  
DER BESTIMMUNG DES BASE EXCESS

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Margarete Karpfinger

2014

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Jonny Hobbhahn
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. dent. Helmut Schweikl
Tag der mündlichen Prüfung:	28.05.2014

**Für meine liebe einzigartige Familie**

# INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. <b>EINLEITUNG</b>	10
II. <b>LITERATUR</b>	11
1. Die Blutgasanalyse	11
1.1. Definition	11
1.2. Geschichtlicher Hintergrund	11
1.3. Definition der POCT	12
1.4. POCT in der klinischen Anwendung	12
1.5. Blutgasanalysatoren	13
2. Der Säure-Basen-Haushalt	15
2.1. pH-Wert, Säure-Basen-Gleichgewicht, pKa-Wert	15
2.2. Puffersysteme	17
2.3. Störungen des Säure-Basen-Haushalts	19
3. Der Base Excess	24
3.1. Definition	24
3.2. Berechnung des BE	25
3.3. Klinische Bedeutung des BE für den Säure-Basen-Haushalt	25
III. <b>EIGENE UNTERSUCHUNGEN</b>	27
1. Fragestellung	27
1.1. Studie I	27
1.2. Studie II	28
2. Material und Methodik	29
2.1. Material	29
2.2. Methodik	33
2.2.1. Studie I	33
2.2.2. Studie II	34
3. Ergebnisse	44
3.1. Studie I	44
3.2. Studie II	45

IV.	<b>DISKUSSION</b>	58
1.	Studie I	58
2.	Studie II	62
3.	Kritik am Studienaufbau und Verbesserungsvorschläge für weitere Untersuchungen	72
4.	Kritik an der Programmierung der BE-Wert-Berechnung	73
V.	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	74
VI.	<b>SUMMARY</b>	76
	<b>Literaturverzeichnis</b>	78
	<b>Tabellen-, Graphik- und Diagrammverzeichnis</b>	81
	<b>Anhang</b>	82
	Tabellen	
	<b>Danksagung</b>	109

## Abkürzungen

Abb.	Abbildung
AQC	automatische Qualitätskontrollmessung
BE	Basenabweichung oder Basenüberschuss des Blutes (engl.: Base Excess)
BE <sub>ecf</sub>	Basenabweichung der extrazellulären Flüssigkeit
BGA	Blutgasanalyse
Cal	Kalibration
CH <sub>4</sub> N <sub>2</sub> O	Harnstoff
cHb	Hämoglobin-Konzentration
cHCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	Bikarbonat-Konzentration
cHCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> <sub>akt</sub>	aktuelle Bikarbonat-Konzentration
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
cPB <sup>-</sup>	Pufferbasen-Konzentration
d	Tag
f <sub>H</sub>	Aktivitätskoeffizient
h	Stunde
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	Bikarbonat-Anion, Hydrogencarbonat
H <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	Kohlensäure
H <sub>2</sub> O	Wasser
HPO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>	Hydrogenphosphat-Anion
H <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	Dihydrogenphosphat-Anion
d	Verzerrung
iCa <sup>2+</sup>	ionisiertes Ca <sup>2+</sup>
iMg <sup>2+</sup>	ionisiertes Mg <sup>2+</sup>
l	Liter
mmol/l	millimol pro Liter
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
NBP	Nicht-Bikarbonat-Puffer
NH <sub>4</sub> <sup>+</sup>	Ammonium-Ionen
pCO <sub>2</sub>	Kohlendioxid-Partialdruck



pH	pH-Wert, negativer dekadischer Logarithmus der Wasserstoffionenkonzentration; der normale pH-Wert des Blutes liegt zwischen 7,37 und 7,43
pK <sub>a</sub>	= -log K <sub>a</sub> = der negative dekadische Logarithmus der Dissoziationskonstante einer Säure
pO <sub>2</sub>	Sauerstoff-Partialdruck
psO <sub>2</sub>	partielle Sauerstoffsättigung
POC(T)	point of care (testing), dt.: patientennahe Sofortdiagnostik, patientennahe Labordiagnostik
QC	Qualitätskontrollmessung
RiliBÄK	Richtlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung laboratoriumsmedizinischer Untersuchungen
s	Standardabweichung
sO <sub>2</sub>	Sauerstoffsättigung
σ	Standardabweichung der Grundgesamtheit
TAT	„turn around time“, Zeit zwischen Anforderung eines Tests und Erhalt des diagnostischen Befundes
Temp.	Temperatur
tHb	Gesamthämoglobin
v.a.	vor allem
z.B.	zum Beispiel

## **I. EINLEITUNG**

Eine effektive und gezielte therapeutische Behandlung eines Patienten setzt eine möglichst schnelle und korrekte Beurteilung seines Zustandes voraus.

Die Blutgasanalyse ist hierbei ein obligatorischer Bestandteil der Untersuchung.

Hauptaufgabe der Blutgasanalyse ist die qualitativ und quantitativ exakte sowie schnelle Erfassung von Blutgaswerten und somit von Störungen des Säure-Basen-Haushalts.

Um dieser Forderung nachzukommen, halten immer mehr POCT-Geräte Einzug in Universitätskliniken, insbesondere in die Notaufnahme, in Operationssäle, in Aufwachräume, auf Intensiv- und Neonatalstationen.

Unverzichtbar sind im Klinikum der Universität Regensburg Blutgasanalysatoren geworden, die unmittelbar auf den Krankenstationen einen Großteil des jährlichen Probenaufkommens bewältigen. So fallen jährlich ca. 230.000 Blutgasanalysen an.

Um dem steigenden Bedarf nicht nur im Klinikalltag, sondern auch in der Forschung gerecht zu werden, sind die Hersteller stets bemüht, neue Geräte zu entwickeln bzw. die vorhandenen Modelle zu verbessern.

Im Hinblick auf das Anwendungsgebiet der Geräte ist eine der wichtigsten Anforderungen an diese, die Reproduzierbarkeit, d.h. den Grad der Messgenauigkeit und Fehlerfreiheit, zu verbessern und gleichzeitig die Zeit zwischen der Probenentnahme und dem Erhalt der Messergebnisse zu verkürzen. Dabei sollen die Anschaffungskosten eines Gerätes minimiert werden.

In der medizinischen Diagnostik gelten hohe Anforderungen an die Geräte bezüglich ihrer technischen Sicherheit und Funktionstüchtigkeit, sowie der Genauigkeit und Zuverlässigkeit der erhobenen Messergebnisse.

Ziel vorliegender Arbeit ist es, an einem Kollektiv von Patienten zwei neue Blutgasanalysatoren der Firma Roche im Vergleich mit den vorhandenen Klinikgeräten auf ihre Handhabung und Zuverlässigkeit im klinischen Betrieb zu testen und die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse anhand von Doppelmessungen zu überprüfen.

## **II. LITERATUR**

### **1. Die Blutgasanalyse**

#### **1.1. Definition**

Der Begriff Blutgasanalyse (BGA) beschreibt die quantitative Ermittlung des Partialdrucks von Sauerstoff ( $O_2$ ) und Kohlendioxid ( $CO_2$ ) sowie des pH-Werts im Blut eines Organismus. Mit der zusätzlichen Messung des Hämoglobin-Werts (Hb), der berechneten Bikarbonat-Konzentration ( $CHCO_3^-$ ) und unter Berücksichtigung der Körpertemperatur kann der Basenüberschuss (BE) errechnet werden. Somit ist eine Aussage über den Säure-Basen-Haushalt und den Beatmungszustand des Patienten möglich.

#### **1.2. Geschichtlicher Hintergrund**

Der dänische Physiologe und Laborchemiker Poul Bjørndahl Astrup kam zu der Erkenntnis, dass die Beatmung von Patienten nur durch die Messung des Säure-Basen-Status und die Oxygenierung effektiv gesteuert werden kann, woraufhin er in den 60er Jahren zusammen mit der Firma Radiometer A/S ein Gerät für die Blutgasanalyse entwickelte.<sup>1,2</sup>

#### **1.3. Definition des POCT**

Für die Diagnostik in unmittelbarer Patientennähe oder direkt am Bett mithilfe laboratoriumsmedizinischer Verfahren, wozu auch die Blutgasanalysatoren zählen, haben sich die Begriffe „patientennahe Labordiagnostik“ bzw. „patientennahe Sofortdiagnostik“ festgesetzt. International ist hierfür der Begriff „POCT“ („Point of care testing“) gebräuchlich.<sup>3(S. 4)</sup><sup>4</sup>

Das POCT zeichnet sich durch mehrere Charakteristika aus:

1. „Durchführung von Laboruntersuchungen in unmittelbarer Nähe zum Patienten
2. Durchführung von Laboruntersuchungen außerhalb eines Zentral- oder Satellitenlaboratoriums
3. Keine Probenvorbereitung, d.h. meist Vollblut als Untersuchungsmaterial
4. Keine Pipettierschritte
5. „Ready-to-use“-Reagenzien, z.B. als Kassetten oder „Unit-use devices“
6. Spezielle Messgeräte, die nur für die Einzelprobenmessung vorgesehen sind oder nur für die Einzelprobenmessung eingesetzt werden
7. Keine eingehende medizinisch-technische Qualifikation für die Messgeräte-Bedienung notwendig
8. Rasche Verfügbarkeit der Ergebnisse
9. Unmittelbare Ableitung einer Diagnose bzw. von therapeutischen Konsequenzen aus den Ergebnissen“ <sup>3</sup>(S. 16)

#### **1.4. POCT in der klinischen Anwendung**

Im Vergleich zur klassischen Labordiagnostik ist bei dem POCT die „turn around time“ (TAT), die Zeit zwischen der Testanforderung und dem Erhalt der Ergebnisse, verkürzt, da die „Diagnostik in Patientennähe erfolgt und Vollblutproben analysiert“ werden können. Dadurch stehen dem Behandler sofort Ergebnisse zur Verfügung. Zusätzlich ist durch die unverzügliche Auswertung der Probe nach der Blutabnahme gewährleistet, dass die enthaltenen Blutgase stabil sind. Somit kann eine zusätzliche Fehlerquelle, eine Veränderung der Blutgase durch den zeitverzögernden Transport ins Zentrallabor, vermieden werden. <sup>5</sup>(S. 14)

Somit können Diagnosen frühzeitig gestellt und das Krankheitsbild in verschiedene Schweregrade eingeteilt werden. Mit der unverzüglichen Darstellung der klinischen Situation und der Beobachtung des Verlaufs, kann der Behandler sofort beurteilen, ob eine Behandlung indiziert bzw. erfolgreich ist. Des Weiteren ist ersichtlich, ob eine alternative Therapie angewandt werden muss und wann der optimale Zeitpunkt ist, therapeutische Eingriffe einzuleiten. <sup>3</sup>(S. 14f) <sup>4</sup>

Gleichzeitig ist die Effektivität der durchgeführten Therapiemaßnahmen ersichtlich und kontrollierbar.<sup>3,6</sup>(S. 414) Somit werden Patienten effektiver behandelt, verweilen kürzer im Operationssaal und auf der Intensivstation und können schneller aus der Klinik entlassen werden.<sup>7</sup> Durch die gezielte Therapie bei optimaler Patientenüberwachung und Vermeidung von Komplikationen verringern sich die von Ärzten und Pflegepersonal aufgewendete Zeit und die Behandlungskosten<sup>4</sup>, wodurch die Zufriedenheit derer gesteigert werden soll.<sup>3</sup> (S.15)

Darüber hinaus wird die Analyse durch den Behandler selbst und die Dokumentation durch das Gerät übernommen. Dadurch werden nachgewiesenermaßen Labor-, Material- und Personalkosten in Kliniken minimiert.<sup>4</sup>

Durch die Vernetzung der POCT-Geräte mit dem Krankenhaus-Informationssystem (KIS, bzw. Hospitalinformationssystem, HIS; zentraler Server) sind der Datenaustausch und die Dateneinsicht innerhalb einer Klinik stationenübergreifend mit dem Zentrallabor möglich. Dafür müssen alle klinischen Abteilungen mit dem Zentrallabor „im Sinne einer POCT-Koordination organisatorisch zusammenarbeiten“. <sup>3</sup>(S. 181) <sup>8</sup>

## **1.5. Blutgasanalysatoren**

Blutgasanalysatoren gehören zur Gruppe der Benchtop-Instrumente, die nicht direkt am Patientenbett, sondern im Funktionsbereich der Station lokalisiert sind.

Sie werden mit und ohne Oxymetrie zu Elektrolyt- und Substratmessungen angeboten.<sup>3</sup>(S. 24f) POCT-Geräte messen üblicherweise basale Messgrößen wie pH, pO<sub>2</sub> und pCO<sub>2</sub> und Elektrolyte wie Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, iCa<sup>2+</sup>, iMg<sup>2+</sup> und Cl<sup>-</sup>. Darüber hinaus errechnen sie aus diesen Werten andere Parameter wie den Base Excess und die Konzentration des Standardbikarbonats. sO<sub>2</sub>, also die Oxygenierung des Blutes, die Hb-Konzentration, der Hämatokrit und Hb-Fractionen werden mittels der CO-Oxymetrie gemessen. Fakultativ können auch Metabolite wie Glukose, Laktat, Kreatinin, Harnstoff, Bilirubin und andere ermittelt werden. Die Leistungsfähigkeit eines modernen Gerätes wird durch die Sensor-Kassette festgelegt.<sup>3</sup>(S. 42, S. 80)

BGA-Geräte werden dahingehend entwickelt, „Funktionsprüfungen der einzelnen Sensoren, Kontrolltätigkeiten wie Kalibrierungen und Reinigungsprozeduren sowie

Qualitätssicherungen“ selbstständig vorzunehmen. Wodurch der Bediener entlastet wird.<sup>3</sup>(S.76)

Dazu beherrschen sie die Vollblutsensortechnologie. Diese ermöglicht einen Durchflussbetrieb bei geringsten Probenvolumina und eine große Zeitersparnis, da keine Probenaufbereitung nötig und die Analysezeit sehr kurz ist.<sup>3</sup>(S. 25, S.80)

Eigenschaften von BGA-Geräten:

- „Kontrolle von allen Analyseprozessschritten inklusive Reagenzienladung, Temperatureinstellung, Injektion, Inkubation, zeitlicher Ablauf
- Datenspeicherung aller Probenmessungen, Kalibrationen, Qualitätskontrollen
- Wartungsfreie Sensoren
- Touchscreen als User-Interface mit eingebauten Trainingsvideos
- Software, die den Benutzer sowie die zu untersuchende Patientenprobe durch eingebaute Barcode-Scanner zu identifizieren hilft
- Probeaspiration anstelle von Injektion (wichtig!)
- Clot-Detektion in der Durchflusszelle und Probevolumendetektion, um Probe mit geringen Volumina den noch möglichen Bestimmungen zuzuordnen
- Flüssigkalibrierungssystem anstelle von Gasflaschen
- automatische Kalibrierung und Qualitätskontrolle
- Vernetzbarkeit mit Informationssystemen“ <sup>3</sup>(S. 43f)

## 2. Der Säure-Basen-Haushalt

Für die Einschätzung des Zustandes eines Patienten in einer Notfallsituation sind die Parameter des Säure-Basen-Haushalts, der pH, der Kohlendioxid-Partialdruck ( $p\text{CO}_2$ , mmHg), der Sauerstoff-Partialdruck ( $p\text{O}_2$ , mmHg), die Hämoglobin-Konzentration (cHb, g/dl), daraus berechnet die partielle Sauerstoff-Sättigung ( $\text{psO}_2$ , %) und v.a. die Basenabweichung (BE, mmol/l), essentiell.<sup>9</sup>

### 2.1. pH-Wert, Säure-Basen-Gleichgewicht, $\text{pK}_a$ -Wert

#### Der pH-Wert

Der pH-Wert ist nach Sørensen (1909) ein Maß für die  $\text{H}^+$ -Ionenkonzentration einer wässrigen Lösung. Er wird definiert als negativ dekadischer Logarithmus der  $\text{H}^+$ -Ionenkonzentration (gleich der  $\text{H}^+$ -Ionenaktivität =  $f_H \cdot [\text{H}^+]$ ):

$$\text{pH} = -\log (f_H \cdot [\text{H}^+]) , \text{ wobei im Plasma } f_H \approx 0,8$$

Bei gesunden Frauen liegt der pH-Wert des arteriellen Blutes bei  $7,40 \pm 0,015$ , bei gesunden Männern bei  $7,39 \pm 0,015$ .<sup>10</sup> (S.142).

Alle Stoffwechselreaktionen sind pH-abhängig, d.h. nur in einem gewissen Bereich von 7,35 bis 7,45 können sie optimal erfolgen.<sup>10</sup>(S.387)

Dieser Referenzbereich für den pH-Wert des arteriellen Blutes wird je nach Autor mit  $7,37 - 7,43$  <sup>11</sup>(S. 146),  $7,35 - 7,45$  <sup>10</sup>(S.387) bzw.  $7,40 \pm 0,03$  <sup>10</sup>(S. 146, Quintessenz) angegeben.

Wird dieser Bereich stark unter- bzw. überschritten führt dies zu „Störungen des Stoffwechsels, der Durchlässigkeit von Membranen und der Elektrolytverteilung“. <sup>10</sup>(S.138)

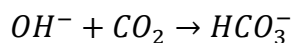
Bei Blut-pH-Werten unter 7,0 und über 7,8 ist die Erhaltung der Vitalität des menschlichen Körpers nicht mehr möglich. Somit muss der Organismus den Blut-pH in diesem engen Bereich konstant halten.

## Das Säure-Basen-Gleichgewicht

Der Säure-Basen-Haushalt befindet sich im Gleichgewicht, wenn im Organismus folgende Bilanzen ausgeglichen sind:

1. „(H<sup>+</sup>-Zufuhr bzw. -Produktion) – (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>-Zufuhr bzw. -Produktion)  
= (H<sup>+</sup>-Ausscheidung) – (HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>-Ausscheidung) ≈ 60 mmol/Tag  
(nahrungsabhängig),
2. (CO<sub>2</sub>-Produktion) = (CO<sub>2</sub>-Ausscheidung) ≈ 15000-20000 mmol/Tag.“<sup>10</sup>(S. 142)

Das Verhältnis in der ersten Gleichung wird im Wesentlichen durch die H<sup>+</sup>-Produktion (HCl, H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, Milchsäure, H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> u.a.) und die renale H<sup>+</sup>-Ausscheidung bestimmt. Doch kann das Gleichgewicht auch durch eine erhöhte HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>-Zufuhr infolge pflanzlicher Ernährung gestört werden:



Fällt der pH-Wert unter 7,35, spricht man von einer **Azidose**, steigt er über 7,45, von einer **Alkalose**.

Konstant gehalten wird der Blut-pH-Wert durch drei Systeme:

- die Puffersysteme des Blutes
- die Atmung
- die Nieren.

Diese beeinflussen sich gegenseitig.

## Der pK<sub>a</sub>-Wert

Für jeden pH-Wert ist das Verhältnis der Puffer-Basen- zur Puffer-Säuren-Konzentration durch den pK<sub>a</sub>-Wert, der Dissoziationskonstante einer Säure, in der sog. *Henderson-Hasselbalch-Gleichung* festgelegt:

$$-\log[H^+] = pH = pK_a + \log \frac{[HCO_3^-]}{[CO_2]}$$

Aus den Konzentrationen der Säure und der Base kann hiermit der jeweilige pH-Wert berechnet werden. Somit ist der pH-Wert umso höher, je größer cHCO<sub>3</sub><sup>-</sup> (Pufferbase) ist, und umso niedriger, je größer cCO<sub>2</sub> (Puffersäure) ist.

<sup>10</sup>(S.138, S.142) <sup>12</sup>(S. 499) <sup>11</sup>(S.146f)



## 2.2. Puffersysteme

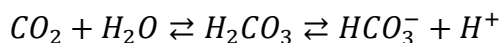
Ein Puffersystem zeichnet sich dadurch aus, dass sich der pH-Wert trotz Zugabe von Säuren oder Basen nicht ändert. Es besteht aus einer schwachen Säure und ihren dissoziierten Bestandteilen, also dem  $H^+$ -Ion und der korrespondierenden Base.

<sup>11</sup>(S. 146)

Im Blut wird der pH-Wert durch den Bikarbonat-, Phosphat- und Proteinpuffer, wie ionisierbare Seitengruppen von Hämoglobin und Albumin, reguliert. Diese Puffersysteme können sich auch gegenseitig puffern, weshalb sich ihre Puffer-Kapazitäten addieren. Die Konzentration der Gesamtpufferbasen liegt im arteriellen Blut bei 48 mmol/l. Steigt die Konzentration über diesen Wert an, wird dies als **Basenüberschuss (BE)** bezeichnet, fällt sie ab als **Basendefizit**.

### Bikarbonatpuffer

Der **Bikarbonatpuffer (BP)** hat dabei mit 75 % den größten Anteil an der Konstanthaltung des pH-Wertes. Somit ist es das klinisch wichtigste Puffersystem und auch das effektivste.



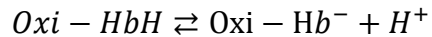
Bei einer Azidose (Säureüberschuss) werden die  $H^+$ -Ionen durch  $HCO_3^-$ , die Pufferbase, aufgenommen, welche dadurch zur Puffersäure (Kohlensäure) wird. Diese zerfällt in  $H_2O$  und  $CO_2$ . Das entstandene Kohlendioxid kann sogleich über die Lunge abgeatmet werden.

Eine Alkalose kann nur durch eine verringerte  $CO_2$ -Abgabe kompensiert werden. Dies wird durch eine verminderte Atmung ermöglicht. Dabei reichert sich  $H_2CO_3$  an und gibt  $H^+$ -Ionen ab. Zusätzlich regulieren Leber und Niere den pH-Wert durch die Ausscheidung von  $H^+$  bzw.  $HCO_3^-$ . Dies geschieht jedoch wesentlich langsamer.

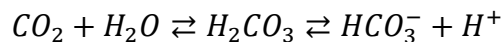
Die Regulation der  $CO_2$ - Konzentration durch die Atmung und die der  $HCO_3^-$  - Konzentration durch Ausscheidung durch die Nieren erfolgt unabhängig voneinander. Hierbei spricht man auch von einem *offenen Puffersystem*.<sup>10</sup>(S.138) <sup>12</sup>(S. 20, S.499)

## Hämoglobin-Puffer

An zweiter Stelle steht der **Hämoglobin-Puffer** in den Erythrozyten:

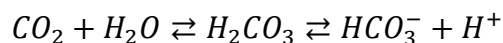


Desoxygeniertes Hämoglobin ( $Hb^-$ ) ist eine schwächere Säure als das nach der Sauerstoffbeladung oxygenierte Hämoglobin ( $Oxi-Hb^-$ ). Deshalb weist es eine stärkere Affinität zu Protonen auf und bindet diese dadurch leichter.<sup>10</sup>(S.138ff) <sup>13</sup>(S.516) Dies ist v.a. in den Gewebskapillaren entscheidend. Hier entsteht durch die Zellatmung  $CO_2$ . Die Reaktion



verläuft vermehrt nach rechts, wodurch die  $H^+$ -Konzentration steigt. Zusätzlich wird diese dadurch erhöht, da mit der  $CO_2$ -Abgabe ins Blut Protonen entstehen. Der pH-Wert sinkt. Somit herrschen im Gegensatz zu den Lungen ein niedriger  $pO_2$  und ein hoher  $pCO_2$ . Die Affinität von Hämoglobin zu Sauerstoff nimmt ab, wodurch die Desoxygenierung von Hb erleichtert wird (Bohr-Effekt) <sup>10</sup>(S.138ff) <sup>13</sup>(S.513f) Somit steigt die Pufferwirkung des Hämoglobins.<sup>11</sup>(S.147)

In den Lungen hingegen ist der  $pCO_2$  erniedrigt. Der  $pO_2$  und der pH-Wert des Blutes steigt, da Hämoglobin oxigeniert wird (Bohr-Effekt) und dadurch  $H^+$ -Ionen frei werden. Es findet eine Linksverschiebung der Reaktion

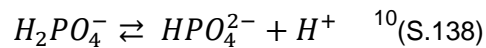


statt, wodurch  $CO_2$  freigesetzt und abgeatmet wird. Hier ist die Pufferwirkung des Hämoglobins vermindert.<sup>10</sup>(S.138ff)

Wie alle Nicht-Bikarbonatpuffer (NBP) erfolgt die Pufferung im *geschlossenen System*. Dies bedeutet, dass auch nach der Pufferung die Gesamtkonzentration aller Basen und Säuren zusammen unverändert bleibt.

## Phosphatpuffer

Unter Phosphatpuffer werden organische Phosphate, die in Erythrozyten zu finden sind, und anorganische Phosphate zusammengefasst. Die Pufferung der anorganischen Phosphate erfolgt über die Reaktion vom primären zum sekundären Phosphat:



Dieser Puffer ist v.a. intrazellulär von Bedeutung.

## 2.3. Störungen des Säure-Basen-Haushalts

Wird die Störung primär durch eine Änderung des Blut- $p\text{CO}_2$  hervorgerufen, also durch die Atmung bedingt, ist diese Störung *respiratorisch*. Wird sie durch eine Änderung des  $\text{CHCO}_3^-$  herbeigeführt, also durch ein Ungleichgewicht im Stoffwechsel, ist sie eine *metabolische* (= *nichtrespiratorische*) Störung.<sup>11,12</sup>(S.149)

Bei respiratorischen Störungen sind die Nicht-Bikarbonatpuffer die einzigen effektiven Puffer, bei nicht-respiratorischen Störungen unterstützen sie nur den Bikarbonatpuffer.<sup>10</sup>(S.140)

## Metabolische Azidose

### Ursache

Eine metabolische Azidose kann hervorgerufen werden, wenn die normal entstandene Menge an  $\text{H}^+$ -Ionen nicht ausgeschieden wird. Dies kann bei Niereninsuffizienz oder einem isolierten tubulären  $\text{H}^+$ -Sekretionsdefekt der Nieren entstehen (*renale Azidose*). Weitere Ursachen können Hyperkaliämie, vermehrt anfallende  $\beta$ -Hydroxybuttersäure und Acetessigsäure (entstehend bei Diabetes mellitus oder Hunger), vermehrter anaerober Abbau der Glukose zu Milchsäure und  $\text{H}^+$ -Ionen (beispielsweise bei schwerer körperlicher Anstrengung oder Hypoxie), vermehrten Anfall von  $\text{HCl}$  und  $\text{H}_2\text{SO}_4$  bei hoher Protein-Aufnahme, gesteigerter  $\text{HCO}_3^-$ -Verlust durch die Nieren (*proximale renal-tubuläre Azidose* oder durch Einnahme von Carboanhydrase-Hemmern) oder bei Durchfall.

## Pufferung und Kompensation

Bei einer metabolischen Azidose werden im ersten Schritt die überschüssigen  $\text{H}^+$ -Ionen *gepuffert*. Dabei wird dies zu  $\frac{2}{3}$  durch  $\text{HCO}_3^-$  und zu  $\frac{1}{3}$  durch die Nicht-Bikarbonat-Puffer übernommen. Das entstandene  $\text{CO}_2$  wird durch die Lunge abgeatmet. Folglich sinken die Standard-Bikarbonat-Konzentration  $\text{cHCO}_3^-_{\text{st}}$ , die aktuelle Bikarbonat-Konzentration  $\text{cHCO}_3^-_{\text{akt}}$  und die Pufferbasenkonzentration  $\text{cPB}^-$ . Ein **negativer Basenexzess** ist die Folge.

Im zweiten Schritt folgt die *respiratorische Kompensation*. Durch den erniedrigten pH-Wert wird das Atemzeitvolumen über zentrale Chemosensoren gesteigert, wodurch der alveoläre und arterielle  $\text{CO}_2$ -Partialdruck sinkt (*Hyperventilation*). Dadurch wird das Verhältnis der  $\text{HCO}_3^-$ -Konzentration zur  $\text{CO}_2$ -Konzentration wieder normalisiert auf 20:1. Zusätzlich wird  $\text{NBP-H}$  durch den steigenden pH-Wert zu  $\text{NBP}^-$ .

Wenn die Azidose trotz Pufferung und Kompensation andauert, wird die respiratorische Kompensation renal unterstützt. Es wird vermehrt  $\text{H}^+$  durch die Niere ausgeschieden.

Mit der Protonenausscheidung erfolgt gleichzeitig die Rückresorption von  $\text{HCO}_3^-$ .

<sup>11</sup>(S. 149, S. 219)

## **Metabolische Alkalose**

### Ursachen

Eine metabolische Alkalose kann durch einen vermehrten Abbau organischer Anionen, z.B.  $\text{Lactat}^-$  oder  $\alpha\text{-Ketoglutarat}^{2-}$ , durch Zufuhr von Basen, z.B. durch  $\text{HCO}_3^-$ -Infusionen, durch Verlust von  $\text{H}^+$ -Ionen durch Erbrechen oder bei Hypokaliämie und durch Volumenmangel entstehen.

### Pufferung

Die Pufferung erfolgt entsprechend der metabolischen Azidose. Die Standard-Bikarbonat-Konzentration steigt, woraus ein **positiver Basenexzess** resultiert.

Durch eine respiratorische Kompensation via Hypoventilation würde ein  $\text{O}_2$ -Mangel entstehen. Dadurch ist diese nur im begrenzten Maße möglich. Der metabolischen Alkalose kann auch durch eine Steigerung der  $\text{HCO}_3^-$ -Ausscheidung im Urin gegengesteuert werden.

## Respiratorische Azidose

### Ursache

Eine respiratorische Azidose entwickelt sich, wenn in Folge einer Hypoventilation weniger CO<sub>2</sub> abgeatmet wird, als im Stoffwechsel anfällt, und dadurch der pCO<sub>2</sub> im Plasma steigt (Hyperkapnie).

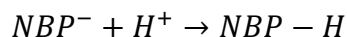
Ursächlich für eine Hypoventilation sind beispielsweise „eine Verminderung des funktionstüchtigen Lungengewebes, z.B. durch Tuberkulose, eine Behinderung des alveolären Gasaustausches. z.B. bei einem Lungenödem, eine Lähmung der Atemmuskulatur, z. B. bei Kinderlähmung, ein unzureichender Atemantrieb, z.B. durch eine Schlafmittelvergiftung, eine Einschränkung der Brustkorbbeweglichkeit, z.B. bei Wirbelsäulenverkrümmung“. <sup>10</sup>(S. 144)

Mit der Hyperkapnie steigt gleichzeitig die CO<sub>2</sub>-Konzentration im Plasma, welches zu HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> und H<sup>+</sup> zerfällt. Der pH-Wert des Blutes sinkt.

### Pufferung und Kompensation

Bei respiratorischen Störungen ist im Gegensatz zu metabolischen Störungen die pCO<sub>2</sub>-Änderung die Ursache und nicht die Folge. Deshalb ist der Bikarbonat-Puffer hier nicht wirksam.

Die angefallenen H<sup>+</sup>-Ionen werden von den Nicht-Bikarbonat-Puffern (z.B. Hb) aufgenommen:

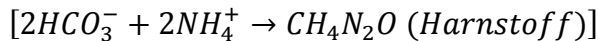


Die aktuelle HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>-Konzentration (cHCO<sub>3</sub><sup>-</sup><sub>akt</sub>) hingegen ist erhöht, da die Niere die HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>-Rückresorption steigert. <sup>11</sup>(S.219) cHCO<sub>3</sub><sup>-</sup><sub>st</sub> bleibt jedoch gleich, wie auch die Gesamtpufferbasen-Konzentration, da die Konzentration der NBP<sup>-</sup> im gleichen Maße sinkt, um den cHCO<sub>3</sub><sup>-</sup><sub>akt</sub> steigt.

Wie ersichtlich, ist die Konzentration der Gesamtpufferbasen „relativ unabhängig von Veränderungen der CO<sub>2</sub>-Konzentration“ im Blut. Deshalb ist sie ein „guter Indikator für Veränderungen im Säure-Basen-Haushalt, die unabhängig von den Atmungsvorgängen bestehen“. <sup>11</sup>(S. 147)

Dennoch steigt cHCO<sub>3</sub><sup>-</sup><sub>akt</sub> prozentual viel weniger als cCO<sub>2</sub>. Folglich ist das Verhältnis der beiden zueinander viel kleiner und damit auch der pH-Wert kleiner als normal. Wodurch die Azidose entsteht.

Persistiert der erhöhte  $p\text{CO}_2$  auch nach der Pufferung, folgt nach 1-2 Tagen die *renale Kompensation*. Die Niere scheidet vermehrt  $\text{NH}_4^+$ - und  $\text{H}^+$ -Ionen aus. In der Leber wird für ein ausgeschiedenes  $\text{NH}_4^+$ -Ion ein  $\text{HCO}_3^-$ -Ion eingespart:



Die Tubuluszelle gibt für jedes ausgeschiedene  $\text{H}^+$ -Ion ein  $\text{HCO}_3^-$ -Ion ins Blut ab. Dadurch wird der pH-Wert trotz des erhöhten  $p\text{CO}_2$  wieder annähernd normalisiert.

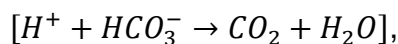
## Respiratorische Alkalose

### Ursache

Eine respiratorische Alkalose wird ausgelöst, wenn durch Hyperventilation (infolge psychischer Belastung, Aufenthalt in größeren Höhen oder Reizung des Atemzentrums, z. B. bei Enzephalitiden) zu viel  $\text{CO}_2$  abgeatmet wird. Folglich sinkt der  $p\text{CO}_2$  im Plasma ab (Hypokapnie), der pH-Wert des Blutes steigt.

### Pufferung

Um dem entgegenzusteuern, wird ein Teil des  $\text{HCO}_3^-$  zu  $\text{CO}_2$  umgebaut



wodurch  $\text{cHCO}_3^-_{\text{akt}}$  absinkt. Die hierbei benötigten  $\text{H}^+$ -Ionen werden von den NBP abgegeben. Um die Alkalose zu kompensieren, ist ein weiteres Absinken des  $\text{cHCO}_3^-_{\text{akt}}$  nötig. Hier setzt die *renale Kompensation* ein: In der Niere wird die  $\text{H}^+$ -Sekretion der Tubuli vermindert, wodurch weniger  $\text{HCO}_3^-$  resorbiert wird und die  $\text{HCO}_3^-$ -Ausscheidung steigt. Der pH-Wert normalisiert sich somit.

Quellen von 2.1.-2.3.: <sup>10</sup>(S. 138-145)

<sup>11</sup>(S.149, S. 219)

primäre Störung	pH	pCO <sub>2</sub> (mmHg)	cHCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> <sub>akt</sub> (mmol/l)	Pufferbasen (mmol/l)	BE (mmol/l)
normal	7,4 ± 0,03	40 ± 4	24 ± 3	48	0 ± 2
metabolische Azidose	< 7,37	40 ± 4	< 21	< 48	< - 2
metabolische Alkalose	> 7,43	40 ± 4	> 28	> 48	> + 2
respiratorische Azidose	< 7,37	> 44	> 28	48	0 ± 2
respiratorische Alkalose	> 7,43	< 36	< 21	48	0 ± 2

Tab. 1: Störungen des Säure-Basen-Haushalts<sup>10,14</sup>

### Zusammenfassung:

Respiratorische Störungen sind durch einen veränderten pCO<sub>2</sub> bei normalem BE, metabolische Abweichungen hingegen durch einen veränderten BE bei normalem pCO<sub>2</sub> charakterisiert. Die Kompensation erfolgt bei respiratorischen Störungen über Leber und Niere, bei metabolischen Störungen über die Lunge.

### 3. Der Base Excess

#### 3.1. Definition

Der Begriff und das Prinzip der Basenabweichung (engl. base deviation) oder Basenüberschuss (engl. base excess, BE) wurde 1960 von Siggaard-Andersen, Astrup, Jørgensen und Engel eingeführt.<sup>15</sup>(S. 83)

Im Folgenden wird die international anerkannte Abkürzung BE verwendet.

Die Basenabweichung entspricht der Konzentration einer starken Säure ( $H^+$ -Ionen, mmol/l) oder Base ( $OH^-$ -Ionen, mmol/l), die benötigt wird, um einen Liter Blut bzw. eine andere Körperflüssigkeit unter einer Sauerstoffsättigung ( $sO_2$ ) von 98 %, bei einem Kohlendioxid-Partialdruck ( $pCO_2$ ) von 40 mmHg (5,3 kPa), einer Hämoglobinkonzentration (cHb) von 15 g/dl und einer Körpertemperatur von 37 °C auf den physiologischen pH-Wert von 7,40 zu titrieren.<sup>3</sup>(S.84) <sup>16,17</sup>

Angegeben wird die Basenabweichung in der Einheit mmol/l. Ihr Normalwert liegt bei 0 mmol/l <sup>18,19</sup>, ihr Referenzbereich je nach Autor bei  $0 \pm 2,5$  mmol/l <sup>10</sup>(S.146) <sup>11</sup>(S.150), -2 bis +3 mmol/l <sup>5,20</sup> oder  $0 \pm 2$  mmol/l <sup>19</sup>.

Es werden zwei Basenabweichungen unterschieden:

1. die Basenabweichung des Blutes, aktueller Basenexzess, BE(B), im Folgenden nur noch mit BE abgekürzt
2. die Basenabweichung der extrazellulären Flüssigkeit BE(ecf)

In der Diagnostik wird die Basenabweichung aber nicht durch Titration ermittelt, sondern aus den bei der Blutgasanalyse gemessenen Parametern nach der Zander-Gleichung berechnet. Ursprünglich wurde sie mit Hilfe von Säure-Basen-Nomogrammen nach Siggaard-Andersen anhand der Werte der Parameter pH,  $pCO_2$  und Hb abgelesen.<sup>3</sup>(S. 91) <sup>10,21</sup>



### 3.2. Berechnung des BE

Die Basenabweichung wird nach Zander aus pH, pCO<sub>2</sub> (Kohlendioxid-Partialdruck, mmHg), cHb (Konzentration des Hämoglobins, g/dl) und sO<sub>2</sub> (Sauerstoffsättigung des Hämoglobins, %) berechnet.

Durch die Berücksichtigung von sO<sub>2</sub> in die Formel wird der BE, der die nicht-respiratorische Komponente des Säure-Basen-Status darstellt, von den respiratorischen Komponenten pCO<sub>2</sub> und sO<sub>2</sub> unabhängig. Somit wird der gleiche BE-Wert ermittelt, unabhängig davon, ob die Blutprobe arteriell, gemischt-venös oder venös beim Patienten entnommen wird.<sup>3</sup> (S. 91)<sup>16,21-23</sup>

$$BE_{act} = (1 - 0,0143 \cdot tHb) \cdot [(1,63 \cdot tHb + 9,5) \cdot (pH - 7,4) - 24,26 + cHCO_3^-] - 0,2 \cdot tHb \cdot \left(1 - \frac{sO_2}{100}\right)$$

In der ursprünglichen Berechnungsformel nach Siggaard-Andersen wurde die Sauerstoffsättigung nicht berücksichtigt, da man davon ausging, dass die Sauerstoffsättigung nach der Entnahme beibehalten wird. Dies ist jedoch technisch schwierig und macht den BE atemabhängig.

$$BE = (1 - 0,014 \cdot tHb) \cdot [(1,43 \cdot tHb + 7,7) \cdot (pH - 7,4) - 24,8 + cHCO_3^-]$$

### 3.3. Klinische Bedeutung des BE für den Säure-Basen-Haushalt

Da der BE-Wert den Überschuss an Säure bzw. Base direkt widerspiegelt, können nicht-respiratorische, also stoffwechselbedingte Störungen im Säure-Basen-Haushalt quantitativ erfasst werden. Bei respiratorischen Störungen ist der BE konstant, da sich ein veränderter pCO<sub>2</sub> nicht auf die Konzentration an Pufferbasen im Blut auswirkt. Ein veränderter BE-Wert bei normalem pCO<sub>2</sub> ist also charakteristisch für eine nicht-kompensierte metabolische Störung des Säure-Basen-Gleichgewichts.

Deshalb wird der BE für die Diagnostik und Therapie aller nichtrespiratorischen Störungen herangezogen.

Ein erhöhter, also positiver BE-Wert spiegelt eine metabolische Alkalose wider, während sich eine metabolische Azidose durch einen negativen BE-Wert auszeichnet.

Bei respiratorischen Störungen hingegen ist zwar der  $p\text{CO}_2$  akut verändert, der BE-Wert beträgt jedoch unverändert 0 mmol/l (s. Tab.1, S. 23). <sup>9,15,18,22,24</sup>

### **III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN**

#### **1. Fragestellung**

Um den jeweiligen Anforderungen und Bedürfnissen der verschiedenen Stationen gerecht zu werden, waren im Untersuchungszeitraum in der Universitätsklinik Regensburg 15 BGA-Geräte von Bayer und Radiometer in Betrieb. Für einen Probelauf im klinischen Alltag stellte die Firma Roche dem Klinikbetrieb zwei neu entwickelte Blutgasanalysatoren der Serie OMNI S zur Verfügung. Der Probelauf war auf drei Monate begrenzt.

##### **1.1. Studie I**

Die optimale Qualität und die Zuverlässigkeit des Befundes sind die entscheidenden Kriterien für die Qualität von Laborwerten. Deshalb ist dies das Ziel aller Qualitätssicherungsmaßnahmen.<sup>3</sup>(S. 52) Im klinischen Alltag wird dies durch regelmäßige Qualitätskontrollmessungen und Kalibrierungen gewährleistet. Die fehlerfreie Messung und Kalibrierung sind Voraussetzung für die Freischaltung der BGA-Geräte und somit für den Einsatz der Geräte zur Auswertung von Patientenproben.

Im ersten Teil der Untersuchung wurden die beiden Blutgasanalysatoren OMNI S also unter den Kriterien Zuverlässigkeit, technische Stabilität und Verfügbarkeit beobachtet. Dafür wurden sie mit vier weiteren in der Klinik vorhandenen und täglich benutzten Blutgasanalysatoren verglichen.

Es wurde erörtert, wie lange bzw. wie oft die einzelnen Blutgasanalysatoren nicht messbereit waren und somit dem Klinikpersonal nicht zur Verfügung standen.

Bedingt wurde dies durch nicht kalibrierte bzw. gesperrte Elektroden, abgenutzte Elektroden, sonstige technische Ausfälle sowie durch Reinigung, Kalibrierung und Qualitätskontrollmessungen.

Zusätzlich wurden die drei verwendeten Vernetzungssoftwares der drei Firmen miteinander verglichen.

## **1.2. Studie II**

Mit der Betrachtung der analytischen Qualität der BGA- Geräte soll nun im zweiten Teil der Studie auf den medizinischen Aspekt der Versuchsreihe eingegangen werden.

Hierfür wurden auf zwei Intensivstationen, Station 90 und 91, an derselben Probe Doppelmessungen mit einem OMNI S- und dem jeweiligen Klinikgerät vorgenommen.

Anhand der ermittelten BE-Werte wurde die Differenz der Messergebnisse ermittelt. Es wurde untersucht, ob und wie oft die gemessenen BE-Werte des OMNI S mit denen des Klinikgerätes übereinstimmen, in welchem Maße die unterschiedlichen Ergebnisse voneinander differieren, und ob diese Differenzen klinisch vertretbar sind.

Des Weiteren wurde geprüft, ob die bei den Doppelmessungen ermittelten Differenzen zwischen den beiden Geräten klinisch relevant sind. Da in keiner Literatur ein Richtwert zu finden ist, der eine maximale Toleranz für den BE-Wert angibt, wurde (nach Befragung von Ärzten der Inneren Medizin), der klinisch relevante Unterschied auf  $\leq \pm 0,5$  mmol/l festgelegt. Daraufhin wurde untersucht, wie viele Doppelmessungen die Anforderung erfüllen, dass ihre Differenzen den klinisch relevanten Unterschied von  $\leq \pm 0,5$  mmol/l nicht überschreiten.

Letztendlich wurde überprüft, ob die von den Geräten berechneten BE-Werte mit aus den Parametern der jeweiligen Messung extern berechneten BE-Werten übereinstimmen, und somit die geräteinterne Berechnung verlässlich ist.

## 2. Material und Methodik

### 2.1. Material

#### Analysatoren

Für die erste Studie wurden den beiden Blutgasanalysatoren von OMNI S der Firma Roche Diagnostics GmbH den zwei Analysatoren der Firma Bayer Vital GmbH Rapidpoint 405 und Rapidlab 865, Station 90, und zwei Analysatoren von Radiometer GmbH der Serie ABL 615 und ABL 715 gegenübergestellt.

Die Doppelmessungen im Zuge der zweiten Studie wurden an vier Geräten auf den zwei Intensivstationen 90 und 91 durchgeführt. Mit jeweils einem OMNI S-Gerät der Firma Roche wurde ein Rapidlab 865 der Firma Bayer verglichen.

Alle Geräte wurden durch Servicetechniker der jeweiligen Firmen in Betrieb genommen und für die Messungen freigegeben.

Wartung, Kontrolle und Überwachung der BGA-Geräte wurde während der Versuchsreihe wie auch im klinischen Alltag üblich durch Techniker des Klinikums Regensburg durchgeführt. Sie erfolgte entsprechend den Herstellerangaben. Unregelmäßigkeiten im Betrieb wurden dokumentiert.

Station	Gerätetyp		
	Roche	Bayer	Radiometer
Station 90	OMNI S 2249 (AQC)	Rapidlab 865	ABL 615 (Station 90c)
Station 91	OMNI S 2250 (AQC)	Rapidlab 865	
Aufwachraum		Rapidpoint 405 (AQC)	
Station 60			ABL 715 (AQC)
Software	Omnilink	Rapidlink	Radiance

**Tab. 2: Gerätetypen und Betriebssysteme der untersuchten Blutgasanalysatoren**

## gemessene Parameter

Die gemessenen Parameter der verschiedenen Geräte sind in Tabelle 3 aufgelistet.

BGA-Geräte	pH	pO2	pCO2	Hb	Bili	Na <sup>+</sup>	Ca <sup>2+</sup>	K <sup>+</sup>	Cl <sup>-</sup>	Lac	Glu	Urea
Omni S	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	-
Rapidpoint 405	+	+	+	+	/	+	+	+	+	/	+	/
Rapidlab 865	+	+	+	+	/	+	+	+	+	+	+	/
ABL 615	+	+	+	+	/	+	+	+	+	/	+	/
ABL 715	+	+	+	+	/	+	-	+	-	+	+	/

**Tab. 3: für die Blutgasanalyse verwendete Parameter;**

**Parameter aktiviert: +, Parameter deaktiviert: -, Parameter nicht verfügbar: /**

## Qualitätskontrollmessung, Kalibrierung

Um zu gewährleisten, dass Messgenauigkeit, Zuverlässigkeit und technische Funktionstüchtigkeit bei den BGA-Geräten gegeben sind, müssen laufend objektive Qualitätskontrollen durchgeführt werden.<sup>25</sup>

Laut hausinternem QC- Standard müssen bei allen BGA-Geräten zweimal täglich Kontrollen in unterschiedlichen Konzentrationsbereichen durchgeführt werden. Diese erfolgen automatisiert bei den Geräten OMNI S und ABL 715 von Radiometer, manuell bei Rapidlab 865 mit artifiziellen Kontrollflüssigkeiten. Bei dem Analysator Rapidpoint 405 wurde aus verpackungsbedingten Gründen beschlossen, die automatisierte Messung von täglich 3 QCs zu programmieren.

Schlägt eine Qualitätskontrollmessung (QC) fehl, wird der betroffene Parameter bei den Geräten mit automatischer Qualitätskontrolle (AQC) automatisch gesperrt. Erst durch eine erfolgreiche Wiederholung der Messung desselben Levels wird der Parameter wieder freigeschalten.

Wird die QC manuell erledigt, liegt die Verantwortung für eine Sperrung oder Freischaltung der Parameter bei dem Durchführenden. Dieser ist verpflichtet, die Richtigkeit der Messung zu überprüfen und bei einer Fehlmessung eine Wiederholung einzuleiten. Schlägt auch die zweite QC fehl, ist die Medizintechnik zu informieren bzw. für eine Fehlerbehebung zu sorgen.

Da bei dem Analysator ABL 715 leider die Programmierung für eine Sperrung der Parameter nach einer nicht erfolgreichen AQC versäumt wurde, wurde dieses Gerät bei der Auswertung seiner Daten wie ein Gerät mit manuell durchzuführender QC behandelt. Dies sollte aber nicht zu große Auswirkungen auf das Ergebnis der

Ausfälle haben, da 7 der 8 fehlgeschlagenen QCs direkt nacheinander gemessen wurden.

Für die Durchführung von QCs ist die erfolgreiche Ausführung von Kalibrationen der Elektroden unverzichtbar und obligat. Nur dadurch können fehlerfreie Messungen bzw. ein fehlerfreier Betrieb der Geräte gewährleistet werden. Während die OMNI S-Geräte programmiert wurden, dies stündlich und die Analysatoren von Radiometer im Rhythmus von vier Stunden durchzuführen, erfolgt dies bei Rapidpoint 405 und Rapidlab 865 selbstständig je nach Bedarf, dies aber mindestens halbstündlich. Bei allen Maschinen bleiben bei fehlgeschlagener Kalibration die betroffenen Parameter bis zur erfolgreichen Wiederholung der Messung gesperrt.

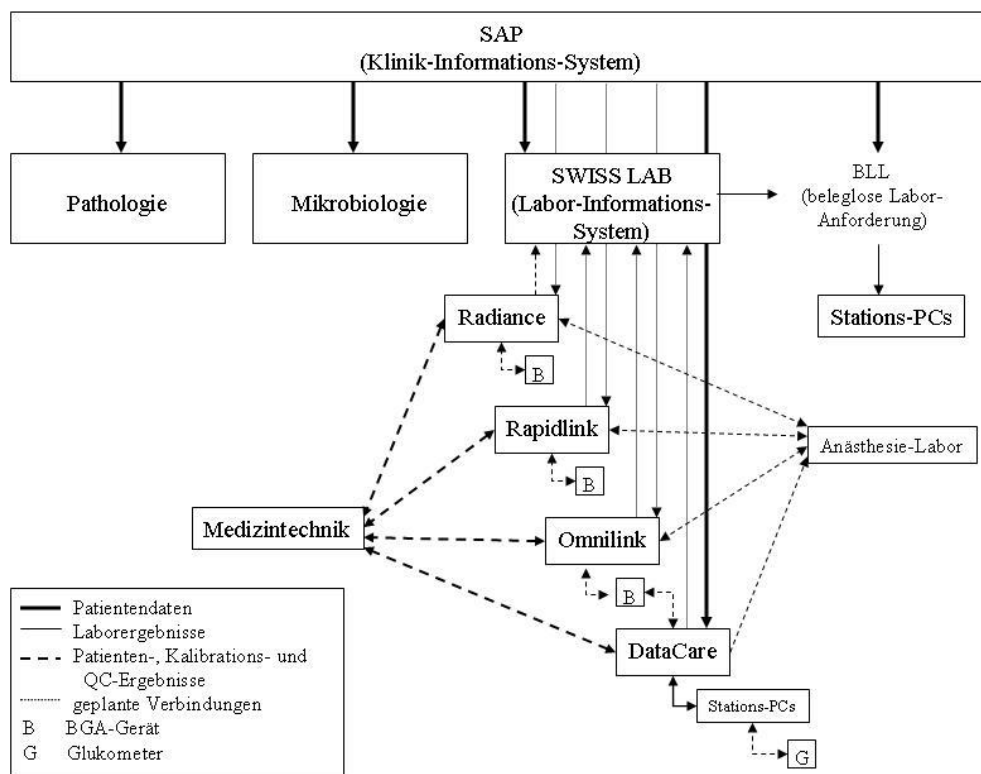
### **Vernetzung im Kliniksystem**

Um trotz dieser großen Anzahl alle erhobenen Daten erfassen, überwachen, speichern und abrufen zu können, waren schon zum Zeitpunkt der Studie alle Geräte mit dem Krankenhaus-Informationssystem (KIS) online vernetzt. Dadurch konnte ein direkter Vergleich zwischen den POC-Geräten und den zugehörigen vier Softwaresystemen (Glukometer sind über DataCare ans KIS angebunden) vorgenommen werden.

Die Übertragung und Bearbeitung der Daten der gelaufenen Messungen im Labor der Anästhesie wurde durch die Vernetzung der POC-Geräte ermöglicht. Eingerichtet wurde die Vernetzung im Klinikum der Universität Regensburg, um bei der großen Anzahl von BGAs und Glukometern die Qualitätssicherung zentral zu überwachen. Diese Aufgabe liegt in der Verantwortung des Instituts für klinische Chemie.

Mit den Daten der QC-Messungen werden auch die Daten der Kalibrationen und Patientenmessungen übertragen. Somit können die verschiedenen Abteilungen des Krankenhauses Nutzen aus der Vernetzung ziehen. Für Ärzte wird es im Klinikum der Universität Regensburg nach erfolgter vollständiger Vernetzung der Server mit dem LIS (SWISS LAB eingerichtet durch die Fa. Frey) möglich sein, Ergebnisse von Patientenproben einzusehen, unabhängig davon auf welcher Station sie erhoben wurden. Die Medizintechnik hingegen konnte schon bei Beginn des Probelaufs durch die Beobachtung der BGAs über das Intranet auf mögliche entstehende Probleme

wie Sensoren- oder Elektrodenverfall schließen und anstehende Wartungen planen. Bei Auftreten von Gerätefehlern, -störungen oder -ausfällen wurde am Bildschirm durch Warnsysteme darauf aufmerksam gemacht, ohne dass eine Benachrichtigung durch einen Benutzer der Analysatoren nötig war. Die Vernetzung hilft also auf direktem Wege Störungen zu erkennen und schnellstmöglich zu reagieren. Diagramm 1 zeigt den Stand der Vernetzung am Klinikum der Universität Regensburg zum Zeitpunkt der Untersuchung.



**Diagramm 1: Vernetzungsschema der POC-Systeme am Klinikum der Universität Regensburg zum Zeitpunkt der Untersuchung**

### Verwendete Software

Bei den Softwares handelte es sich um Omnilink Version 3.3 SP2 und DataCarePOC Version 2.2 der Firma Roche, Rapidlink Version 1.7C der Firma Bayer und Radiance Version 2.3.2 der Firma Radiometer. Außer Rapidlink, das Windows 2000 benötigte, liefen alle Programme mit Windows XP.



Die Vernetzung der BGAs wurde anhand des Betriebs von den sechs oben vorgestellten Analysatoren im selben Zeitrahmen beurteilt.

In der Medizintechnik und dem Labor der Anästhesie wurden Clients der Server von Omnilink, DataCarePOC und Rapidlink eingerichtet. Dadurch konnten über den Server sowohl alle Daten der jeweiligen Analysatoren empfangen, als auch Aktivitäten gesteuert werden. Bei Radiance waren für die Programme Data Management und Analyzer Control auch Clients notwendig, wohingegen im STAT Analyzer Management System die Daten web-basiert übertragen wurden. Deshalb war es möglich, die damit übertragenen Daten von jedem PC des Klinikums aus im Intranet einzusehen.

## **Patienten**

In die Studie gingen die Blutgaswerte von Patienten ein, die sich zu diesem Zeitpunkt auf den beiden Stationen 90 und 91 in Behandlung befanden.

## **2.2. Methodik**

### **2.2.1. Studie I**

#### **Ausfallzeiten von gesperrten Parametern**

Ausfallzeiten der Parameter wurden aus der Sperrzeit der Parameter durch nicht erfolgreiche QC-Messung oder Kalibrationen berechnet. Nicht mitgezählt wurden Daten von Tagen, an denen die Geräte wegen anderer technischer Probleme nicht voll funktionsfähig waren.

Die Spalte „gesamter Ausfall“ beinhaltet sowohl die Ausfälle durch Sperrung der Parameter als auch die Zeiten, in denen die Geräte durch QC-Messungen, Kalibrationen und Reinigung des Probenweges bzw. anderen gerätetechnischen Ausfällen nicht messbereit waren. Die durchschnittliche Anzahl und Dauer der Messungen und Kalibrationen pro Tag sind in Tabelle 4 aufgezeigt.

## **2.2.2. Studie II**

### **Probenentnahme**

Es wurden ausschließlich frische Vollblutproben von Patienten verwendet, die bei den täglichen Routineuntersuchungen, bei Verlaufskontrollen oder akuten Änderungen des Gesundheitszustandes anfielen. Die Entnahme erfolgte entsprechend der an der Uniklinik Regensburg üblichen Vorgehensweise arteriell.

Verwendet wurden heparinisierte 2 ml-Spritzen, Typ Tico 50 der Firma Radiometer.

Der Spritzeninhalt wurde direkt im Anschluss an die Abnahme auf Lufteinschlüsse geprüft. Um eine Kontamination mit der Umgebungsluft zu vermeiden, wurden eventuell aspirierte Luftblasen sofort entfernt. Zur Vermeidung der Gerinnselbildung wurde die Blutprobe durch vorsichtiges Drehen oder Rollen zwischen den Handflächen mit dem Gerinnungshemmer vermischt.

### **Messablauf**

Zur Erhebung der Daten wurde jede Blutprobe durch beide Geräte analysiert.

Voraussetzung war, dass beide BGAs einen messbereiten Zustand aufwiesen. Unmittelbar nach der Blutentnahme und Verwerfung des Inhalts des Spritzenkonus erfolgte somit die Auswertung durch eines der jeweiligen BGA-Geräte. Direkt im Anschluss wurde die Spritze mit dem Patientenblut sofort zum Ansaugmodul des zweiten Geräts geführt. Hierbei war die Wahl der Reihenfolge der beiden verwendeten Geräte zufällig. Um Zeitverluste zwischen den beiden Messungen zu vermeiden, wurden die jeweiligen zwei Geräte direkt nebeneinander aufgestellt.

### **Durchführendes Personal**

Die Doppelmessungen wurden 7 Tage die Woche und 24-stündig durch Personal des Forschungslabors der Klinik für Anästhesiologie, Verantwortliche der Studie und das Personal der jeweiligen Stationen, hier insbesondere durch Pflegekräfte, durchgeführt. Vor Beginn der Studie wurden diese nochmals in die korrekte Handhabung der Blutproben, dem Umgang mit den BGA-Geräten und dem Messablauf eingewiesen.

## **Archivierung**

Die Ausdrücke der Messungen wurden gesammelt und die Daten mithilfe Microsoft Excel 97 archiviert.

## **Verworfenne Messungen**

Messungen wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen, wenn bei einem oder beiden der Geräte Parameter, die für die Berechnung des BE-Wertes benötigt werden, durch misslungene Kalibrationen oder Qualitätskontrollen gesperrt waren, oder wenn zwischen den Doppelmessungen ein größerer Zeitraum als 2 Minuten lag.

## **Verwendete BE-Berechnungs-Formel**

Bei allen Geräten erfolgte die Berechnung des Base Excess mithilfe der Formel nach Siggaard-Andersen:

$$BE = (1 - 0,014 \cdot tHb) \cdot [(1,43 \cdot tHb + 7,7) \cdot (pH - 7,4) - 24,8 + cHCO_3^-]$$

Die verwendete Berechnungsformel wurde den Handbüchern der Geräte entnommen.

## **Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung der mit den Geräten OMNI S von Roche und Rapidlab 865 von Bayer ermittelten Blutgaswerte erfolgte mit Hilfe der einfachen linearen Regressionsanalyse und der Bland-Altman-Methode mit SPSS.

## **Regressionsanalyse**

Die Regressionsanalyse wird verwendet, um einen Zusammenhang zwischen einer abhängigen Variablen Y und einer unabhängigen Variablen X festzustellen. Da hier

nur eine unabhängige Variable vorliegt, erfolgt die Auswertung mithilfe der einfachen Regressionsanalyse.

Die Variablen sind mit einem zufälligen Fehler, der Störgröße  $e$ , behaftet. Dadurch kann der funktionale Zusammenhang  $Y = f(X)$  zwischen  $X$  und  $Y$  nicht exakt festgestellt werden. Durch Modellierung der ursprünglichen Funktion ergibt sich die Gleichung:

$$Y = f(X) + e$$

Dadurch kann aus den Daten in Form von

$$(y_i, x_i), i = 1, \dots, n$$

mit  $n$  gleich der Anzahl der Messpunkte, und dem mathematischen Modell

$$y_i = a + bx_i + e_i$$

die Regressionsgerade berechnet werden.

Das Residuum  $e$  gibt also die Differenz zwischen der Regressionsgerade  $a + bx_i$  und den Messwerten  $y_i$  an.

Mit

$$\hat{y}_i = a + bx_i$$

und  $\hat{y}_i$  als Schätzwert für  $y_i$ , kann man das Residuum schreiben als

$$e_i = y_i - \hat{y}_i$$

Ziel der Schätzung ist, die Gerade in einem so genannten Streudiagramm derart durch den Punkteschwarm zu legen, dass die Quadratsumme der Residuen, also der senkrechten Abweichungen  $e_i$  der Punkte von dieser Ausgleichsgeraden bzw. Regressionsgeraden, minimiert wird und die Gerade somit die Punktwolke optimal repräsentiert.<sup>26</sup>(S. 184)

Dies wird auch als die Methode der kleinsten Quadrate bezeichnet.

$$\sum_{i=1}^n e_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 = \min$$

Liefern beide Geräte je Messung exakt dieselben Messwerte und weisen somit eine lineare Beziehung auf, so liegen alle Punkte auf einer Ursprungsgerade mit positiver Steigung.<sup>26</sup> (S.183)

### Bestimmtheitsmaß

Als Maß für die Güte der erhaltenen Regression wird das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  ermittelt, auch Determinationskoeffizient genannt.

Je näher der Wert des Bestimmtheitsmaßes bei 1 liegt, desto größer ist die Güte der Regression bzw. das Maß des Zusammenhangs zwischen zwei Variablen. Liegen also alle Punkte auf einer Geraden, so ist  $R^2 = 1$  und der Zusammenhang exakt linear, d.h. alle Punkte befinden sich auf einer Geraden.

Nimmt  $R^2$  den Wert „0“ an, so besteht kein Zusammenhang zwischen den Variablen.

Bei der Regression wird das Bestimmtheitsmaß wie folgt berechnet:

$$R^2 = \frac{SS_{Reg}}{SS_{Total}} = 1 - \frac{SS_{Res}}{SS_{Total}} = 1 - \frac{RSS}{TSS}$$

$SS_{Reg}$  ist die Summe der quadrierten Regressionswerte (estimated sum of squares):

$$SS_{Reg} = ESS = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{Y})^2$$

wobei  $\bar{Y}$  den Erwartungswert von  $Y$  darstellt:

$$\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

$SS_{Res}$  ist die Summe der quadrierten Residuen (residual sum of squares):

$$SS_{Res} = RSS = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y})^2$$

$SS_{Total}$  ist die Summe der quadrierten Beobachtungen (total sum of squares):

$$SS_{Total} = TSS = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{Y})^2$$

### **Erwartungswert**

Der Erwartungswert  $E(Y) = \bar{Y}$  einer Zufallsvariablen ( $Y$ ) ergibt sich durch oftmaliges Wiederholen des zugrunde liegenden Experiments als Mittelwert der Ergebnisse.

Durch ihn wird die Lage einer Verteilung bestimmt.

### **Verzerrung**

Als Verzerrung oder Bias ( $d$ ) wird die mittlere Abweichung des Erwartungswertes eines statistischen Kennwertes vom geschätzten Parameter bzw. Wert bezeichnet.<sup>26</sup>(S. 96)

### **Normalverteilung, Standardabweichung und Mittelwert**

Wiederholte Messungen eines Parameters werden durch eine Vielzahl von möglichen Zufallsfaktoren beeinflusst. Deshalb werden bei der statistischen Auswertungen einer Versuchsreihe in der Regel zwar keine exakt identischen Ergebnisse erzielt, die Messwerte ballen sich bei großem  $n$  aber um einen Schwerpunkt.

Sind die  $n$  unabhängigen, identisch verteilten Zufallsvariablen im Grenzwert  $n \rightarrow \infty$  zusätzlich symmetrisch um diesen Schwerpunkt angeordnet, spricht man von einer Normalverteilung. Das Modell der Normalverteilung dient der Untersuchung der Streuung der Messwerte.

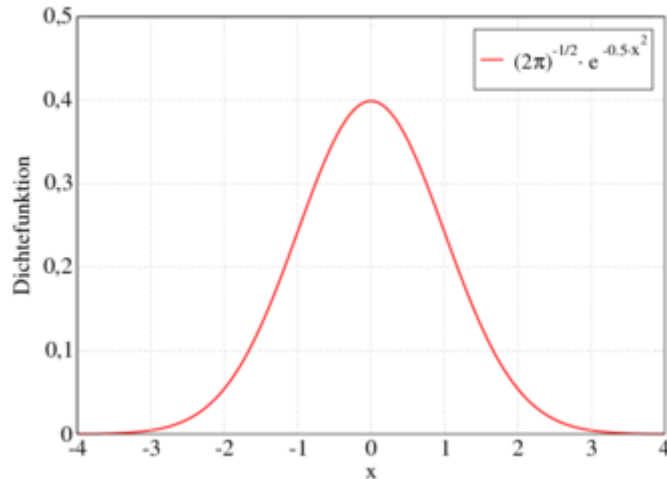
Die Verteilungsfunktion der Normalverteilung lautet:

$$f(Y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-(Y-\bar{Y})^2/2\sigma^2}$$

Der Graph der Normalverteilung hat die Form einer Gauß'schen Glockenkurve (s. Graph 1). Die gesamte Fläche unter der Kurve besitzt einen Wert von 1. Sie ist symmetrisch zur Achse des Mittelwertes  $\bar{Y}$ .

Der Mittelwert bzw. das arithmetische Mittel,  $\bar{Y}$ , wird rechnerisch bestimmt, indem die Summe aller Werte einer Verteilung durch die Anzahl aller Werte dividiert wird:

$$\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i = \frac{y_1 + y_2 + \dots + y_n}{n}$$



**Graph 1: Darstellung der Normalverteilung**

Die Höhe und Breite der Normalverteilung hängt von der Standardabweichung  $\sigma$  ab. Sie ist ein Maß für die Streuung der Werte der Zufallsvariablen  $Y$  um ihren Mittelwert  $\bar{Y}$ . Das Quadrat der Standardabweichung  $\sigma^2$  ergibt sich aus:

$$\sigma^2 = E(Y - \bar{Y})^2$$

wobei der Erwartungswert  $E(Y)$  aus dem arithmetischen Mittel von  $Y$  errechnet wird. Entscheidend hierbei ist, wie viele Messpunkte innerhalb einer gewissen Streubreite liegen. Die Daten sind normalverteilt, wenn:

- 68,27 % aller Messwerte eine Abweichung von höchstens  $\sigma$  vom Mittelwert haben,
- 95,45 % aller Messwerte eine Abweichung von höchstens  $2\sigma$  vom Mittelwert haben,
- 99,73 % aller Messwerte eine Abweichung von höchstens  $3\sigma$  vom Mittelwert haben.

<sup>26</sup>(S. 36, S. 37-42, S. 76-79, S. 793, S. 796)

Die Grenzen dieses Konfidenz- bzw. Übereinstimmungsintervalls werden mit der Formel

$$d \pm 2 \cdot \sigma$$

ermittelt, wobei  $d$  für die Verzerrung und  $\sigma$  für die Standardabweichung stehen.

Durch die Größe des Konfidenzintervalls  $[d + 2 \cdot \sigma, d - 2 \cdot \sigma]$  kann die Präzision des Parameters bzw. der Messwerte eingeschätzt werden. Je kleiner dieses Intervall ist, desto enger sind die Messpunkte um den Erwartungswert gestreut.

### **Bland-Altman-Methode**

Da mit der Regressionsanalyse die Differenzen zwischen zwei Methoden schwierig einzuschätzen sind, wurde im Folgenden nun die Stärke der Abweichung untersucht. Dazu genügt die Regressionsgerade allein nicht, da keine Aussage über das Maß der Übereinstimmung der einzelnen Messwerte möglich ist.



Der Steigungsparameter der Regressionsgeraden ist ein Maß für die Abweichung von der Winkelhalbierenden. Ein Test des Steigungsparameters, ob dieser gleich Null ist, ist gleichzusetzen mit einem Test auf eine Korrelation gleich Null. Die Korrelation an sich ist auch kein geeignetes Maß, um beide Geräte zu vergleichen. Die Korrelation misst die Stärke der Beziehung zwischen zwei Variablen, aber nicht die Übereinstimmung zwischen ihnen, so kann z.B. die eine Messung ein Vielfaches der anderen Messung sein.<sup>27</sup>

Ein Beispiel soll dieses verdeutlichen. Würde der BE-Wert des Gerätes von Roche bei allen Messungen um 30 % erhöht sein und der BE-Wert des Gerätes von Bayer bei allen Messungen um 30 % niedriger sein, so erhöht sich augenscheinlich der Unterschied zwischen den Messwerten. Die Korrelation hingegen bleibt rein mathematisch völlig unverändert.

Ein Mittelwertevergleich der BE-Werte mittels eines gepaarten t-Tests auf eine nicht vorhandene Verzerrung bietet allerdings keinen Aufschluss über die Übereinstimmung der Testmethoden und führt zu teilweise paradoxen Ergebnissen.

Als Verfahren der Wahl zum Vergleich von Messmethoden hat sich die Bland-Altman-Methode etabliert.<sup>28</sup> Bei diesem Verfahren werden sowohl die durchschnittliche Übereinstimmung der Verfahren, Bias, als auch die Streuung der individuellen Messwertdifferenzen berücksichtigt.

Dies geschieht durch ein grafisches Verfahren. Hierbei können systematische Abweichungen, Ausreißer und Abhängigkeiten in der Varianz der Größe der Messwerte dargestellt und beurteilt werden (siehe Abb. 1b, 1c, 1d, 2b, 2c, 2d). Auf der Abszissenachse wird der Mittelwert der beiden Messwerte aus den Doppelmessungen aufgetragen.

Dieser bildet den bestmöglichen Schätzwert für den wahren BE-Wert, der nicht bekannt ist. Auf der Ordinatenachse wird hingegen die Differenz der beiden Messwerte abgebildet. Für die statistische Auswertung der BE- Messdaten wurde das 95 %-Konfidenzintervall verwendet. Bei einer hinreichend symmetrischen Verteilung der Differenzen liegen somit

95 % der Werte im Bereich  $d \pm 2 \cdot \sigma$ . Je kleiner dieser Bereich ist, desto mehr nähern sich die Messmethoden einander an.

Die Analyse nach Bland und Altman liefert jedoch keinen Ansatz zur Deutung der erhaltenen Werte für Verzerrung und Standardabweichung, sie ist also nur qualitativ, jedoch nicht quantitativ. Die Beurteilung der Ergebnisse hängt von den untersuchten Variablen bzw. Parametern und von der Fragestellung ab.

Erleichtert wird die klinische Einschätzung der Werte durch Betrachtung der absoluten Zahlen bzw. der Differenzwerte.

### **Vorgehensweise bei der Auswertung der Daten**

Für die Auswertung der Daten mit der Regressionsanalyse (Abb. 1a, 2a) wurden die beiden korrespondierenden BE-Werte (Station 90: Tabelle 8, Station 91: Tabelle 9) gegenübergestellt.

In denselben Tabellen befinden sich die dem Bland-Altman-Plot (Abb. 1b, 2b) zugrunde liegenden Mittelwerte der beiden korrespondierenden BE-Werte sowie die Werte der Differenzen.

Da für die Berechnung der Verzerrung die Vorzeichen der Differenzen von Bedeutung sind, wurden diese berücksichtigt.

Bei der Evaluation der durchschnittlichen Differenz hingegen wurden die Vorzeichen nicht beachtet, sondern nur die Beträge der Werte verwendet. In den Abbildungen 1c bzw. 2c wurden die Toleranzbereiche bezüglich der Differenzen auf den klinisch relevanten Wert von  $\pm 0,5$  mmol/l gesenkt. In den entsprechenden Spalten der Tabellen 8 bzw. 9 werden eine „0“ für Differenzen, die  $\geq \pm 0,5$  mmol/l sind, und eine „1“ für Differenzen, die  $< \pm 0,5$  mmol/l sind, zugeordnet.

Um die Korrektheit der maschinellen BE-Wert-Berechnung zu überprüfen, wurden die Werte nochmals manuell berechnet und mit den geräteintern berechneten Werten verglichen.

Die für die manuelle BE-Wert-Berechnung benötigten Parameter tHb, pH und  $\text{CHCO}_3^-$  wurden dem Ausdruck entnommen. Die verwendeten Parameter sind in den Tabellen 10, bezüglich Station 90, bzw. Tabelle 11, Station 91, aufgelistet.

Bei der statistischen Auswertung ergaben sich ein positiver Differenz-Betrag, wenn der geräteintern berechnete BE-Wert positiver als der extern berechnete war, und ein negativer Differenz-Betrag, wenn er negativer war.

Die den Abbildungen 1d, 1e, 2d und 2e zu Grunde liegenden BE-Wert-Ergebnisse aus den maschinellen bzw. manuellen Berechnungen sind in den Tabellen 12 (Station 90, OMNI S), Tabelle 11 (Station 90, Rapidlab 865), Tabelle 14 (Station 91, OMNI S) und Tabelle 15 (Station 91, Rapidlab 865) angegeben.

Die Tabellen befinden sich im Anhang ab Seite 82.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Studie I

##### Kalibrierungen und QC-Messungen

In Tabelle 4 sind die Anzahl der täglich durchgeführten Kalibrationen und Qualitätskontrollen, die Anzahl der davon fehlgeschlagenen Messungen und der durchschnittliche Zeitbedarf für je eine Messung angegeben.

Gerätetyp	Anzahl von Kalibrationen/d	fehlerhafte Kalibrationen in %/d	durchschnittl. Zeitbedarf für eine Kalibration	Anzahl von QCs/ d	nicht bestandene QCs in %/d	durchschnittl. Zeitbedarf für eine QC
OMNI S, St.90	31,6	17,7	00:07:40	2,88	33,5	00:04:00
OMNI S, St.91	24,0	8,00	00:07:40	2,75	40,1	00:04:00
Rapidpoint 405	41,9	1,47	00:03:00	2,98	0,39	00:02:30
Rapidlab 865	36,6	36,1	00:06:39	2,46	0,00	00:03:00
ABL 615	12,0	3,24	00:06:45	2,30	9,68	00:04:00
ABL 715	7,36	0,00	00:07:13	2,16	4,06	00:02:45

**Tab. 4: Anzahl und Dauer von Kalibrationen und QC- Messungen**

##### Ausfallzeiten der Blutgasanalysatoren

Schlagen Kalibrationen bzw. QCs fehl, wurden die betroffenen Parameter bis zur nächsten erfolgreichen Wiederholung der Messung gesperrt.

In Tabelle 5 sind die durchschnittlichen Ausfallzeiten der Parameter pro Tag absolut und prozentual aufgelistet.

Gerätetyp	Ausfall von Parametern in h/d	Ausfall von Parametern in %/d	ges. Ausfall in h/d	ges. Ausfall in %/d
OMNI S, St.90	07:47	32,5	09:53	41,2
OMNI S, St.91	07:21	30,7	09:06	37,9
Rapidpoint 405	00:06	0,43	01:51	7,76
Rapidlab 865	01:18	5,42	03:46	15,7
ABL 615	00:06	0,43	01:46	7,38
ABL 715	00:00	0,00	00:55	3,84

**Tab. 5: Ausfallzeiten**

### 3.2. Studie II

Nach Sammlung der Daten erfolgte die Auswertung je Station unter dem Aspekt der jeweiligen Fragestellung.

#### Station 90

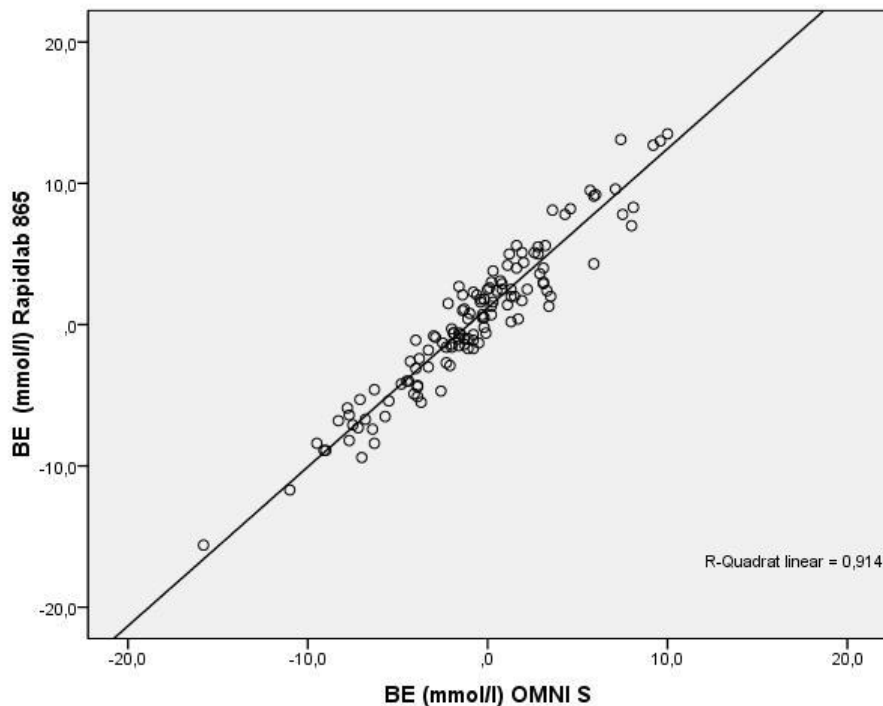
##### Zusammenhang zwischen den BE-Doppelmesswerten der Geräte OMNI S von Roche und Rapidlab 865 von Bayer

Mittels der Regressionsanalyse wurde untersucht, ob ein Zusammenhang zwischen den BE-Wertepaaren, die in Doppelmessungen durch die beiden BGA-Geräte erhoben wurden, besteht.

Das Streudiagramm (Abb. 1a) zeigt die Streuung der Messdaten der Geräte Bayer und Roche anhand einer Punktwolke mit eingezeichneter Regressionsgerade.

Es ist ersichtlich, dass die Werte ohne größere Abweichungen entlang der ermittelten Regressionsgeraden angeordnet sind. Dies zeigt, dass sich die Werte zwar voneinander unterscheiden, es aber einen linearen Zusammenhang zwischen den Messwerten der beiden Maschinen gibt. Diese Annahme wird durch das hohe Bestimmtheitsmaß von 0,914 bestätigt.

Der Verlauf der Regressionsgeraden entspricht jedoch nicht genau dem der Winkelhalbierenden.



**Abb. 1a: Streudiagramm der Messwerte aus den insgesamt 125 Doppelmessungen des Rapidlab 865 und OMNI S mit Regressionsgerade**

### Vergleich der BE-Werte der Doppelmessungen der beiden Geräte Rapidlab 865 und OMNI S

Die Auswertung der ermittelten Daten durch die Regressionsanalyse zeigt, dass die BE-Messwerte der beiden BGA-Geräte bezüglich der Doppelmessungen einen funktionalen Zusammenhang aufweisen. Das quantitative Maß des Zusammenhangs kann aber dadurch nicht spezifiziert werden.

Um eine Aussage über den Grad der Übereinstimmung der jeweilig korrespondierenden Messwerte treffen zu können, wurden die Werte anschließend mit der Bland-Altman-Methode untersucht.

Bei dieser Analyse wurden die Differenzen aus den Doppelmessungen den jeweiligen Mittelwerten gegenübergestellt, dargestellt im Standardplot 1b.

Die mittlere Abweichung des Erwartungswertes, die Verzerrung, liegt bei 1,094 mmol/l.

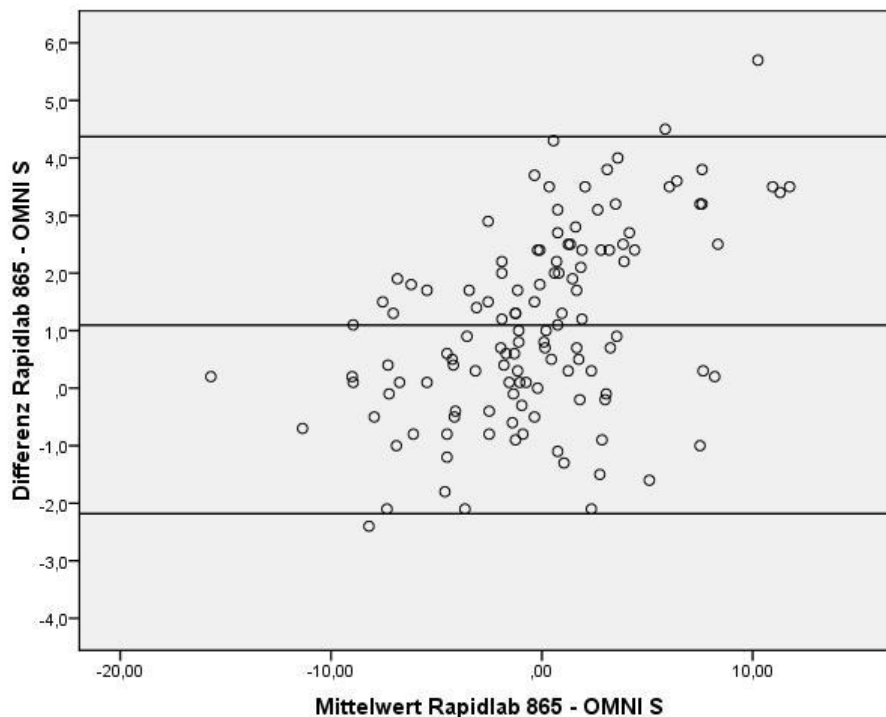
Die maximale aufgetretene Differenz beträgt 5,7 mmol/l.

Die durchschnittliche Abweichung der Differenzen von der Verzerrung, die Standardabweichung „s“, beträgt 1,6378 mmol/l. Die Grenzen des Konfidenzintervalls liegen somit bei -2,1816 und 4,3696 mmol/l. Innerhalb dieser Übereinstimmungsgrenzen befinden sich 98 % der Werte, womit die Verteilung hinreichend symmetrisch ist.

Weiterhin ist in der Grafik ersichtlich, dass die Differenzen der Messwerte über den gesamten Messbereich gleichmäßig verteilt sind, unabhängig vom Betrag des Mittelwertes.

Hiermit wird die Annahme, dass ein systematischer Zusammenhang zwischen den Messwerten besteht, bestätigt.

*Durch Betrachtung der absoluten Werte lässt sich das Ergebnis leichter klinisch einordnen. Bei 93 von insgesamt 125 Doppelmessungen hat Rapidlab 865 von Bayer höhere Ergebnisse angegeben als das Gerät OMNI S von Roche. Dies entspricht einem relativen Anteil von 74 %. Bei einer Doppelmessung errechneten beide Geräte den gleichen BE-Wert.*

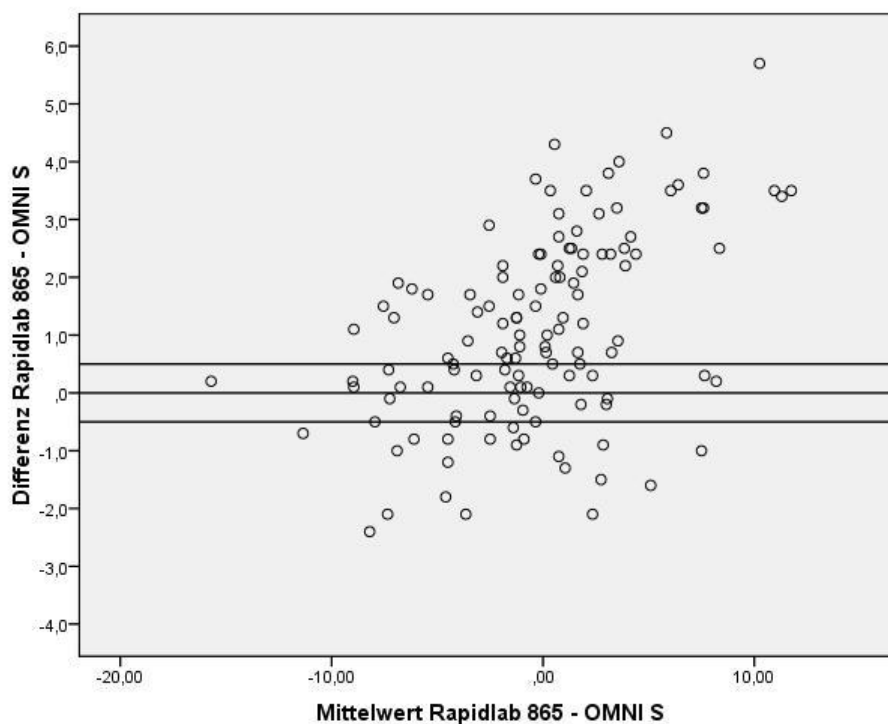


**Abb. 1b: Bland-Altman-Plot der Messwerte des Rapidlab 865 und OMNI**

### Vergleich der BE-Wert-Differenzen nach Vorgabe des Toleranzbereiches

Mit den klinischen Vorgaben, dass bei Patienten, die sich in einem kritischen gesundheitlichen Stadium befinden, eine Erhöhung bzw. Senkung des BE-Wertes um 0,5 mmol/l eine Indikation zur Therapie bzw. eine Änderung der Therapie zur Folge hätte, wurde in Grafik 1c untersucht, bei wie viel Prozent der Doppelmessungen mit den Geräten von Bayer und Roche die beiden gemessenen Werte maximal 0,5 mmol/l voneinander abweichen. Hierfür wurden die Bezugsgrenzen auf  $\pm 0,5$  mmol/l gesenkt. Somit erfüllen 21 % der Doppelmessungen diese Vorgabe, 79 % der Punkte liegen außerhalb dieses Toleranzbereiches.

Werden die Grenzen auf den Referenzbereich nach Zander von  $\pm 2$  mmol/l erhöht, liegen 67 % der Messung in diesem, 33 % überschreiten ihn.



**Abb. 1c: Bland-Altman-Plot der Messwerte des Rapidlab 865 und des OMNI S nach Vorgabe eines Toleranzbereiches der BE-Wert-Differenz von 0,5 mmol/l**



## Vergleich von geräteintern und extern berechneten BE-Werten

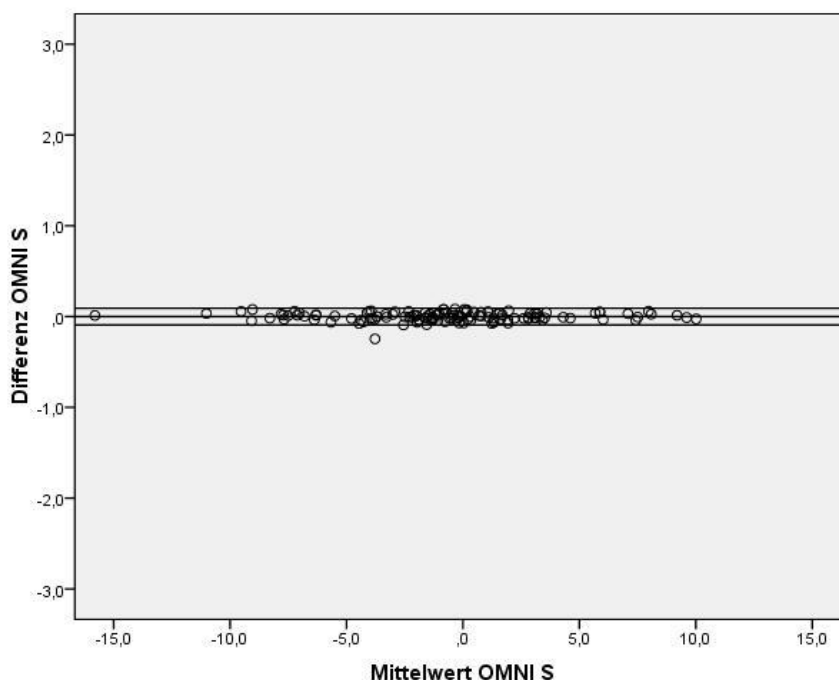
Im nächsten Schritt wurden die Berechnungsmethoden der Geräte bezüglich des BE-Wertes überprüft. Hierfür wurden alle BE-Werte nochmals aus den einzelnen Parametern extern berechnet und die Differenzen ermittelt.

Bei der statistischen Auswertung der Differenzen durch die Bland-Altman-Methode (Abb.1d) erhält man eine Verzerrung von  $-0,0005$  mmol/l und eine Standardabweichung von  $0,04604$  mmol/l. Die durchschnittliche Differenz beträgt  $0,035$  mmol/l, die maximale Differenz  $0,246$  mmol/l.

Damit ergeben sich die Grenzen des Konfidenzintervalls bei  $0,09158$  und  $-0,09258$  mmol/l.

99 % der Punkte liegen innerhalb dieser Grenzen. Somit sind die Werte hinreichend symmetrisch verteilt.

*Nachdem die manuell berechneten BE-Werte auf eine Dezimalstelle gerundet wurden, stimmten die maschinell und manuell berechneten BE-Werte 94mal (75 % der Messungen) überein. In 13 % der Fälle mit differierenden Ergebnissen hat OMNI S sowohl den maximalen als auch den positiveren Wert angegeben. Manuell wurde bei 12 % der Messungen der maximale und auch der positivere Wert errechnet.*



**Abb. 1d: Bland-Altman-Plot der geräteintern und extern berechneten Messwerte des OMNI S**

Bei dem Rapidlab 865 ergibt sich nach der Auswertung der Differenzen mit der Bland-Altman-Methode (Abb. 1e) eine Verzerrung von 0,0159 mmol/l und eine Standardabweichung von 0,58092 mmol/l. 96 % der Punkte liegen innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen, die sich bei 1,17774 und -1,14594 mmol/l befinden. Somit ist die Verteilung der Punkte hinreichend symmetrisch.

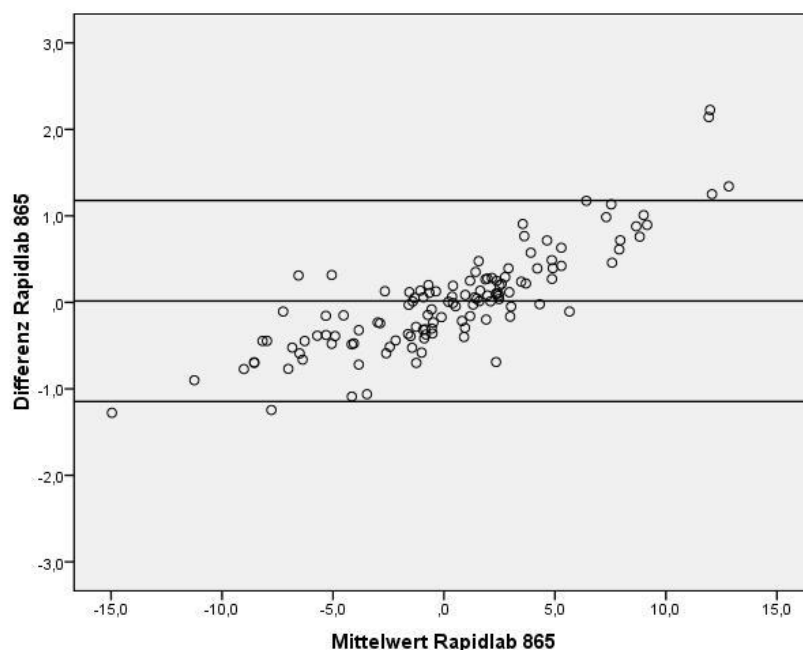
Die durchschnittliche Differenz zwischen den korrespondierenden BE-Werten beträgt 0,426 mmol/l, 12mal so hoch wie bei dem Gerät OMNI S. Die maximale Differenz beträgt 2,23 mmol/l.

Die Punktwolke mit positiver Steigung deutet darauf hin, dass die vom Gerät angegebenen BE-Werte größtenteils maximaler als die extern berechneten sind.

*Nach Rundung der Werte auf eine Dezimalstelle zeigt sich, dass in 10 % der insgesamt 125 Messungen der manuell errechnete BE-Wert mit dem maschinell angezeigten übereinstimmt.*

*In knapp über der Hälfte der Messungen mit differierenden BE-Werten (47 %) ist der BE-Wert auf dem Ausdruck positiver als manuell berechnete.*

*Wenn nur die Beträge der BE-Werte betrachtet werden, gibt das Gerät von Bayer in 76 % der Fälle den maximalen BE-Wert im Gegensatz zur manuellen Berechnung an, die in 14 % der Fälle ein maximales Ergebnis liefert.*



**Abb. 1e: Bland-Altman-Plot der geräteintern und extern berechneten Messwerte des Rapidlab 865**

### Vergleich der Differenzen zwischen den maschinell angegebenen und den manuell berechneten BE-Werten pro Doppelmessung

*Abschließend wurden die Differenzwerte der geräteinternen und externen BE-Wert-Berechnung der beiden Geräte pro Doppelmessung gegenübergestellt: bei 108 Doppelmessungen (86 %) war die Differenz zwischen den beiden Berechnungsmethoden bei Rapidlab höher als bei OMNI S.*

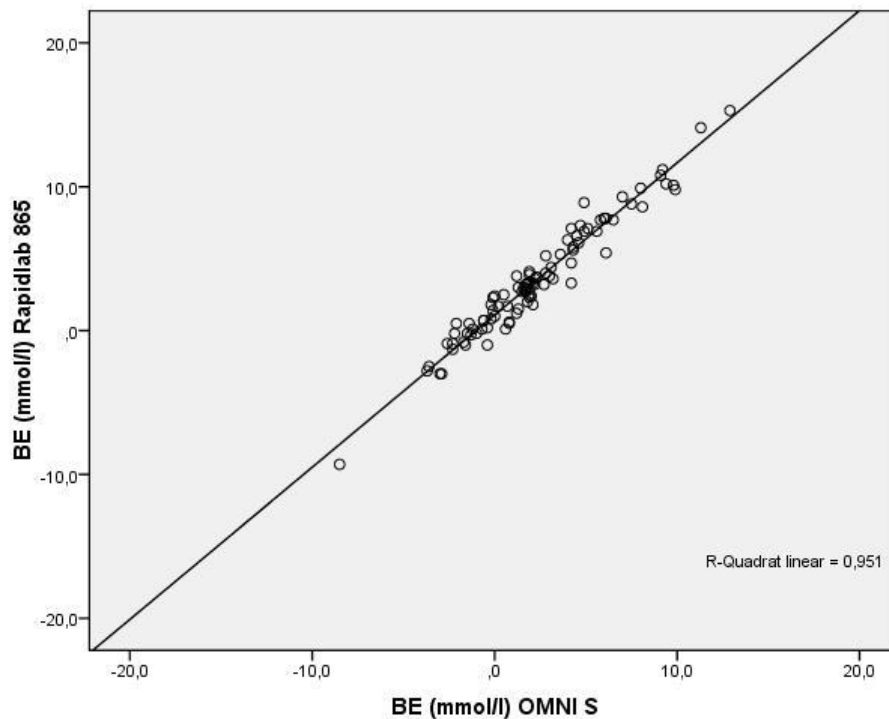
### **Station 91**

### Zusammenhang zwischen den BE-Doppelmesswerten der Geräte OMNI S von Roche und Rapidlab 865 von Bayer

Die Analyse der Messwerte, die auf Station 91 durch Doppelmessungen ermittelt wurden, erfolgte analog zur Station 90.

Abbildung 2a zeigt das Streudiagramm der ermittelten BE-Werte der beiden Analysatoren.

Die Punktwolke ist im gesamten Messbereich ohne größere Auffälligkeiten dicht um die Regressionsgerade orientiert. Ihr Verlauf entspricht wie schon auf Station 90 nicht dem einer Winkelhalbierenden. Das Bestimmtheitsmaß liegt bei 0,951. Dies zeigt, dass auch hier die Messwerte der beiden Geräte zwar voneinander abweichen, jedoch in einem linearen Zusammenhang stehen.



**Abb. 2a: Streudiagramm der Messwerte aus den insgesamt 95 Doppelmessungen des Rapidlab 865 und OMNI S mit Regressionsgerade**

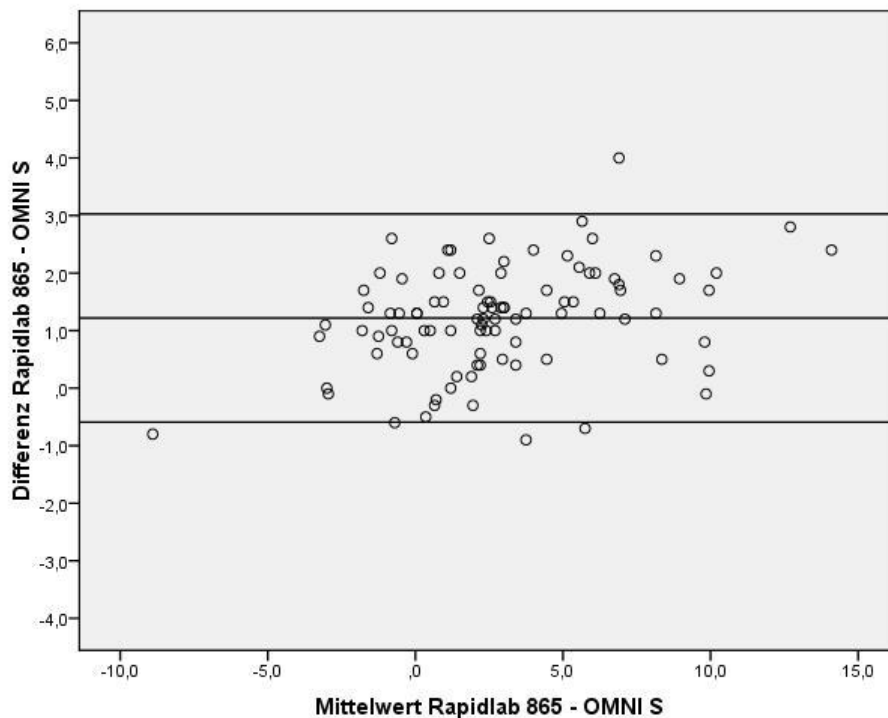
### Vergleich der BE-Werte der Doppelmessungen der beiden Geräte Rapidlab 865 und OMNI S

Zur Beurteilung der Stärke des Zusammenhangs wurden die Werte im Bland-Altman-Plot (Abb. 2b) grafisch dargestellt.

Die Verzerrung wird hier angegeben bei einem Wert von 1,218 mmol/l, die Standardabweichung bei 0,9042 mmol/l. Die maximale Differenz beträgt 4,0 mmol/l. Die Übereinstimmungsgrenzen liegen bei -0,5904 und 3,0264 mmol/l. Die Mehrheit der Werte, 95 %, befindet sich in diesem Konfidenzintervall, womit auch hier die Punkte hinreichend symmetrisch über den gesamten Messbereich verteilt sind.

Hiermit wird die Annahme aus der Regressionsanalyse (Abb. 2a), dass es einen Zusammenhang zwischen den BE-Werten der jeweiligen Doppelmessung gibt, bestätigt.

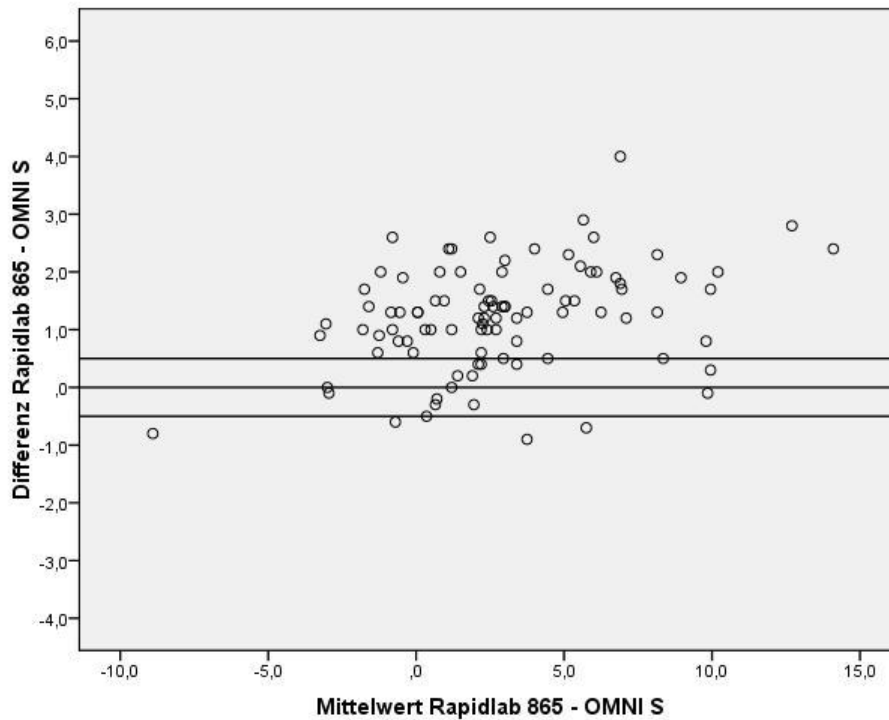
*Aussagekräftig ist hierbei der direkte Blick auf die Messwerte: Bei den insgesamt 95 Doppelmessungen erzielten beide Geräte zweimal die gleichen Messwerte. 83mal (87 % der Messungen) hat das Gerät von Bayer einen positiveren Messwert berechnet als das von Roche, das 10mal höher gemessen hat.*



**Abb. 2b: Bland-Altman-Plot der Messwerte des Rapidlab 865 und OMNI S**

### Vergleich der BE-Werte nach Vorgabe eines Toleranzbereiches

Um auch hier die erhaltenen BE-Messdifferenzen klinisch beurteilen zu können, wurden die Bezugsgrenzen auf eine als in Notfallsituationen klinisch relevant einzustufende BE-Wert-Differenz von 0,5 mmol/l festgelegt. Das Ergebnis zeigt Abbildung 2c. 14 % der Doppelmessungen werden dieser Anforderung gerecht. Werden die Grenzen wiederum auf  $\pm 2$  mmol/l gelegt, so befinden sich 85 % der Messungen innerhalb dieser.



**Abb. 2c: Bland-Altman-Plot der Messwerte des Rapidlab 865 und des OMNI S nach Vorgabe eines Toleranzbereiches der BE-Wert-Differenz von 0,5 mmol/l**

#### Vergleich von geräteintern und extern berechnetem BE-Wert

Im Folgenden wurde die geräteinterne Berechnung der BE-Werte durch die externe Berechnung aus den einzelnen Parametern überprüft.

Bei OMNI S liegt die Verzerrung bei -0,0004 mmol/l und die Standardabweichung bei 0,03455 mmol/l, woraus sich Intervallsgrenzen bei 0,0687 und -0,0695 mmol/l ergeben.

95 % der Punkte liegen innerhalb dieser Grenzen, womit die Verteilung hinreichend symmetrisch ist.

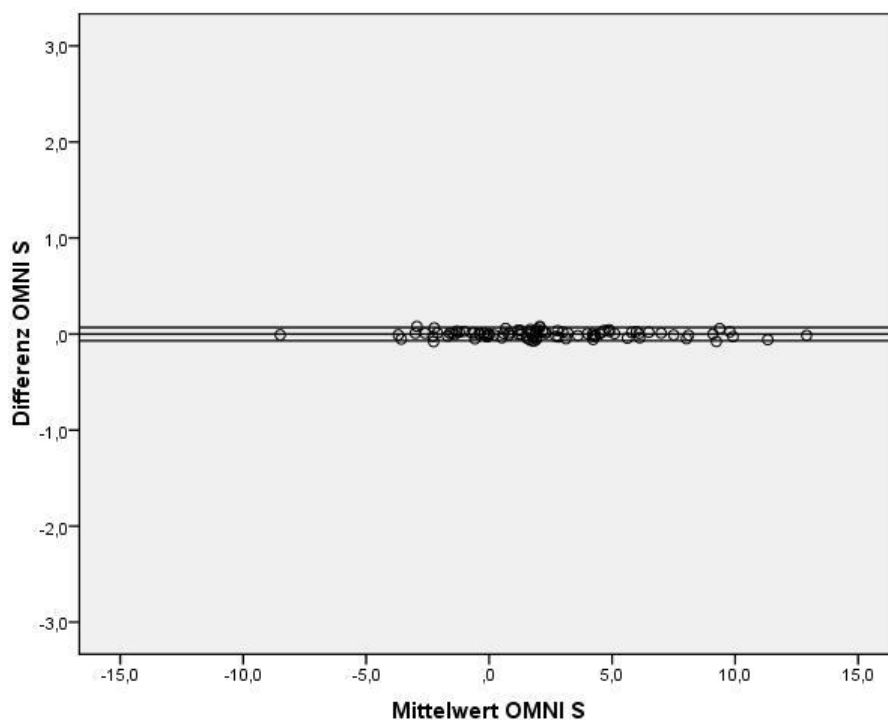
Die durchschnittliche Differenz der korrespondierenden Werte beträgt 0,027 mmol/l, die maximale Differenz 0,08 mmol/l.

*Für die weitere Analyse wurden die extern berechneten BE-Werte auf eine Dezimalstelle gerundet.*

*79mal erzielten die beiden Berechnungsmethoden das gleiche Ergebnis. Dies entspricht bei den insgesamt 95 Messungen einem Anteil von 83 %.*

Bei den Messungen mit differierenden Ergebnissen hat die externe Berechnung einen höheren Anteil an maximalen und positiveren Ergebnissen. Die maximalen, also negativeren bzw. positiveren, Werte wurden zu 7 % durch die geräteinterne und zu 10 % durch die externe Berechnung erzielt.

Bei Betrachtung der Ergebnisse in Bezug auf das positivere Ergebnis ergibt sich eine ähnliche Verteilung. Hier zeigte OMNI S zu 6 % die positiveren Werte an, folglich erbrachte die externe Berechnung in den restlichen 11 % der Messungen ein positiveres Ergebnis.

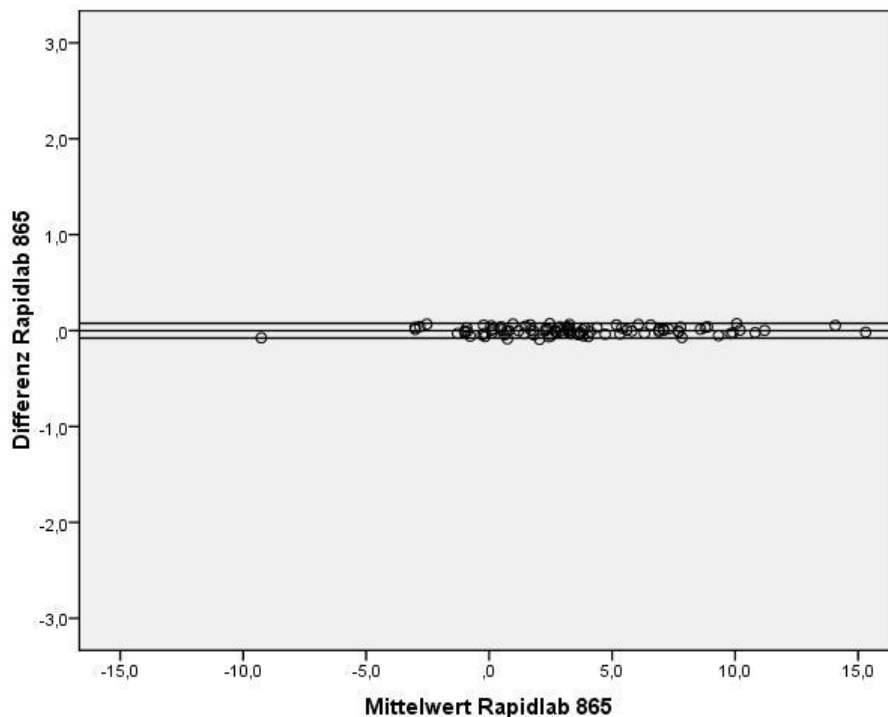


**Abb. 2d: Bland-Altman-Plot der geräteintern und extern berechneten Messwerte des OMNI S**

Bei Rapidlab lieferte die Analyse nach Bland und Altman (Abb. 2e) eine Verzerrung von -0,0009 mmol/l und eine Standardabweichung von 0,03861 mmol/l. Die Grenzen des Bezugsbereiches liegen bei 0,07632 und -0,07812 mmol/l. 97 % der Punkte liegen innerhalb dieser Grenzen, wodurch die Verteilung hinreichend symmetrisch ist. Die maximale Differenz zwischen den beiden korrespondierenden BE-Werten beträgt 0,09 mmol/l.

Nach dem Runden der extern bestimmten BE-Messwerte auf eine Dezimalstelle, stimmten diese in 72 Messungen mit den maschinell angezeigten BE-Werten überein. Dies entspricht bei insgesamt 95 Messungen einem Anteil von 76 %.

Bei den restlichen Messungen mit differierenden Ergebnissen zeigte der Rapidlab im Vergleich zur externen Berechnung bei 14 % der Messungen das maximale, bei 13 % der Messungen das positivere Ergebnis an.



**Abb. 2e: Bland-Altman-Plot der geräteintern und extern berechneten Messwerte des Rapidlab 865**

Vergleich der Differenzen zwischen den maschinell angegebenen und den manuell berechneten BE-Werten pro Doppelmessung

Auch beim Vergleich der Differenzen zwischen den maschinell angegebenen und den manuell berechneten BE-Werten pro Doppelmessung weisen die beiden Analysatoren von Roche und Bayer ähnliche Werte auf.

Bei den Messungen, bei denen die externe Berechnung einen anderen Wert als die interne Berechnung ergab, zeigt das Gerät von Bayer in 17 % der Messungen den maximalen an, in den restlichen 9 % der OMNI S.



## Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Bland-Altman-Plots

In Tabelle 6 sind die Ergebnisse aus den Bland-Altman-Plots die Doppelmessungen betreffend zusammengefasst.

Station	Anzahl der Messungen	Verzerrung [in mmol/l]	Standard-abweichung [in mmol/l]	Intervall-größe [in mmol/l]	durchschnittl. Differenz [in mmol/l]	maximale Differenz [in mmol/l]	im Toleranz-bereich (BE-Diff. < 0,5mmol/l)
<b>St. 90</b>	125	1,094	1,6378	6,5512	1,5552	5,7	21 %
<b>St. 91</b>	95	1,218	0,9042	3,6168	1,3020	4,0	14 %

**Tab. 6: Ergebnisse der Analyse der Doppelmessungen aus den Bland-Altman-Plots bezüglich der Doppelmessungen**

Tabelle 7 zeigt die Ergebnisse aus den Analysen bezüglich der externen und internen BE-Wert-Berechnung aller vier Geräte gegenübergestellt.

Station	Gerätetyp	Verzerrung [in mmol/l]	Standard-abweichung [in mmol/l]	Intervall-größe [in mmol/l]	durchschnittl. Differenz [in mmol/l]	maximale Differenz [in mmol/l]
<b>St. 90</b>	<b>OMNI S</b>	-0,0005	0,04604	0,18416	0,035	0,246
	<b>Rapidlab 865</b>	0,0159	0,58092	2,32368	0,426	2,230
<b>St. 91</b>	<b>OMNI S</b>	-0,0004	0,03455	0,13820	0,027	0,080
	<b>Rapidlab 865</b>	-0,0009	0,03861	0,15444	0,031	0,090

**Tab. 7: Verzerrungen, Standardabweichungen, Größe der Konfidenzintervalle, durchschnittliche und maximale Differenzen aus den Bland-Altman-Plots bezüglich der geräteintern und extern berechneten BE-Werte**

## IV. DISKUSSION

### 1. Studie I

Der erste Teil der Studie befasst sich mit den technischen Eigenschaften der Geräte und den Erfahrungen im klinischen Gebrauch.

#### Kalibrierungen und QC- Messungen

Zuerst wurden die täglich durchgeführten Kalibrationen und Qualitätskontrollmessungen in Augenschein genommen.

Der direkte Vergleich der Anzahl von Kalibrationen ist hier nicht aussagekräftig, da die Geräte bezüglich der Durchführungshäufigkeit dieser verschieden programmiert worden sind. Umso häufiger diese aber fehlschlagen, desto höher ist folglich die Anzahl der gelaufenen Kalibrierungen. Im Gegensatz dazu ist die Anzahl der Qualitätskontrollmessungen vergleichbar, da sie bei jedem Gerät zweimal täglich erbracht werden sollten. Dennoch ist wiederum die Betrachtung des prozentualen Anteils der fehlgeschlagenen QCs aufschlussreich.

Beide BGA-Geräte von Roche haben bei ihren Kalibrationen und QCs einen hohen Anteil an fehlgeschlagenen Messungen. 17,7 % der Kalibrationen verlaufen bei OMNI S der Station 90 und 8 % bei OMNI S der Station 91 täglich nicht erfolgreich.

Bei den fehlgeschlagenen QCs zeigt sich ein gravierender Unterschied zu den Geräten von Bayer und Radiometer: Das Gerät OMNI S der Station 90 mit durchschnittlich 33 % und das Gerät OMNI S der Station 91 mit durchschnittlich 40,1 % an misslungenen QCs pro Tag.

Das schlechteste Ergebnis im Vergleich mit den anderen Analysatoren erbrachte aber Rapidlab 865 von Bayer mit dem höchsten Prozentsatz von 36,1 an fehlgeschlagenen Kalibrationen pro Tag, also über doppelt so viele wie beim Gerät

OMNI S der Station 90. Bezüglich der QCs schneidet er hingegen am besten ab. Im beobachteten Zeitraum waren hier alle QCs fehlerfrei.

ABL 615 von Radiometer zeigt ein mittelmäßiges Ergebnis. Liegt er mit 3,24 % an nicht erfolgreichen Kalibrationen im Vergleich zu den anderen BGA-Geräten noch im unteren Bereich, so ist 9,68 % an fehlgeschlagenen QCs ein hoher Prozentsatz bei der Qualitätskontrollmessungen.

Bei dem BGA-Gerät Rapidpoint 405 von Bayer schlugen nur 1,47 % der Kalibrationen und nur 0,39 % der QCs fehl.

Ähnlich zeigt sich das Gerät ABL 715 von Radiometer. In den drei Monaten verliefen alle Kalibrationen einwandfrei. Bei der Durchführung der QCs tauchten bei 4,06 % Probleme auf. Dies ist jedoch akzeptabel für den klinischen Alltag.

#### Ausfallzeiten der Blutgasanalytoren

Entscheidend für den klinischen Alltag ist jedoch nicht nur der Prozentsatz von nicht erfolgreich durchgeführten Kalibrierungen und QCs, sondern die Zeit, in denen sich die Geräte im nicht messbereiten Zustand befinden.

Diese setzt sich zusammen aus dem nötigen Zeitaufwand für Kalibrierungen und Qualitätskontrollmessungen, die Zeiten der bis zur erfolgreichen Wiederholungen fehlgeschlagener Kalibrierungen und QCs, Reinigung des Probenweges und Ausfällen durch diverse technische Fehler.

Zusätzlich muss beachtet werden, dass umso höher der Zeitbedarf für eine Kalibration bzw. QC ist, und umso höher die programmierte Anzahl der täglich durchzuführenden Kalibrationen ist (vgl. Tab. 4), desto höher ist folglich auch die Ausfallszeit.

So weisen beide OMNI S und ABL 615 mit jeweils 4 Minuten für eine QC und mit 7:40 Minuten bzw. 6:45 Minuten für eine Kalibration den höchsten Zeitbedarf auf. ABL 715 liegt zwar mit 7:13 Minuten noch über ABL 615, dafür aber mit 2:45 Minuten für eine QC deutlich darunter.

Rapidlab 865 befindet sich im Mittelfeld der Analysatoren: 6:39 für eine Kalibration und 3 Minuten für eine QC.

Rapidpoint benötigt mit 3 Minuten für eine Kalibration und mit 2:30 Minuten für eine QC am wenigsten Zeit.

Schon bei der Betrachtung der hohen Anteile an fehlgeschlagenen Kalibrationen und QCs und mit dem Wissen, dass sie den höchsten Zeitbedarf für die Durchführung dieser benötigen, ist zu erahnen, dass die BGA-Geräte OMNI S im Vergleich zu den anderen Geräten eine deutlich höhere tägliche Ausfallsrate aufweisen werden.

Dies wird durch die Auswertung der zeitlichen Komponente Tabelle 5 bestätigt. Tatsächlich ist bzw. sind bei OMNI S der Station 90 ein oder mehrere Parameter für durchschnittlich 7:47 h pro Tag gesperrt. Dies entspricht einem Anteil von 32,5 % des Tages. Zusammen mit den restlichen Kalibrationen, QCs, Reinigungen und sonstigen Ausfällen ist das Gerät täglich für 9:53 h, 41,2 % des Tages, nicht messbereit.

OMNI S der Station 91 zeigt kaum bessere Werte. Hier sind die Parameter 7:21 h lang, entsprechend 30,7 %, nicht freigegeben, das Gerät insgesamt für 9:06 h, also 37,9 % nicht einsatzbereit.

Zwar sind die Geräte darauf programmiert Kalibrationen stündlich durchzuführen, im Gegensatz zu den Geräten von Radiometer, die nur alle vier Stunden kalibrieren, was natürlich Zeit beansprucht, doch hauptausschlaggebend für dieses schlechte Ergebnis ist die große Anzahl der fehlgeschlagenen Kalibrationen und QCs.

Dadurch zeigt sich, dass die Geräte OMNI S nicht stabil genug sind, um einen reibungslosen klinischen Einsatz zu gewährleisten.

Rapidlab 865 von Bayer präsentiert sich hingegen schon viel besser. Hier sind die Parameter für täglich 1:18 h gesperrt, entsprechend einem Prozentsatz von 5,42. Das Gerät selbst ist 3:46 h, 15,7 % des Tages, nicht für Messungen freigegeben. Verantwortlich für die Ausfallszeiten ist die relativ hohe Rate an fehlgeschlagenen Kalibrationen von 36,1 %.

Die restlichen drei Geräte weisen ähnlich gute Werte auf. Während bei der Betrachtung der Ausfallszeiten durch gesperrte Parameter die beiden Geräte Rapidpoint 405 und ABL 615 mit 6 min, 0,43 % pro Tag, noch exakt dieselben Werte

liefern, weist ABL 615 einen um 0,38 % niedrigeren Prozentsatz bezüglich des Gesamtausfalls vor.

ABL 715 von Radiometer schneidet am besten ab. Die fehlerfreien Abläufe der Kalibrationen bei einem mittleren Zeitbedarf von 7:13 Minuten und der geringe Anteil der nicht erfolgreichen Qualitätskontrollmessungen von 4 % , die nur alle vier Stunden gestartet werden bei dem zweitgeringstem Zeitbedarf von 2:45 Minuten, machen es leicht nachvollziehbar, dass das Gerät im Durchschnitt täglich nur 55 Minuten (3,48 % des Tages) nicht einsatzbereit war.

### Vernetzung und Software

Die Vernetzung der POC-Geräte mit den verschiedenen Abteilungen einer Klinik ist für einen modernen Klinikbetrieb unverzichtbar. Durch diese ist es möglich, Ausfälle früh zu bemerken und die Ursachen der Fehler zu beheben. Überdies können, erhobene Patientendaten und -ergebnisse im ganzen Haus eingesehen werden.

Vor allem aber kann nur auf diesem Wege eine RiliBÄK- konforme Sicherung der QC zentral erfolgen. Mit der Zentralisierung wird der zusätzliche Personalaufwand so gering wie möglich gehalten.

Bei den verschiedenen Softwares waren keine gravierenden Unterschiede feststellbar. Vielmehr ist es eine Frage der Gewohnheit, welches System bevorzugt wird.

Alle vier Systeme verfügen über ein ausgezeichnetes Warnsystem bei fehlgeschlagenen Messungen oder Problemen bei den Analysatoren. Bei Betrachtung nur dieses aber sehr entscheidenden Kriteriums kommt man schnell zu dem Entschluss, dass ein relativ einfach aufgebautes Programm für die Vernetzung reicht. Sollten aber bald die Richtwerte und Bestimmungen zur Sicherung der QC verschärft werden, ist auf dem heutigen Stand der Software-Möglichkeiten Radiance wohl am besten darauf vorbereitet.

Radiance bietet das umfangreichste System für Datenspeicherung, -einsicht und

-bearbeitung an. Hier stehen drei verschiedene Module zur Auswahl, die für spezielle Anforderungen (z.B. für Medizintechnik oder für Ärzte) entwickelt wurden und getrennt erworben werden können. Leider sind aber die in den Modulen zur Verfügung stehenden Optionen oft so speziell, dass eine gründlich Einarbeitung und Beschäftigung mit dem Programm nötig sind, um alle Optionen kennen und bedienen zu lernen.

Die Option der Fernsteuerung erwies sich im täglichen Betrieb eigentlich nie als notwendig. Meistens waren die aufgetretenen Fehler wie bei den durch Omnilink vernetzten OMNI S so gravierend, dass sie nicht durch Fernsteuerung behoben werden konnten.

Bei den an Radiance angeschlossenen Geräten indessen war nie ein Eingriff mittels Fernsteuerung nötig, da sie nie eine Störung aufwiesen.

Bei der Vernetzung der gesamten Klinik, sollte man schon vorher entscheiden, auf welcher Ebene die Sicherung der QC vorgenommen werden soll. Im Klinikum der Universität Regensburg erfolgt die Bearbeitung und Dokumentation auf Ebene der Server der einzelnen Firmen, um eine doppelte Datenhaltung zu vermeiden.

## **2. Studie II**

Der zweite Teil der Untersuchung steht unter dem analytischen Aspekt.

Zusammenhang zwischen den BE-Doppelmesswerten der Geräte OMNI S von Roche und Rapidlab 865 von Bayer

### **Station 90**

Die grafische Darstellung der Regressionsanalyse liefert einen guten Eindruck vom Verhalten der Wertepaare zueinander. Im Streudiagramm (Abb. 1a) ist ersichtlich, dass die Punkte ohne größere Abweichungen eng um die Regressionsgerade angeordnet sind. Der Verlauf der Gerade entspricht nicht genau der einer

Winkelhalbierenden. Dies bedeutet, dass die Geräte zwar nicht genau dieselben Messergebnisse liefern, dass aber zwischen den Werten beider Geräte ein linearer Zusammenhang besteht. Dies bestätigt das hohe Bestimmtheitsmaß von 0,914.

### **Station 91**

Die Regressionsanalyse der auf Station 91 ermittelten BE-Wertepaare (Abb. 2a) liefert ein ähnliches Bild. Die Punktwolke ist auch hier ohne größere Auffälligkeiten um die Gerade angeordnet. Im Vergleich zum Streudiagramm von Station 90 ist sie im gesamten Messbereich jedoch dichter um die Regressionsgerade orientiert. Das Bestimmtheitsmaß liegt noch etwas höher, nämlich bei 0,951.

Der Verlauf der Gerade entspricht auch hier nicht der einer Winkelhalbierenden. Somit weichen auch auf Station 91 die Ergebnisse der beiden Geräte zwar voneinander ab, stehen aber in einem linearen Zusammenhang zueinander.

### **Vergleich**

Im Vergleich zur Abbildung 1a, Station 90 betreffend, scheinen also die Punkte in Abbildung 2a, Station 91 betreffend, dichter an der Gerade zu liegen. Bestätigt wird diese Annahme durch das Bestimmtheitsmaß. Dieses weist auf Station 91 mit 0,951 einen um 0,037 höheren Wert als auf Station 90. Somit lässt sich schon hier die Tendenz erkennen, dass auf Station 91 die Differenzen zwischen den ermittelten BE-Werten geringer sind als auf Station 90.

## Vergleich der BE-Werte der Doppelmessungen der beiden Geräte Rapidlab 865 und OMNI S

### **Station 90**

Durch die Regressionsanalyse wurde ersichtlich, dass die beiden korrespondierenden BE-Messwerte der beiden Geräte in einem Zusammenhang stehen. Der Stärke dieses Zusammenhangs zwischen den BE-Wertepaaren ist damit aber nicht beurteilbar. Um diese beurteilen zu können, wurden deshalb die Daten mit der Bland-Altman-Methode (Abb. 1b) untersucht.

Schon die hohen Werte der Verzerrung von 1,094 mmol/l und der Standardabweichung von 1,6378 mmol/l zeigen, dass es große Differenzen zwischen den ermittelten BE-Werten der beiden Geräte gibt.

98 % der Punkte liegen innerhalb des Konfidenzintervalls. Wodurch bestätigt wird, dass die Regressionsanalyse (Abb. 1a) statistisch signifikant ist und die Werte über den gesamten Messbereich hinweg hinreichend symmetrisch verteilt sind. Das Intervall mit seinen Grenzen bei 4,3696 mmol/l bzw. -2,1816 mmol/l ist aber sehr breit, und die Punkte, also die BE-Wert-Differenzen, darin weit gestreut.

Der hohe Wert der Verzerrung von 1,094 mmol/l zeigt, dass Rapidlab von Bayer während der Versuchsreihe weit öfter höher gemessen hat als OMNI S von Roche.

Dies wird durch einen relativen Anteil von 74 % bestätigt. Nur einmal stimmten die Messergebnisse der beiden Geräte überein.

Dadurch muss davon ausgegangen werden, dass die Geräte nicht gleich kalibriert sind, und Rapidlab eventuell sogar die Tendenz hat, einen höheren Wert zu messen.

## **Station 91**

Im Bland-Altman-Plot (Abb. 2b) mit einer Verzerrung von 1,218 mmol/l und der Standardabweichung von 0,9042 mmol/l sind 95 % der Punkte innerhalb des Konfidenzintervalls. Dadurch erweisen sich die Punkte als hinreichend symmetrisch verteilt und die Regressionsanalyse (Abb. 2a) als statistisch signifikant.

Dennoch ist das Intervall, dessen Grenzen sich bei -0,5904 und 3,0264 mmol/l befinden, sehr breit. Die maximale Differenz der BE-Werte zwischen den beiden Geräten ist mit 4 mmol/l sehr hoch. Der hohe positive Wert der Verzerrung wird durch die relativen Zahlen bestätigt: In 87 % der insgesamt 95 Messungen gab Rapidlab von Bayer einen positiveren BE-Wert als OMNI S an. In nur zwei Fällen waren die Ergebnisse der beiden Geräte gleich.

Ursächlich für diese starke Divergenz, widergespiegelt durch die enorme Punkteverteilung im sehr großen Intervall, dürfte eine ungleiche Kalibrierung beider Geräte sein.

Bei der Verwendung der BGA-Geräte muss dem Benutzer also bewusst sein, dass Rapidlab tendenziell positiver misst als OMNI S.



## **Vergleich**

Auf beiden Stationen ergibt sich bezüglich der BE-Wert-Differenzen kein zufriedenstellendes Ergebnis.

Die Analyse durch die Bland-Altman-Methode beweist, dass sich auf Station 90 98 % der Punkte und auf Station 91 95 % der Punkte in den Intervallen befinden. Die Punkteverteilung beider Plots ist somit hinreichend symmetrisch und die zuerst erstellten Regressionsanalysen werden bestätigt. Doch die Intervalle beider Stationen sind sehr breit und die maximal aufgetretenen Differenzen zwischen beiden Geräten mit 5,7 mmol/l auf Station 90 und 4 mmol/l auf Station 91 sehr hoch. Zwar ist die Verzerrung mit 1,218 mmol/l im Plot der Station 91 noch höher als die der Station 90 mit 1,094 mmol/l, was zeigt, dass der Analysator von Bayer der Station 91 noch positivere Werte anzeigt als OMNI S, doch die Standardabweichung des Plots der Station 91 ist im Vergleich zur Station 90 um 0,7336 mmol/l geringer. Dies bedeutet, dass die Streuung der Punkte, also der Differenzwerte, um ihren Mittelwert geringer ist als auf Station 90. Die auf Station 91 ermittelten BE-Differenz-Werte aus den Doppelmessungen differieren also voneinander, aber in geringerem Maße als die Werte der Geräte von Station 90. Dies wird zusätzlich durch die Breite der Übereinstimmungsintervalle bestätigt. Im Plot der Station 90 (Abb. 1b) umfasst das Intervall 6,5512 mmol/l, im Plot der Station 91 (Abb. 2b) erstreckt es sich auf 3,6168 mmol/l, ist also um 45 % kleiner.

Letztlich ist jedoch hierbei auf beiden Stationen leider nicht nachweisbar, welches der jeweilig korrespondierenden Geräte verantwortlich für die Messdifferenzen ist.

## **Toleranzgrenze bei 0,5 mmol/l**

### **Station 90**

Die Analyse nach Bland und Altman liefert keinen Maßstab für eine Bewertung von Verzerrung, Standardabweichung und Intervallgröße. Dies hängt vom untersuchten Parameter, der Messmethode, und nicht zuletzt von der eigenen klinischen Beurteilung ab.

Bei einem kritisch Kranken jedoch initiiert ein Steigen bzw. Sinken des BE-Wertes um 0,5 mmol/l eine gesteigerte Beobachtung des Patienten bzw. eine therapeutische Behandlung.

Betrachtet man nun die Plots 1b und 2b unter diesem Gesichtspunkt, so liegen die Grenzen beider Plots weit außerhalb dieses Wertes. Die BE-Werte weichen also stark voneinander ab.

Schon die oberflächliche Betrachtung der Abbildung 1b unter diesem Gesichtspunkt lässt vermuten, dass die Mehrheit der Messungen diese Anforderung nicht erfüllen wird: Nicht nur die Übereinstimmungsgrenzen des Plots liegen weit außerhalb dieses Wertes, sondern auch der Wert der Verzerrung mit 1,094 mmol/l. Somit überschreitet er den Toleranzwert von 0,5 mmol/l um mehr als das Doppelte, nämlich um 219 %.

Um genauere Daten zu erhalten und eine klinische Interpretation der Ergebnisse des Plots 1b und 2b zu erlauben, wurden deshalb die Grenzen der maximal zugelassenen Differenzen auf  $\pm 0,5$  mmol/l gelegt (Abb. 1c). Diese Lage der Bezugsgrenzen wäre auch für die der Übereinstimmungsgrenzen wünschenswert.

Durch den Plot 1c wird der Verdacht bestätigt. Es erfüllen nur 26 der insgesamt 125 Messungen diese Vorgabe. Dies entspricht einem Anteil von 21 %.

Legt man die Grenzen auf den offiziellen Referenzbereich nach Zander von  $\pm 2$  mmol/l<sup>19</sup>, so befinden sich auch hier nur 84 Messungen (67 %) in diesem.

## **Station 91**

Auf Station 91 genügt ein Blick auf den Bland-Altman-Plot (Abb. 2b), um zu erkennen, dass die Vorgabe einer tolerierbaren Differenz der korrespondierenden Messwerte von maximal  $\pm 0,5$  mmol/l nur auf wenige Messpaare zutrifft.

Da die statistisch signifikante Verzerrung des Erwartungswertes bei 1,218 mmol/l liegt, wird der Toleranzbereich hier schon um 244 % überschritten.

Im Plot 2c ist ersichtlich, dass tatsächlich nur 14 % der 95 Messungen in diesem Bereich liegen und somit den Anforderungen gerecht geworden sind.

Erhöht man den Grenzbereich auf  $\pm 2$  mmol/l, so befinden 85 % der Messungen (81 Messungen) in diesem, wobei 6 Messungen genau die Differenz von 2 mmol/l aufweisen. 14 Messungen befinden sich somit außerhalb dieses Intervalls.

## **Vergleich**

Auf beiden Stationen zeigt sich ein erschreckendes Ergebnis. Auf Station 90 erfüllen nur 21 % der Doppelmessungen die Vorgabe der maximalen Differenz von  $\pm 0,5$  mmol/l. Die Geräte der Station 91 liefern aber ein noch schlechteres Ergebnis. Hier befinden sich nur 14 % der Doppelmessungen im Toleranzbereich.

Auch die Betrachtung der Ergebnisse nach dem Intervall nach Zander von  $\pm 2$  mmol/l zeigt auf beiden Stationen kein zufriedenstellendes Ergebnis. Hierbei liegen auf Station 90 nur 67 % der Messungen in diesem Referenzbereich, auf Station 91 immerhin 85 %.

Auf beiden Station gibt es somit beträchtliche Diskrepanzen bei den Doppelmessungen zwischen den beiden Geräten. Der Grad der Übereinstimmung ist nicht akzeptabel.

## Vergleich der geräteintern und extern berechneten BE-Werte

Für die Überprüfung der BE-Wert-Berechnung durch die Geräte wurden alle BE-Werte nochmals aus den einzelnen Parametern berechnet und mit den maschinell berechneten verglichen.

## **Station 90**

### Roche

Die manuell berechneten BE-Werte bestätigen in 94 von insgesamt 125 Messungen den maschinell berechneten BE-Wert. Dies entspricht einem Anteil von 75 %.

Bei den restlichen Messungen, in denen die manuell und maschinell berechneten BE-Werte voneinander differieren, zeigt sich ein ausgeglichenes Bild. Die Differenzwerte sind sehr gering, durchschnittlich 0,035 mmol/l, wie auch die maximal aufgetretene Differenz. Diese beträgt 0,246 mmol/l.

Einen sowohl positiveren als auch maximaleren Wert errechnete OMNI S in 13 % der Messungen, manuell berechnet war dies bei 12 % der Messungen der Fall.

Auch im Bland-Altman-Plot (Abb. 1d) zeigt sich die Verteilung ausgeglichen. Mit einer Verzerrung von -0,0005 mmol/l und einer Standardabweichung von

0,04604 mmol/l erstreckt sich das Konfidenzintervall über den kleinen Bereich von 0,18416 mmol/l, in dessen Grenzen sich 99 % der Punkte befinden. Die Verteilung der Punkte ist also hinreichend symmetrisch.

Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass diese geringen Differenzen durch Rundungsfehler bedingt sind, da für die manuelle Berechnung die Parameter-Werte auf eine Dezimalstelle gerundet worden sind.

Somit zeigt sich, dass die maschinell errechneten BE-Werte den manuell errechneten entsprechen. Die maschinelle Berechnung ist somit verlässlich, da sie durch die manuelle bestätigt wird.

### Bayer

Schon der erste Blick auf den Bland-Altman-Plot (Abb. 1e), das Gerät Rapidlab 865 von Bayer betreffend, zeigt im Vergleich zu dem Plot des OMNI S (Abb. 1d) einen erheblichen Unterschied.

Die Verteilung ist zwar auch hier hinreichend symmetrisch, das Intervall hingegen ist um 2,13952 mmol/l größer. Auch die Verzerrung mit 0,0159 mmol/l und die Standardabweichung von 0,58092 mmol/l sind höher als bei dem Analysator von Roche. Die maximale aufgetretene Differenz weist hier mit 2,23 mmol/l einen 10fach höheren Wert als bei dem Gerät OMNI S auf.

Die geringe Anzahl von nur 12 Messungen, entsprechend einem Anteil von 10 %, bei denen die manuell berechneten mit den maschinell berechneten BE-Werten übereinstimmen, bestätigt diesen Eindruck.

Bei genauerer Betrachtung der Messungen mit differierenden BE-Werten zeigt sich bezüglich der positiveren Ergebnisse noch ein ausgeglichenes Bild. Hier erzielte die geräteinterne Berechnung bei 47 % der Messungen ein positiveres Ergebnis als die externe Berechnung mit 43 %.

Werden hingegen die berechneten BE-Werte ohne Berücksichtigung der Vorzeichen betrachtet, so zeigt sich, dass der Analysator zu 76 % den maximaleren Wert angibt, manuell jedoch nur in 14 % der Fälle ein maximaler BE-Wert errechnet wurde.

Dies ist schon im Plot (Abb. 1e) durch die steigende Punktwolke ersichtlich. Bei positiven BE-Mittelwerten errechnet das Gerät also einen positiveren BE-Wert als die externe Berechnung ergibt. Bei negativen BE-Ergebnissen muss davon ausgegangen werden, dass das Gerät ein negativeres Ergebnis liefert.

## **Station 91**

### Roche

Wie auch schon auf Station 90 wird ein hoher Anteil der BE-Wert-Ergebnisse des OMNI S durch die nachträgliche manuelle Berechnung bestätigt. Mit 83 % an übereinstimmenden BE-Werten liegt das Ergebnis sogar um 8 % über dem des OMNI S der Station 90.

Bei den restlichen Messungen erzielte die manuelle Berechnung sowohl öfter die maximalen BE-Werte (in 10 % der Fälle gegenüber 7 % bei der maschinellen Berechnung), als auch öfter die positiveren Werte (in 11 % gegenüber 6 % bei der maschinellen Berechnung). Zwar ist dies auffällig, dennoch sind diese Unterschiede so gering, dass davon ausgegangen werden muss, dass dafür Rundungsfehler ursächlich sind.

Hierbei liefert der OMNI S der Station 91 im Vergleich zum OMNI S der Station 90 aber das bessere Ergebnis.

Bestätigt wird dies durch den Bland-Altman-Plot (Abb. 2d). Die Werte der durchschnittlichen Differenz (0,027 mmol/l), die Verzerrung (-0,0004 mmol/l) und die Standardabweichung (0,03455 mmol/l) sind im Vergleich mit den Plots der drei anderen Analysatoren am geringsten. Dadurch ist folglich auch das Übereinstimmungsintervall mit 0,13820 mmol/l hier am kleinsten.

### Bayer

Beim Rapidlab 865 ergeben sich im Vergleich der beiden BE-Berechnungsmethoden, grafisch erarbeitet im Bland-Altman-Plot (Abb. 2e), geringe Werte für Verzerrung (0,0009 mmol/l), Standardabweichung (0,03861 mmol/l), Intervallgröße (0,15444 mmol/l), durchschnittliche BE-Wert-Differenz (0,031 mmol/l) und maximale Differenz (0,09 mmol/l).

Das gute Ergebnis nach der Bland-Altman-Analyse bestätigt sich beim direkten Vergleich mit den manuell berechneten BE-Werten.

Bei den Messungen mit differierenden BE-Werten zeigt sich ein relativ ausgeglichenes Bild, jedoch verhält es sich zum OMNI S der Station 91 gegensätzlich. Hier gab der Analysator Rapidlab sowohl öfter den maximalen Wert (14 % gegenüber 10 % durch manuelle Berechnung), als auch öfter den positiveren Wert (13 % gegenüber 11 % durch manuelle Berechnung) an.

Diese Werte und die Werte aus der Bland-Altman-Analyse sind also so gering, dass sie wiederum auf Rundungsfehler bei der manuellen Berechnung des BE zurückgeführt werden können.

Wie auch schon bei den Geräten der Station 90 schneidet hier der Rapidlab schlechter ab als der OMNI S. Dennoch liegen die Werte beider Maschinen im Vergleich der beiden Methoden (Abb. 2d bzw. 2e) in akzeptablen Bereichen.

#### Vergleich der Differenzen zwischen den maschinell angegebenen und den manuell berechneten BE-Werten pro Doppelmessung

Nun wurden die Differenzen zwischen der geräteinternen und externen Berechnung der beiden Geräte pro Doppelmessung miteinander verglichen.

##### **Station 90**

Bei 15 der insgesamt 125 Messungen wiesen die Differenzen zwischen den beiden Geräten den gleichen Betrag auf. Dies entspricht einem Anteil von 12 %. Wie zu erwarten weist Rapidlab auch hier bei den Doppelmessungen zu 86 % den höheren Differenzbetrag zur korrespondierenden Messung von OMNI S auf. Die Differenz zwischen den beiden Rechenmethoden war bei OMNI S also nur in 2 % der Fälle höher. Dies zeigt nochmals, dass bei dem Analysator Rapidlab auch im gleichen Messbereich extremere Abweichungen zwischen den Berechnungsmethoden vorkamen.

##### **Station 91**

Auf Station 91 zeigt der Rapidlab zwar auch ein schlechteres Ergebnis als OMNI S auf, doch schneidet er nicht so schlecht wie auf Station 90 ab. Hier stimmt der Betrag der Berechnungs-Differenzen pro Doppelmessung bei 74 % der 95 Messungen überein. In 17 % der Fälle ergibt sich bei Rapidlab die maximale Differenz, bei OMNI S folglich in 9 %. Dies verdeutlicht wiederum, dass die Berechnungsmethoden bei Rapidlab stärker voneinander abweichen.

## Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Bland-Altman-Plots aller vier Analysatoren bezüglich der externen und internen BE-Wert-Berechnung

Wie schon dargestellt, weist Rapidlab 865 der Station 90 sehr große Differenzen bezüglich der externen und internen BE-Wert-Berechnung auf. Dies zeigt sich auch im direkten Vergleich der Werte für Verzerrung, Standardabweichung, Konfidenzintervall, durchschnittlicher und maximaler Differenz aller vier Analysatoren (Tab. 7).

Einen guten Indikator für den Vergleich der 4 Geräte miteinander liefert die Verzerrung. Diese ist bei OMNI S der Station 91 am geringsten. Genauso weist die Streuung der Werte um diesen Erwartungswert, die Standardabweichung, den kleinsten Wert auf. Hier sind also die Differenzen zwischen der geräteinternen und der externen BE-Wert-Berechnung im Vergleich zu den anderen drei Geräten am geringsten. Somit ist auch das Konfidenzintervall des OMNI S von Station 91 am kleinsten. Es umfasst 0,1382 mmol/l, was bedeutet, dass sich hier die geräteintern und extern berechneten BE-Werte am stärksten annähern.

Die Werte für Rapidlab 865 der Station 90 sind weit über denen der anderen drei BGA-Geräte. Die Werte der restlichen drei Analysatoren bewegen sich in einem ähnlichen geringen Bereich.

Die einzige Auffälligkeit im Vergleich der drei Geräte ist die maximale aufgetretene Differenz des OMNI S der Station 90. Diese ist mit 0,246 mmol/l dreimal so hoch wie bei den Geräten OMNI S mit 0,08 mmol/l und Rapidlab 865 mit 0,09 mmol/l der Station 91.

Es kann also davon ausgegangen werden, dass die geringen Differenzen bei diesen drei Analysatoren durch Rundungsfehler entstanden sind, da die externe manuelle Berechnung aus den gerundeten Parametern der Mess-Protokolle erfolgte.

Am verlässlichsten erwies sich die maschinelle BE-Wert-Berechnung des OMNI S der Station 91.

### **3. Kritik am Studienaufbau und Verbesserungsvorschläge für weitere Untersuchungen**

Die Intension dieser Studie war, zu ergründen, ob die neu entwickelten Blutgasanalysatoren OMNI S von Roche im klinischen Alltag neben den vorhandenen Blutgasanalysatoren des Uniklinikums Regensburg bestehen können bzw. eine Verbesserung darstellen.

Der technische Aspekt, siehe Studie I, konnte so bestens abgedeckt werden. Nur durch einen längeren Probelauf konnte erörtert werden, ob die Geräte eine konstante Betriebsbereitschaft und eine geringe Anfälligkeit für Störungen und Fehler aufweisen und somit den klinischen Anforderungen standhalten.

Für die Auswertung des analytischen Teils der Untersuchung erwies sich der Studienaufbau aber als eher ungeeignet. Es sollte durch Doppelmessung gleicher Patientenproben anhand des BE-Wertes erörtert werden, ob ein OMNI S und ein anderes BGA-Gerät zu vergleichbaren bzw. bestenfalls denselben Ergebnissen gelangen. Bei Differenzen der Messergebnisse war jedoch hierbei nicht nachweisbar, welches der jeweilig korrespondierenden Geräte bzw. ob beide dafür verantwortlich war bzw. waren, da bei Patientenproben die Messergebnisse natürlich nicht bekannt sind.

Tests mit bekanntem Inhalt und Konzentrationen, wie z. B. bei Kalibrierlösungen und QC- Material, wurden schon in den firmeninternen Laboratorien durchgeführt. Deshalb sollte die Studie unter rein klinischen Gegebenheiten stattfinden.

Dennoch wären für eine weitere Untersuchung dieser Art Messungen mit Lösungen bekannter Zusammensetzung empfehlenswert.

Ein zweiter Ansatz wäre die Auswertung der Patientenproben durch eine unabhängige Instanz, wie einem Labor. Wobei hier wiederum auf die Vermeidung neuer Fehlerquellen, wie z. B. die Veränderung der Blutgaswerte durch die zeitverzögerte Probenauswertung, geachtet werden muss.



#### 4. Kritik an der Programmierung der BE-Wert-Berechnung

Bedingt durch historische, technische und wissenschaftliche Entwicklungen, finden sich verschiedene BE-Wert-Berechnungsmethoden in der Literatur und im Einsatz.

Beim Vergleich der BE-Berechnungsformeln der verschiedenen Hersteller stellte Zander Differenzen von bis zu 3,5 mmol/l fest. Er modifizierte die Berechnungsformel derart, dass in die Berechnung des BE neben dem pH und der Konzentration des Hämoglobins auch der  $p\text{CO}_2$  und die Sauerstoffsättigung des Hämoglobins mit einbezogen und somit berücksichtigt werden.<sup>16</sup>

Besonders durch das Einbeziehen des  $s\text{O}_2$  in die Formel, ist es nun möglich einen BE-Wert zu ermitteln unabhängig davon, ob die Blutentnahme arteriell, gemischt-venös oder peripher-venös erfolgte.<sup>23</sup>

Bei der Programmierung von Blutgas-Analysatoren wird aber meist nicht die Formel nach Zander, sondern diese Formel zur Berechnung des BE-Wertes verwendet:

$$BE(B) = (1 - 0,014 \cdot tHb) \cdot [(1,43 \cdot tHb + 7,7) \cdot (pH - 7,4) - 24,8 + cHCO_3^-]^{29}$$

Wie schon unter II.3. 3.2. erläutert, ist der BE hier somit atemabhängig.

Ein weiterer Kritikpunkt an den Herstellern von Seiten der Wissenschaft ist die immer noch uneinheitliche Nomenklatur der Parameter. Bis jetzt konnten sich die Hersteller immer noch nicht auf eine Normierung bei den Blutgasgeräten einigen.<sup>3(S.80)</sup><sup>14</sup>

Man kann sich nur der Forderung Zanders anschließen, die Berechnungsformeln für den BE-Wert, nach der Formel von Zander, und die Nomenklatur bei den verschiedenen Geräten bzw. Herstellern endlich zu vereinheitlichen.

## **V. Zusammenfassung**

Ziel dieser Studie war, zu prüfen, ob die neu entwickelten Blutgasanalytoren OMNI S der Firma Roche unter Routinebedingungen im klinischen Alltag technisch wie auch analytisch bestehen bzw. eine Verbesserung zu den vorhandenen Geräten darstellen.

Als der Probelauf mit den Blutgasanalytoren OMNI S der Firma Roche im April begann, stellte sich bald heraus, dass die Geräte wegen der Häufigkeit und Schwere der technischen Ausfälle nicht die erwartete Verbesserung bieten. Dies zeigte sich auch in den Zeiten der Ausfälle, die nicht technisch, sondern hauptsächlich durch gesperrte Parameter, Kalibrier- und QC-Zeiten bedingt waren. Die beiden Geräte OMNI S wiesen einen 5fach höheren täglichen Ausfall gegenüber Rapidpoint 405 der Firma Bayer und einen sogar 10fach höheren Ausfall gegenüber dem Gerät ABL 715 von Radiometer auf.

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit wurden Doppelmessungen durchgeführt. Auf beiden Stationen ließ sich durch die Auswertung der Doppelmessungen zwar ein Zusammenhang zwischen den gemessenen BE-Werten nachweisen, doch waren die Differenzen zwischen diesen so enorm, dass im nächsten Schritt überprüft wurde, ob diese medizinisch noch vernachlässigbar oder relevant sind. Auf beiden Stationen lag der Großteil der BE-Wert-Differenzen außerhalb des Toleranzbereiches. Somit erwies sich das Ergebnis als klinisch nicht akzeptabel.

Die Analysen zeigten, dass davon ausgegangen werden muss, dass die Maschinen beider Hersteller, Roche und Bayer, unterschiedlich kalibriert worden sind bzw. immer noch werden, denn bei den Kalibrationen und Qualitätskontrollen waren die Ergebnisse mit den vorgegebenen Intervallen konform.

In Bezug auf den Vergleich der verschiedenen BE-Wert-Berechnungen, maschinell bzw. manuell aus den einzelnen Werten vorgenommen, erwies sich das Gerät OMNI S auf beiden Stationen, insbesondere der OMNI S der Station 91, als sehr stabil, das Gerät vom Typ 865 von Bayer aber auf Station 90 als nicht akzeptabel.

Diese vorliegende Arbeit zeigt, dass die Blutgasanalysatoren des Typs OMNI S von Roche zwar bei der maschinellen BE-Wert-Berechnung sehr gut abschneiden, die Messergebnisse aber stark von denen des Rapidlab 865 von Bayer abweichen. Durch diese Tatsache und insbesondere durch ihre technische Instabilität sind die Geräte OMNI S für den klinischen Einsatz weniger geeignet.

## **VI. Summary**

The aim of this study was to verify whether the newly developed blood gas analyzer type OMNI S by the company Roche would stand up technically as well as analytically in every day clinical circumstances or whether they constitute an improvement to the existing equipment.

When in April the trial run of the blood gas analyzers type OMNI S by Roche started, the fact that the devices do not offer the desired improvement transpired fairly quickly on account of their mechanical failings which occurred frequently and heavily. This was also reflected in the times of failure that were not related to technical problems but mainly to blocked sensors, to calibration times and to QC times. Both the devices type OMNI S failed five times more daily compared to Rapidpoint 405 by the company Bayer and even ten times more compared to the device ABL 715 by Radiometer.

Dual measurements were realized to verify the accuracy of measurement. On both stations a coherence between the measured BE values could be accounted for by the analysis of the dual measurements but the differences between them were so significant that a further step was the verification of whether these differences in values could be medically disregarded or whether they were relevant. On both stations the majority of the differences in BE values was located outside of the tolerance spectrum. As a consequence the result turned out to be clinically unacceptable.

The analysis showed that one has to presume that the devices by both the manufacturers Roche and Bayer were or rather are still calibrated differently since the results of the calibrations and quality controls concurred with the fixed intervals.

In relation to the comparison of the various calculations of BE values performed automatically and manually on the basis of the individual values, the device OMNI S turned out to be very steady on both stations, especially the OMNI S of the station 91. The device 865 by Bayer on the station 90, however, proved to be unacceptable.

This dissertation shows that the blood gas analyzers type OMNI S by Roche do indeed do very well in the automatic calculation of BE values, the measurements results, however, varied drastically from the ones by the Rapidlab 865 by Bayer. This fact and their technical instability are the reasons why the devices OMNI S are less fit for clinical use.

## Literaturverzeichnis

1. Astrup P, Gotzche H, Neukirch F. Laboratory investigations during treatment of patients with poliomyelitis and respiratory paralysis. *British medical journal*. Apr 3 1954;1(4865):780-786.
2. Astrup P, Jorgensen K, Andersen OS, Engel K. The acid-base metabolism. A new approach. *Lancet*. May 14 1960;1(7133):1035-1039.
3. Luppä PB, Schlebusch H: *POCT- Patientennahe Labordiagnostik*. 2. Auflage ed. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2012.
4. Gilbert H C, Szokol J W. Point of care technologies. *International anesthesiology clinics*. Spring 2004;42(2):73-94.
5. Heil W, Koberstein R, Zawta B: *Referenzbereiche für Kinder und Erwachsene, Präanalytik*. Vol 8. Mannheim: Roche Diagnostics GmbH; 2004.
6. Classen M, Diehl V, Kochsiek K.: *Repititorium Innere Medizin*. Vol 1. München: Urban & Fischer Verlag; 2004.
7. Sands V M, Auerbach P S, Birnbaum J, Green M. Evaluation of a portable clinical blood analyzer in the emergency department. *Academic emergency medicine : official journal of the Society for Academic Emergency Medicine*. Mar 1995;2(3):172-178.
8. Messner B, Frick G, Blobner M, Albrecht K, Schade T, Luppä P B. Online-Qualitätssicherung patientennaher Sofortdiagnostik (Point-of-care-Testing) unter Nutzung des Kommunikations-Systems des Krankenhauses. *J Lab Med*. 2004;28:264-272.
9. Zander R. Diagnostische und therapeutische Bedeutung von Base Excess und Laktatkonzentration *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther*. 2003;37:343-346.
10. Silbernagl St, Despopoulos A: *Taschenatlas der Physiologie*. 6 ed. Stuttgart: Georg-Thieme Verlag; 2003.
11. Hick Ch, Hick A: *Physiologie*. Vol 4. Jena: Urban & Fischer Verlag München; 2002.
12. Zalpour Chr: *Anatomie Physiologie*. München, Jena: Urban & Fischer Verlag; 2002.
13. Löffler G: *Basiswissen Biochemie mit Pathobiochemie* Vol 4. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2000.

14. [www.physioklin.de](http://www.physioklin.de)
15. Siggaard-Andersen O, Engel K, Jorgensen K, Astrup P. A micro method for determination of pH, carbon dioxide tension, base excess and standard bicarbonate in capillary blood. *Scand J Clin Lab Invest.* 1960;12:172-176.
16. Zander R. Die korrekte Bestimmung des Base Excess (BE, mmol/l) im Blut. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther.* 1995;30:36-38.
17. Zander R. Säure-Basen-Analytik- "A never ending story" *Anaesthetist, Springer Medizin-Verlag.* 2008;57:819-820.
18. Müller-Plathe O: *Säure-Basen-Haushalt und Blutgase: Pathobiochemie-Klinik-Methodik.* Vol 2. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1982.
19. Zander R, Lang W. Base excess and strong ion difference: clinical limitations related to inaccuracy. *Anesthesiology.* Feb 2004;100(2):459-460.
20. Müller-Plathe O: *Säure-Basen-Gleichgewicht und Blutgase* Vol 5. Frankfurt: TH Books Verlagsgesellschaft; 1998.
21. Zander R.: *Die klassische Blutgasanalyse (Säure-Basen-Status): Interpretation und Fehler.* In: *Deutsche Akademie für Anästhesiologische Fortbildung (Hrsg) Refresher Course: Aktuelles Wissen für Anästhesisten.* Berlin Heidelberg New York: Springer; 1995.
22. Schaffartzik W. [Base excess. Parameter with exceptional clinical significance]. *Der Anaesthetist.* May 2007;56(5):478-481.
23. Lang W, Zander R. The accuracy of calculated base excess in blood. *Clinical chemistry and laboratory medicine : CCLM / FESCC.* Apr 2002;40(4):404-410.
24. Beetham R. A review of blood pH and blood-gas analysis. *Annals of clinical biochemistry.* Jul 1982;19 (Pt 4):198-213.
25. Zander R, Mertzlufft F, Lutter N, Schaffartzik W. Consensus: Vereinheitlichung von Nomenklatur und Symbolen, erstellt von Firmen im Bereich POC und Test-Labor für Hämodiagnostik. *Qualitest.* 2005;8:1.
26. Bortz J: *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler.* Vol 6. Institut für Psychologie und Arbeitswissenschaft TU Berlin, Fakultät V: Springer Verlag; 2005.
27. Bland J. M., Altman D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* Feb 8 1986;1(8476):307-310.

28. Bland J M, Altman D G. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet*. Oct 21 1995;346(8982):1085-1087.
29. Referenzhandbuch. Roche OMNI S. Rev. 6.0. Dez. 2004.



## Tabellen-, Grafik-, und Diagrammverzeichnis

	Seite
Tab. 1: Störungen des Säure-Basen-Haushalts	23
Tab. 2: Gerätetypen und Betriebssysteme der untersuchten Blutgasanalysatoren	29
Tab. 3: für die Blutgasanalyse verwendete Parameter	30
Tab. 4: Anzahl und Dauer von Kalibrationen und QC- Messungen	44
Tab. 5: Ausfallzeiten	44
Tab. 6: Ergebnisse der Analyse der Doppelmessungen aus den Bland-Altman-Plots bezüglich der Doppelmessungen	57
Tab. 7: Verzerrungen, Standardabweichungen, Größe der Konfidenzintervalle, durchschnittliche und maximale Differenzen aus den Bland-Altman-Plots bezüglich der geräteintern und extern berechneten BE-Werte	57
Tab. 8: Station 90: BE-Wert-Ergebnisse der BGA-Geräte	82
Tab. 9: Station 91: BE-Wert-Ergebnisse der BGA-Geräte	84
Tab. 10: Station 90: Werte der für die BE-Wert-Berechnung verwendeten Parameter	86
Tab. 11: Station 91: Werte der für die BE-Wert-Berechnung verwendeten Parameter	93
Tab. 12: Station 90, OMNI S: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung	99
Tab. 13: Station 90, Rapidlab 865: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung	102
Tab. 14: Station 91, OMNI S: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung	104
Tab. 15: Station 91, Rapidlab 865: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung	107
Diagramm 1: Vernetzungsschema der POC-Systeme am Klinikum der Universität Regensburg zum Zeitpunkt der Untersuchung	31
Graph 1: Darstellung der Normalverteilung	38

## Anhang

### Tabellen

Tabelle 8: Station 90: BE-Wert-Ergebnisse der Blutgasanalytoren

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezüglich Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
1	-0,6	-1,9	1,3	0	-1,25
2	2,6	0,1	2,5	0	1,35
3	0,4	1,7	-1,3	0	1,05
4	2,5	2,2	0,3	1	2,35
5	-6,7	-6,8	0,1	1	-6,75
6	-4,3	-3,9	-0,4	1	-4,10
7	2,9	3,1	-0,2	1	3,00
8	9,1	5,9	3,2	0	7,50
9	-5,5	-3,7	-1,8	0	-4,60
10	12,7	9,2	3,5	0	10,95
11	-1,7	-1,1	-0,6	0	-1,40
12	13,5	10,0	3,5	0	11,75
13	-0,7	-0,8	0,1	1	-0,75
14	-9,4	-7,0	-2,4	0	-8,20
15	-8,2	-7,7	-0,5	0	-7,95
16	4,4	2,0	2,4	0	3,20
17	0,8	-1,0	1,8	0	-0,10
18	9,5	5,7	3,8	0	7,60
19	-1,0	-1,1	0,1	1	-1,05
20	1,7	1,9	-0,2	1	1,80
21	-6,5	-5,7	-0,8	0	-6,10
22	-5,3	-7,1	1,8	0	-6,20
23	2,4	0,5	1,9	0	1,45
24	-0,3	-2,0	1,7	0	-1,15
25	-4,6	-6,3	1,7	0	-5,45
26	2,5	0,8	1,7	0	1,65
27	1,3	0,2	1,1	0	0,75
28	-5,1	-3,9	-1,2	0	-4,50
29	-8,9	-9,0	0,1	1	-8,95
30	5,1	2,6	2,5	0	3,85
31	2,4	3,3	-0,9	0	2,85
32	-1,1	-0,8	-0,3	1	-0,95
33	-0,6	-0,1	-0,5	0	-0,35
34	8,2	4,6	3,6	0	6,40
35	5,5	2,8	2,7	0	4,15
36	4,0	1,6	2,4	0	2,80
37	-0,6	-1,9	1,3	0	-1,25
38	4,0	3,1	0,9	0	3,55
39	9,2	6,0	3,2	0	7,60
40	0,4	-1,1	1,5	0	-0,35
41	-1,0	-1,6	0,6	0	-1,30
42	-8,9	-9,1	0,2	1	-9,00
43	7,0	8,0	-1,0	0	7,50
44	13,1	7,4	5,7	0	10,25
45	-7,4	-6,4	-1,0	0	-6,90

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezüglich Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
46	13,0	9,6	3,4	0	11,30
47	-4,4	-3,9	-0,5	0	-4,15
48	-4,0	-4,4	0,4	1	-4,20
49	-6,8	-8,3	1,5	0	-7,55
50	1,3	3,4	-2,1	0	2,35
51	7,8	4,3	3,5	0	6,05
52	-1,1	-4,0	2,9	0	-2,55
53	-1,4	-2,0	0,6	0	-1,70
54	4,3	5,9	-1,6	0	5,10
55	8,3	8,1	0,2	1	8,20
56	8,1	3,6	4,5	0	5,85
57	-8,4	-6,3	-2,1	0	-7,35
58	-3,0	-3,3	0,3	1	-3,15
59	0,7	0,2	0,5	0	0,45
60	-4,2	-4,8	0,6	0	-4,50
61	-3,1	-4,0	0,9	0	-3,55
62	-2,6	-4,3	1,7	0	-3,45
63	-5,9	-7,8	1,9	0	-6,85
64	1,0	-1,4	2,4	0	-0,20
65	9,6	7,1	2,5	0	8,35
66	-4,7	-2,6	-2,1	0	-3,65
67	1,1	-1,3	2,4	0	-0,10
68	-6,4	-7,7	1,3	0	-7,05
69	1,5	-2,2	3,7	0	-0,35
70	-8,4	-9,5	1,1	0	-8,95
71	-0,2	-0,2	0,0	1	-0,20
72	0,5	-0,3	0,8	0	0,10
73	-1,8	-3,3	1,5	0	-2,55
74	-1,6	-2,3	0,7	0	-1,95
75	0,5	-0,2	0,7	0	0,15
76	3,0	0,2	2,8	0	1,60
77	5,0	2,8	2,2	0	3,90
78	-1,4	-1,3	-0,1	1	-1,35
79	2,1	-0,6	2,7	0	0,75
80	0,7	-0,3	1,0	0	0,20
81	1,8	-0,2	2,0	0	0,80
82	-5,4	-5,5	0,1	1	-5,45
83	3,1	0,7	2,4	0	1,90
84	-0,9	-2,9	2,0	0	-1,90
85	-0,7	-1,5	0,8	0	-1,10
86	4,2	1,1	3,1	0	2,65
87	-0,8	-3,0	2,2	0	-1,90
88	-1,3	-2,5	1,2	0	-1,90
89	2,5	0,0	2,5	0	1,25
90	2,0	1,5	0,5	0	1,75
91	-2,4	-3,8	1,4	0	-3,10
92	1,4	1,1	0,3	1	1,25
93	-0,6	-1,6	1,0	0	-1,10
94	-1,0	-1,3	0,3	1	-1,15
95	1,6	-0,4	2,0	0	0,60
96	5,6	3,2	2,4	0	4,40
97	0,2	1,3	-1,1	0	0,75
98	5,6	1,6	4,0	0	3,60

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezüglich Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
99	-1,5	-1,6	0,1	1	-1,55
100	2,3	-0,8	3,1	0	0,75
101	2,5	1,3	1,2	0	1,90
102	2,1	-1,4	3,5	0	0,35
103	-4,0	-4,5	0,5	0	-4,25
104	3,8	0,3	3,5	0	2,05
105	1,8	-0,4	2,2	0	0,70
106	5,1	1,9	3,2	0	3,50
107	-2,9	-2,1	-0,8	0	-2,50
108	2,0	3,5	-1,5	0	2,75
109	1,6	0,3	1,3	0	0,95
110	5,0	1,2	3,8	0	3,10
111	2,0	1,3	0,7	0	1,65
112	7,8	7,5	0,3	1	7,65
113	-1,7	-0,8	-0,9	0	-1,25
114	3,6	2,9	0,7	0	3,25
115	-1,3	-0,5	-0,8	0	-0,90
116	-2,7	-2,3	-0,4	1	-2,50
117	-7,1	-7,5	0,4	1	-7,30
118	-1,6	-2,0	0,4	1	-1,80
119	2,9	0,8	2,1	0	1,85
120	-4,9	-4,1	-0,8	0	-4,50
121	-7,3	-7,2	-0,1	1	-7,25
122	3,0	3,1	-0,1	1	3,05
123	-15,6	-15,8	0,2	1	-15,70
124	-11,7	-11,0	-0,7	0	-11,35
125	2,7	-1,6	4,3	0	0,55

Tabelle 9: Station 91: BE-Wert-Ergebnisse der Blutgasanalysatoren

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezügl.Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
1	3,9	1,9	2,0	0	2,9
2	-1,0	-1,6	0,6	0	-1,3
3	0,2	-0,4	0,6	0	-0,1
4	2,5	1,9	0,6	0	2,2
5	2,0	1,8	0,2	1	1,9
6	0,7	-0,6	1,3	0	0,1
7	7,8	6,0	1,8	0	6,9
8	7,7	5,8	1,9	0	6,8
9	-2,5	-3,6	1,1	0	-3,1
10	5,3	3,6	1,7	0	4,5
11	-3,0	-2,9	-0,1	1	-3,0
12	1,8	2,1	-0,3	1	2,0
13	3,8	3,0	0,8	0	3,4
14	3,2	2,7	0,5	0	3,0
15	3,3	1,9	1,4	0	2,6

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezügl.Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
16	0,5	-2,1	2,6	0	-0,8
17	3,7	2,3	1,4	0	3,0
18	10,2	9,4	0,8	0	9,8
19	2,5	0,5	2,0	0	1,5
20	0,1	-1,2	1,3	0	-0,6
21	3,2	2,2	1,0	0	2,7
22	2,7	1,5	1,2	0	2,1
23	-0,2	-1,5	1,3	0	-0,9
24	11,2	9,2	2,0	0	10,2
25	-0,9	-2,3	1,4	0	-1,6
26	1,7	0,2	1,5	0	1,0
27	2,4	2,0	0,4	1	2,2
28	0,8	-0,2	1,0	0	0,3
29	4,0	2,8	1,2	0	3,4
30	3,7	2,3	1,4	0	3,0
31	4,1	1,9	2,2	0	3,0
32	1,5	1,3	0,2	1	1,4
33	2,9	1,9	1,0	0	2,4
34	1,8	-0,2	2,0	0	0,8
35	10,1	9,8	0,3	1	10,0
36	1,4	-0,1	1,5	0	0,7
37	9,9	8,0	1,9	0	9,0
38	3,2	1,7	1,5	0	2,5
39	8,6	8,1	0,5	0	8,4
40	10,8	9,1	1,7	0	10,0
41	3,6	2,2	1,4	0	2,9
42	6,1	4,6	1,5	0	5,4
43	7,7	6,5	1,2	0	7,1
44	3,3	1,8	1,5	0	2,6
45	5,2	2,8	2,4	0	4,0
46	3,6	3,2	0,4	1	3,4
47	7,1	4,2	2,9	0	5,7
48	4,7	4,2	0,5	0	4,5
49	8,8	7,5	1,3	0	8,2
50	2,9	1,7	1,2	0	2,3
51	6,3	4,0	2,3	0	5,2
52	5,4	6,1	-0,7	0	5,8
53	2,3	1,9	0,4	1	2,1
54	-2,8	-3,7	0,9	0	-3,3
55	9,3	7,0	2,3	0	8,2
56	3,0	1,3	1,7	0	2,2
57	5,8	4,3	1,5	0	5,1
58	2,3	-0,1	2,4	0	1,1
59	6,9	5,6	1,3	0	6,3
60	7,3	4,7	2,6	0	6,0
61	4,4	3,1	1,3	0	3,8
62	7,1	5,1	2,0	0	6,1
63	-0,2	-1,0	0,8	0	-0,6
64	14,1	11,3	2,8	0	12,7
65	15,3	12,9	2,4	0	14,1
66	6,6	4,5	2,1	0	5,6
67	7,8	6,1	1,7	0	7,0
68	3,0	1,6	1,4	0	2,3

Messung	BE-Wert Rapidlab 865	BE-Wert OMNI S	Differenz	bezügl.Toleranz- bereich < 0,5 mmol/l	BE-Mittelwert Rapidlab:OMNI S
69	2,7	1,7	1,0	0	2,2
70	8,9	4,9	4,0	0	6,9
71	6,9	4,9	2,0	0	5,9
72	1,7	0,7	1,0	0	1,2
73	2,8	1,7	1,1	0	2,3
74	5,6	4,3	1,3	0	5,0
75	3,3	2,1	1,2	0	2,7
76	-0,9	-2,6	1,7	0	-1,8
77	-0,8	-1,7	0,9	0	-1,3
78	-1,3	-2,3	1,0	0	-1,8
79	2,4	0,0	2,4	0	1,2
80	9,8	9,9	-0,1	1	9,9
81	1,2	1,2	0,0	1	1,2
82	3,8	1,2	2,6	0	2,5
83	-0,3	-1,3	1,0	0	-0,8
84	0,5	-1,4	1,9	0	-0,5
85	0,7	-0,6	1,3	0	0,1
86	0,5	0,8	-0,3	1	0,7
87	0,1	0,6	-0,5	0	0,4
88	-0,2	-2,2	2,0	0	-1,2
89	-1,0	-0,4	-0,6	0	-0,7
90	-3,0	-3,0	0,0	1	-3,0
91	0,1	-0,7	0,8	0	-0,3
92	1,0	0,0	1,0	0	0,5
93	0,6	0,8	-0,2	1	0,7
94	3,3	4,2	-0,9	0	3,8
95	-9,3	-8,5	-0,8	0	-8,9

Tabelle 10: Station 90: Werte der für die BE-Wert-Berechnung verwendeten Parameter

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
1	Rapidlab	7,358	24,9	12,4
	OMNI S	7,350	23,8	11,9
2	Rapidlab	7,437	26,8	7,9
	OMNI S	7,423	24,4	7,5
3	Rapidlab	7,404	25,1	7,6
	OMNI S	7,399	26,7	7,5
4	Rapidlab	7,465	26,2	10,7
	OMNI S	7,457	26,1	10,7
5	Rapidlab	7,358	18,8	8,1
	OMNI S	7,350	18,1	7,9

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
6	Rapidlab OMNI S	7,447	19,7	7,2
		7,439	19,8	7,1
7	Rapidlab OMNI S	7,485	26,4	11,5
		7,479	26,6	11,5
8	Rapidlab OMNI S	7,424	33,5	7,1
		7,427	30,8	6,9
9	Rapidlab OMNI S	7,301	20,9	7,5
		7,311	22,3	7,4
10	Rapidlab OMNI S	7,443	36,8	7,5
		7,430	34,5	7,4
11	Rapidlab OMNI S	7,410	22,9	13,9
		7,425	22,8	13,9
12	Rapidlab OMNI S	7,470	37,2	8,4
		7,458	35,0	8,2
13	Rapidlab OMNI S	7,433	23,5	13,3
		7,427	23,0	13,3
14	Rapidlab OMNI S	7,300	17,0	7,7
		7,304	18,7	7,3
15	Rapidlab OMNI S	7,230	19,3	7,8
		7,250	19,0	7,6
16	Rapidlab OMNI S	7,423	28,9	8,7
		7,420	26,6	8,6
17	Rapidlab OMNI S	7,489	24,2	9,2
		7,474	22,1	9,0
18	Rapidlab OMNI S	7,467	33,2	10,0
		7,463	30,0	10,0
19	Rapidlab OMNI S	7,459	22,8	9,7
		7,466	22,1	9,5
20	Rapidlab OMNI S	7,424	26,1	8,6
		7,425	26,5	8,4
21	Rapidlab OMNI S	7,273	20,4	7,8
		7,281	20,7	7,6
22	Rapidlab OMNI S	7,341	20,5	8,4
		7,326	18,2	8,2
23	Rapidlab OMNI S	7,454	26,3	9,6
		7,434	24,6	9,4

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
24	Rapidlab OMNI S	7,354	25,2	8,0
		7,343	23,7	7,8
25	Rapidlab OMNI S	7,259	22,5	8,1
		7,273	20,1	7,8
26	Rapidlab OMNI S	7,447	26,6	9,3
		7,432	25,0	9,1
27	Rapidlab OMNI S	7,449	25,3	9,2
		7,441	24,1	9,0
28	Rapidlab OMNI S	7,316	21,1	7,9
		7,339	21,5	7,7
29	Rapidlab OMNI S	7,230	18,7	6,8
		7,254	17,3	6,6
30	Rapidlab OMNI S	7,430	29,4	7,5
		7,423	27,3	7,3
31	Rapidlab OMNI S	7,475	26,0	7,3
		7,471	27,2	7,2
32	Rapidlab OMNI S	7,478	22,5	8,3
		7,470	22,6	8,2
33	Rapidlab OMNI S	7,428	23,7	7,6
		7,421	24,3	7,4
34	Rapidlab OMNI S	7,513	31,2	7,4
		7,502	28,1	7,2
35	Rapidlab OMNI S	7,448	29,6	8,0
		7,440	27,2	7,7
36	Rapidlab OMNI S	7,377	29,2	11,4
		7,377	27,2	11,3
37	Rapidlab OMNI S	7,311	25,6	7,1
		7,310	24,3	6,7
38	Rapidlab OMNI S	7,373	29,2	12,1
		7,381	29,0	11,8
39	Rapidlab OMNI S	7,495	32,5	8,8
		7,493	29,8	8,6
40	Rapidlab OMNI S	7,422	24,8	9,6
		7,410	23,3	9,3
41	Rapidlab OMNI S	7,347	24,7	11,0
		7,345	24,2	10,8



Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
42	Rapidlab OMNI S	7,283	17,8	8,1
		7,296	16,6	7,7
43	Rapidlab OMNI S	7,393	31,9	11,4
		7,391	34,5	11,6
44	Rapidlab OMNI S	7,385	38,1	11,4
		7,380	34,1	11,2
45	Rapidlab OMNI S	7,352	18,2	9,0
		7,347	18,6	9,2
46	Rapidlab OMNI S	7,327	39,0	9,9
		7,334	37,4	9,9
47	Rapidlab OMNI S	7,388	20,6	8,4
		7,388	20,9	8,3
48	Rapidlab OMNI S	7,426	20,4	5,6
		7,406	20,0	5,3
49	Rapidlab OMNI S	7,322	19,3	9,0
		7,324	16,9	8,7
50	Rapidlab OMNI S	7,375	26,5	8,7
		7,375	29,2	8,5
51	Rapidlab OMNI S	7,398	32,6	8,7
		7,394	29,8	8,4
52	Rapidlab OMNI S	7,456	22,8	8,5
		7,442	19,5	8,1
53	Rapidlab OMNI S	7,352	24,2	9,6
		7,352	23,5	9,5
54	Rapidlab OMNI S	7,501	27,5	11,7
		7,490	29,6	11,7
55	Rapidlab OMNI S	7,496	31,5	8,9
		7,499	32,0	8,9
56	Rapidlab OMNI S	7,421	32,5	10,6
		7,398	29,0	10,3
57	Rapidlab OMNI S	7,412	16,2	10,1
		7,413	17,2	9,8
58	Rapidlab OMNI S	7,368	22,3	9,5
		7,356	21,9	9,2
59	Rapidlab OMNI S	7,493	24,0	10,3
		7,484	23,1	10,1

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
60	Rapidlab OMNI S	7,436	20,1	8,8
		7,429	18,8	8,5
61	Rapidlab OMNI S	7,318	23,1	7,4
		7,317	21,7	5,6
62	Rapidlab OMNI S	7,305	23,7	9,8
		7,302	22,0	9,6
63	Rapidlab OMNI S	7,233	21,6	6,7
		7,246	18,8	6,4
64	Rapidlab OMNI S	7,412	25,6	8,4
		7,408	23,1	8,2
65	Rapidlab OMNI S	7,480	33,1	8,7
		7,477	31,3	8,8
66	Rapidlab OMNI S	7,445	19,3	12,3
		7,434	20,9	12,4
67	Rapidlab OMNI S	7,460	25,0	9,1
		7,450	22,3	9,0
68	Rapidlab OMNI S	7,135	22,7	9,5
		7,149	21,2	9,3
69	Rapidlab OMNI S	7,431	25,8	10,8
		7,410	22,0	10,5
70	Rapidlab OMNI S	7,240	19,0	9,1
		7,242	17,1	8,7
71	Rapidlab OMNI S	7,432	24,1	9,2
		7,414	24,3	8,9
72	Rapidlab OMNI S	7,349	26,1	7,7
		7,360	25,1	7,3
73	Rapidlab OMNI S	7,448	22,2	8,7
		7,439	20,3	8,4
74	Rapidlab OMNI S	7,372	23,6	11,2
		7,361	23,0	10,9
75	Rapidlab OMNI S	7,451	24,4	8,6
		7,434	23,9	8,2
76	Rapidlab OMNI S	7,468	26,7	9,0
		7,448	24,1	8,6
77	Rapidlab OMNI S	7,486	28,4	10,2
		7,477	26,4	9,8

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
78	Rapidlab OMNI S	7,418	23,1	10,1
		7,409	23,1	10,1
79	Rapidlab OMNI S	7,365	27,5	7,7
		7,365	24,8	7,6
80	Rapidlab OMNI S	7,468	24,4	9,6
		7,448	23,5	9,2
81	Rapidlab OMNI S	7,492	25,1	10,0
		7,480	22,9	9,9
82	Rapidlab OMNI S	7,259	21,7	9,0
		7,257	21,4	8,6
83	Rapidlab OMNI S	7,434	27,2	10,2
		7,423	25,1	9,9
84	Rapidlab OMNI S	7,369	24,4	11,3
		7,379	21,8	11,1
85	Rapidlab OMNI S	7,424	23,7	12,6
		7,411	22,7	12,3
86	Rapidlab OMNI S	7,430	28,5	14,6
		7,418	25,6	14,2
87	Rapidlab OMNI S	7,406	23,9	10,3
		7,391	21,5	9,6
88	Rapidlab OMNI S	7,360	24,2	13,1
		7,356	22,9	12,6
89	Rapidlab OMNI S	7,439	26,7	13,8
		7,418	24,4	13,5
90	Rapidlab OMNI S	7,527	24,7	13,4
		7,502	23,9	13,1
91	Rapidlab OMNI S	7,439	21,7	9,6
		7,427	19,9	9,3
92	Rapidlab OMNI S	7,431	25,7	9,0
		7,418	25,7	8,7
93	Rapidlab OMNI S	7,424	23,8	11,1
		7,406	22,8	10,8
94	Rapidlab OMNI S	7,430	23,3	10,7
		7,418	22,9	10,6
95	Rapidlab OMNI S	7,381	26,7	10,6
		7,365	25,1	10,2

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
96	Rapidlab OMNI S	7,530	28,3	13,9
		7,511	25,7	13,6
97	Rapidlab OMNI S	7,406	24,9	8,5
		7,387	26,6	8,4
98	Rapidlab OMNI S	7,411	30,2	8,2
		7,391	26,8	7,9
99	Rapidlab OMNI S	7,342	24,2	10,1
		7,336	24,3	10,0
100	Rapidlab OMNI S	7,453	26,2	4,6
		7,452	23,2	4,3
101	Rapidlab OMNI S	7,433	26,7	8,8
		7,427	25,8	8,4
102	Rapidlab OMNI S	7,492	25,4	7,9
		7,471	21,9	7,5
103	Rapidlab OMNI S	7,450	20,0	12,2
		7,428	18,8	11,9
104	Rapidlab OMNI S	7,513	26,8	6,7
		7,485	23,7	6,4
105	Rapidlab OMNI S	7,364	27,2	10,9
		7,360	25,2	10,6
106	Rapidlab OMNI S	7,468	28,8	7,8
		7,449	26,1	7,5
107	Rapidlab OMNI S	7,434	21,3	10,7
		7,427	21,7	10,6
108	Rapidlab OMNI S	7,415	26,5	11,2
		7,398	29,0	11,0
109	Rapidlab OMNI S	7,454	25,5	9,1
		7,449	24,2	8,8
110	Rapidlab OMNI S	7,398	29,8	9,7
		7,390	26,5	9,9
111	Rapidlab OMNI S	7,432	26,3	14,2
		7,423	25,8	14,0
112	Rapidlab OMNI S	7,517	30,7	13,0
		7,498	31,4	13,0
113	Rapidlab OMNI S	7,436	22,5	11,9
		7,424	23,2	11,0

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
114	Rapidlab OMNI S	7,451	27,6	8,7
		7,438	27,3	8,7
115	Rapidlab OMNI S	7,474	22,3	10,3
		7,456	23,0	10,1
116	Rapidlab OMNI S	7,405	22,1	11,0
		7,401	22,0	10,8
117	Rapidlab OMNI S	7,297	19,3	6,1
		7,302	18,2	6,2
118	Rapidlab OMNI S	7,485	21,8	10,6
		7,475	20,7	10,8
119	Rapidlab OMNI S	7,400	27,7	7,2
		7,399	25,7	7,1
120	Rapidlab OMNI S	7,235	22,5	11,0
		7,236	23,7	10,7
121	Rapidlab OMNI S	7,092	22,5	7,7
		7,111	21,9	7,1
122	Rapidlab OMNI S	7,505	26,1	9,3
		7,493	26,3	10,2
123	Rapidlab OMNI S	7,210	12,3	7,6
		7,184	11,1	7,1
124	Rapidlab OMNI S	7,225	15,9	6,6
		7,226	15,6	6,2
125	Rapidlab OMNI S	7,469	26,3	7,6
		7,451	22,2	7,2

Tabelle 11: Station 91: Werte der für die BE-Wert-Berechnung verwendeten Parameter

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
1	Rapidlab OMNI S	7,504	27,0	10,2
		7,490	25,0	10,2
2	Rapidlab OMNI S	7,450	22,6	9,4
		7,451	21,9	9,1
3	Rapidlab OMNI S	7,501	22,9	9,2
		7,494	22,4	9,1

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
4	Rapidlab OMNI S	7,447	26,7	11,9
		7,450	25,9	12,1
5	Rapidlab OMNI S	7,458	26,0	9,0
		7,446	26,0	8,9
6	Rapidlab OMNI S	7,479	23,8	11,8
		7,475	22,3	11,8
7	Rapidlab OMNI S	7,461	32,5	10,2
		7,453	30,6	10,5
8	Rapidlab OMNI S	7,455	32,6	10,6
		7,439	30,7	10,6
9	Rapidlab OMNI S	7,401	21,7	11,8
		7,398	20,6	11,8
10	Rapidlab OMNI S	7,459	29,8	14,0
		7,436	28,3	14,0
11	Rapidlab OMNI S	7,455	19,7	12,8
		7,447	20,1	11,6
12	Rapidlab OMNI S	7,461	25,5	11,0
		7,459	25,8	11,1
13	Rapidlab OMNI S	7,425	28,9	14,0
		7,422	27,9	14,1
14	Rapidlab OMNI S	7,459	27,2	10,1
		7,426	27,4	10,3
15	Rapidlab OMNI S	7,461	27,2	10,8
		7,451	25,9	10,8
16	Rapidlab OMNI S	7,443	24,3	11,7
		7,427	21,6	11,9
17	Rapidlab OMNI S	7,376	29,8	11,2
		7,379	28,0	11,0
18	Rapidlab OMNI S	7,415	36,5	11,0
		7,414	35,5	10,9
19	Rapidlab OMNI S	7,423	27,1	8,5
		7,417	25,1	6,7
20	Rapidlab OMNI S	7,443	23,7	13,5
		7,433	22,4	13,6
21	Rapidlab OMNI S	7,451	27,4	10,6
		7,446	26,3	10,8

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
22	Rapidlab OMNI S	7,463	26,6	9,1
		7,451	25,5	9,3
23	Rapidlab OMNI S	7,456	23,4	10,1
		7,448	22,0	9,9
24	Rapidlab OMNI S	7,469	36,1	8,1
		7,460	34,1	8,0
25	Rapidlab OMNI S	7,486	21,8	10,5
		7,480	20,3	10,6
26	Rapidlab OMNI S	7,430	26,1	11,0
		7,419	24,6	11,1
27	Rapidlab OMNI S	7,431	26,9	11,9
		7,434	26,3	12,1
28	Rapidlab OMNI S	7,465	24,3	10,0
		7,462	23,2	10,0
29	Rapidlab OMNI S	7,477	27,8	10,9
		7,463	26,6	10,8
30	Rapidlab OMNI S	7,493	27,0	11,3
		7,480	25,6	11,4
31	Rapidlab OMNI S	7,347	30,9	11,0
		7,332	28,6	10,9
32	Rapidlab OMNI S	7,215	31,0	11,5
		7,224	30,5	11,3
33	Rapidlab OMNI S	7,465	26,7	11,1
		7,457	25,7	11,0
34	Rapidlab OMNI S	7,267	30,3	11,9
		7,222	29,0	12,1
35	Rapidlab OMNI S	7,315	38,9	11,8
		7,326	38,3	11,7
36	Rapidlab OMNI S	7,474	24,9	9,2
		7,483	23,0	9,1
37	Rapidlab OMNI S	7,387	36,9	11,3
		7,385	34,7	11,2
38	Rapidlab OMNI S	7,478	26,8	9,2
		7,475	25,2	9,0
39	Rapidlab OMNI S	7,379	35,5	11,3
		7,384	34,8	11,2

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
40	Rapidlab OMNI S	7,424	37,1	11,4
		7,413	35,3	11,3
41	Rapidlab OMNI S	7,447	28,0	9,1
		7,453	26,2	8,7
42	Rapidlab OMNI S	7,361	32,9	11,3
		7,375	30,8	11,0
43	Rapidlab OMNI S	7,363	34,9	11,6
		7,363	33,4	11,4
44	Rapidlab OMNI S	7,459	27,3	11,4
		7,449	25,8	11,3
45	Rapidlab OMNI S	7,438	29,9	9,0
		7,431	27,4	8,9
46	Rapidlab OMNI S	7,330	30,8	11,4
		7,329	30,3	11,4
47	Rapidlab OMNI S	7,440	32,1	9,2
		7,425	29,1	9,2
48	Rapidlab OMNI S	7,342	31,9	11,8
		7,351	31,1	11,8
49	Rapidlab OMNI S	7,461	33,5	7,9
		7,449	32,3	7,7
50	Rapidlab OMNI S	7,471	26,6	9,3
		7,469	25,4	9,1
51	Rapidlab OMNI S	7,381	32,8	11,5
		7,381	30,0	11,3
52	Rapidlab OMNI S	7,334	32,8	11,5
		7,354	33,1	11,1
53	Rapidlab OMNI S	7,484	25,3	14,4
		7,486	24,7	14,4
54	Rapidlab OMNI S	7,335	23,0	12,0
		7,334	22,0	11,8
55	Rapidlab OMNI S	7,501	33,4	8,0
		7,498	30,8	7,8
56	Rapidlab OMNI S	7,393	28,7	13,2
		7,396	26,5	13,0
57	Rapidlab OMNI S	7,461	30,3	13,2
		7,460	28,5	13,1



Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
58	Rapidlab OMNI S	7,456	26,2	10,8
		7,439	23,8	10,7
59	Rapidlab OMNI S	7,424	32,2	9,1
		7,427	30,7	9,0
60	Rapidlab OMNI S	7,421	32,7	9,0
		7,426	29,6	9,0
61	Rapidlab OMNI S	7,484	27,9	14,3
		7,479	26,5	14,6
62	Rapidlab OMNI S	7,455	31,8	9,2
		7,455	29,5	9,1
63	Rapidlab OMNI S	7,522	21,4	12,9
		7,512	20,6	13,0
64	Rapidlab OMNI S	7,479	39,0	7,2
		7,473	36,1	7,0
65	Rapidlab OMNI S	7,478	40,4	7,0
		7,473	37,8	6,8
66	Rapidlab OMNI S	7,440	31,5	9,6
		7,437	29,2	9,5
67	Rapidlab OMNI S	7,457	32,7	10,0
		7,456	30,7	9,8
68	Rapidlab OMNI S	7,456	27,1	9,4
		7,448	25,7	9,2
69	Rapidlab OMNI S	7,512	25,4	10,8
		7,510	24,2	10,8
70	Rapidlab OMNI S	7,452	34,2	12,4
		7,454	29,3	12,3
71	Rapidlab OMNI S	7,518	30,3	8,5
		7,503	28,3	8,3
72	Rapidlab OMNI S	7,423	26,2	13,4
		7,422	25,0	13,3
73	Rapidlab OMNI S	7,482	26,3	8,8
		7,480	25,1	8,6
74	Rapidlab OMNI S	7,487	29,4	9,6
		7,488	27,9	9,7
75	Rapidlab OMNI S	7,417	28,4	12,4
		7,410	27,0	12,3

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
76	Rapidlab OMNI S	7,474	22,3	8,3
		7,466	20,6	8,0
77	Rapidlab OMNI S	7,360	24,9	11,9
		7,367	23,6	11,8
78	Rapidlab OMNI S	7,421	22,8	11,1
		7,416	21,8	11,0
79	Rapidlab OMNI S	7,473	26,1	9,3
		7,458	23,6	9,2
80	Rapidlab OMNI S	7,529	33,4	8,3
		7,514	33,8	8,2
81	Rapidlab OMNI S	7,399	26,2	9,2
		7,394	26,3	9,0
82	Rapidlab OMNI S	7,409	29,1	11,4
		7,391	26,4	11,5
83	Rapidlab OMNI S	7,457	23,3	9,4
		7,437	22,5	9,2
84	Rapidlab OMNI S	7,407	25,2	9,0
		7,410	23,0	8,9
85	Rapidlab OMNI S	7,480	23,8	10,6
		7,474	22,4	10,5
86	Rapidlab OMNI S	7,457	24,1	10,3
		7,442	24,8	9,9
87	Rapidlab OMNI S	7,428	24,3	10,8
		7,426	24,9	10,8
88	Rapidlab OMNI S	7,436	23,8	8,4
		7,416	21,9	8,7
89	Rapidlab OMNI S	7,446	22,6	10,5
		7,446	23,3	10,2
90	Rapidlab OMNI S	7,480	19,6	9,5
		7,486	19,5	9,5
91	Rapidlab OMNI S	7,504	22,8	8,8
		7,494	22,1	8,7
92	Rapidlab OMNI S	7,427	25,3	9,5
		7,438	24,0	9,3
93	Rapidlab OMNI S	7,365	26,4	11,3
		7,353	26,9	11,5

Messung	Gerätetyp	pH	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup> akt	tHb
94	Rapidlab OMNI S	7,528	26,0	8,7
		7,485	27,9	8,6
95	Rapidlab OMNI S	7,301	16,2	11,4
		7,312	16,8	11,6

Tabelle 12: Station 90, OMNI S: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung

Messung	BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l	BE-Wert manuell berechnet in mmol/l	Differenz in mmol/l	Mittelwert in mmol/l
1	-1,9	-1,86335739	-0,04	-1,88
2	0,1	0,02127862	0,08	0,06
3	1,7	1,68400962	0,02	1,69
4	2,2	2,21992066	-0,02	2,21
5	-6,8	-6,80377659	0,00	-6,80
6	-3,9	-3,87594194	-0,02	-3,89
7	3,1	3,11055475	-0,01	3,11
8	5,9	5,84889075	0,05	5,87
9	-3,7	-3,69953065	0,00	-3,70
10	9,2	9,18671954	0,01	9,19
11	-1,1	-1,05553711	-0,04	-1,08
12	10,0	10,02640192	-0,03	10,01
13	-0,8	-0,87775410	0,08	-0,84
14	-7,0	-7,03995864	0,04	-7,02
15	-7,7	-7,67173472	-0,03	-7,69
16	2,0	1,93508482	0,06	1,97
17	-1,0	-1,02941468	0,03	-1,01
18	5,7	5,66396000	0,04	5,68
19	-1,1	-1,12292973	0,02	-1,11
20	1,9	1,93492672	-0,03	1,92
21	-5,7	-5,63825141	-0,06	-5,67
22	-7,1	-7,11481624	0,01	-7,11
23	0,5	0,45055024	0,05	0,48
24	-2,0	-1,93720316	-0,06	-1,97
25	-6,3	-6,31974319	0,02	-6,31
26	0,8	0,75289324	0,05	0,78
27	0,2	0,12530538	0,07	0,16
28	-3,9	-3,96259121	0,06	-3,93
29	-9,0	-9,07794952	0,08	-9,04
30	2,6	2,61905947	-0,02	2,61
31	3,3	3,30700223	-0,01	3,30
32	-0,8	-0,74372734	-0,06	-0,77
33	-0,1	-0,10405232	0,00	-0,10
34	4,6	4,61792433	-0,02	4,61
35	2,8	2,80903817	-0,01	2,80
36	1,6	1,55837636	0,04	1,58

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
37	-1,9	-1,86250380	-0,04	-1,88
38	3,1	3,11638687	-0,02	3,11
39	6,0	6,03389239	-0,03	6,02
40	-1,1	-1,12205070	0,02	-1,11
41	-1,6	-1,58973450	-0,01	-1,59
42	-9,1	-9,05221124	-0,05	-9,08
43	8,0	7,94162734	0,06	7,97
44	7,4	7,44181338	-0,04	7,42
45	-6,4	-6,36443660	-0,04	-6,38
46	9,6	9,61101709	-0,01	9,61
47	-3,9	-3,65436099	-0,25	-3,78
48	-4,4	-4,35896821	-0,04	-4,38
49	-8,3	-8,28205479	-0,02	-8,29
50	3,4	3,43909362	-0,04	3,42
51	4,3	4,30763679	-0,01	4,30
52	-4,0	-3,98093507	-0,02	-3,99
53	-2,0	-2,01289656	0,01	-2,01
54	5,9	5,85238820	0,05	5,88
55	8,1	8,07317778	0,03	8,09
56	3,6	3,55597052	0,04	3,58
57	-6,3	-6,31372709	0,01	-6,31
58	-3,3	-3,32594888	0,03	-3,31
59	0,2	0,13738630	0,06	0,17
60	-4,8	-4,77872461	-0,02	-4,79
61	-4,0	-4,05850890	0,06	-4,03
62	-4,3	-4,24139153	-0,06	-4,27
63	-7,8	-7,82507736	0,03	-7,81
64	-1,4	-1,36727284	-0,03	-1,38
65	7,1	7,06864586	0,03	7,08
66	-2,6	-2,50838184	-0,09	-2,55
67	-1,3	-1,28609100	-0,01	-1,29
68	-7,7	-7,71577748	0,02	-7,71
69	-2,2	-2,19464105	-0,01	-2,20
70	-9,5	-9,55681654	0,06	-9,53
71	-0,2	-0,18735486	-0,01	-0,19
72	-0,3	-0,38206777	0,08	-0,34
73	-3,3	-3,29243912	-0,01	-3,30
74	-2,3	-2,29492275	-0,01	-2,30
75	-0,2	-0,21201956	0,01	-0,21
76	0,2	0,22861156	-0,03	0,21
77	2,8	2,82306262	-0,02	2,81
78	-1,3	-1,28851218	-0,01	-1,29
79	-0,6	-0,58073277	-0,02	-0,59
80	-0,3	-0,26041213	-0,04	-0,28
81	-0,2	-0,13045042	-0,07	-0,17
82	-5,5	-5,50604443	0,01	-5,50
83	0,7	0,69145526	0,01	0,70
84	-2,9	-2,95190487	0,05	-2,93
85	-1,5	-1,50810342	0,01	-1,50
86	1,1	1,04485133	0,06	1,07
87	-3,0	-3,02341269	0,02	-3,01

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
88	-2,5	-2,49681917	0,00	-2,50
89	0,0	0,06981899	-0,07	0,03
90	1,5	1,46674916	0,03	1,48
91	-3,8	-3,76886688	-0,03	-3,78
92	1,1	1,10876087	-0,01	1,10
93	-1,6	-1,57973224	-0,02	-1,59
94	-1,3	-1,26765429	-0,03	-1,28
95	-0,4	-0,41146457	0,01	-0,41
96	3,2	3,16831131	0,03	3,18
97	1,3	1,36219971	-0,06	1,33
98	1,6	1,62673661	-0,03	1,61
99	-1,6	-1,64088000	0,04	-1,62
100	-0,8	-0,82688491	0,03	-0,81
101	1,3	1,35203446	-0,05	1,33
102	-1,4	-1,42468338	0,02	-1,41
103	-4,5	-4,42362386	-0,08	-4,46
104	0,3	0,30263517	0,00	0,30
105	-0,4	-0,43799491	0,04	-0,42
106	1,9	1,97152837	-0,07	1,94
107	-2,1	-2,11438143	0,01	-2,11
108	3,5	3,51355644	-0,01	3,51
109	0,3	0,34538555	-0,05	0,32
110	1,2	1,27610380	-0,08	1,24
111	1,3	1,31659824	-0,02	1,31
112	7,5	7,50631156	-0,01	7,50
113	-0,8	-0,87787728	0,08	-0,84
114	2,9	2,86763740	0,03	2,88
115	-0,5	-0,48080913	-0,02	-0,49
116	-2,3	-2,35699537	0,06	-2,33
117	-7,5	-7,50967098	0,01	-7,50
118	-2,0	-2,00673296	0,01	-2,00
119	0,8	0,79446159	0,01	0,80
120	-4,1	-4,14231383	0,04	-4,12
121	-7,2	-7,25840101	0,06	-7,23
122	3,1	3,06243101	0,04	3,08
123	-15,8	-15,81115695	0,01	-15,81
124	-11,0	-11,03372439	0,03	-11,02
125	-1,6	-1,51263784	-0,09	-1,56

Tabelle 13: Station 90, Rapidlab 865: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung

Messung	BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l	BE-Wert manuell berechnet in mmol/l	Differenz in mmol/l	Mittelwert in mmol/l
1	-0,6	-0,8000742016	0,20	-0,70
2	2,6	2,4039494766	0,20	2,50
3	0,4	0,3344494592	0,07	0,37
4	2,5	2,4613842630	0,04	2,48
5	-6,7	-6,0376449276	-0,66	-6,37
6	-4,3	-3,8253658496	-0,47	-4,06
7	2,9	3,0643006750	-0,16	2,98
8	9,1	8,2211018832	0,88	8,66
9	-5,5	-5,1230471250	-0,38	-5,31
10	12,7	11,4490861250	1,25	12,07
11	-1,7	-1,3081548420	-0,39	-1,50
12	13,5	12,1593308160	1,34	12,83
13	-0,7	-0,3403905674	-0,36	-0,52
14	-9,4	-8,6285554200	-0,77	-9,01
15	-8,2	-7,7545743440	-0,45	-7,98
16	4,4	4,0074400026	0,39	4,20
17	0,8	1,0943875008	-0,29	0,95
18	9,5	8,4916400000	1,01	9,00
19	-1,0	-0,6285421662	-0,37	-0,81
20	1,7	1,5656457792	0,13	1,63
21	-6,5	-6,0525031864	-0,45	-6,28
22	-5,3	-4,8205582592	-0,48	-5,06
23	2,4	2,2999961472	0,10	2,35
24	-0,3	-0,4266307200	0,13	-0,36
25	-4,6	-4,4497593998	-0,15	-4,52
26	2,5	2,4240917194	0,08	2,46
27	1,3	1,3259176128	-0,03	1,31
28	-5,1	-4,7100382712	-0,39	-4,91
29	-8,9	-8,1993699840	-0,70	-8,55
30	5,1	4,6117112500	0,49	4,86
31	2,4	2,2987495650	0,10	2,35
32	-1,1	-0,6837235884	-0,42	-0,89
33	-0,6	-0,5183737856	-0,08	-0,56
34	8,2	7,5888022824	0,61	7,89
35	5,5	5,0782233600	0,42	5,29
36	4,0	3,2338205416	0,77	3,62
37	-0,6	-0,7104986502	0,11	-0,66
38	4,0	3,0939177214	0,91	3,55
39	9,2	8,4409360640	0,76	8,82
40	0,4	0,4080576896	-0,01	0,40
41	-1,0	-1,1351543400	0,14	-1,07
42	-8,9	-8,2064680126	-0,69	-8,55
43	7,0	5,8256410344	1,17	6,41
44	13,1	10,8747507880	2,23	11,99
45	-7,4	-6,6313526400	-0,77	-7,02
46	13,0	10,8574637546	2,14	11,93
47	-4,4	-3,9148064256	-0,49	-4,16

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
48	-4,0	-3,6786511872	-0,32	-3,84
49	-6,8	-6,2092980400	-0,59	-6,50
50	1,3	1,0507443450	0,25	1,18
51	7,8	6,8145843476	0,99	7,31
52	-1,1	-0,7824337200	-0,32	-0,94
53	-1,4	-1,4096676864	0,01	-1,40
54	4,3	4,3210894222	-0,02	4,31
55	8,3	7,5818323968	0,72	7,94
56	8,1	6,9661033288	1,13	7,53
57	-8,4	-7,1558162424	-1,24	-7,78
58	-3,0	-2,7580310400	-0,24	-2,88
59	0,7	1,1004706526	-0,40	0,90
60	-4,2	-3,4806995968	-0,72	-3,84
61	-3,1	-2,8676947536	-0,23	-2,98
62	-2,6	-2,7288897240	0,13	-2,66
63	-5,9	-5,5150670474	-0,38	-5,71
64	1,0	0,9146464256	0,09	0,96
65	9,6	8,7040860960	0,90	9,15
66	-4,7	-3,6108594610	-1,09	-4,16
67	1,1	1,2589698280	-0,16	1,18
68	-6,4	-6,7110351750	0,31	-6,56
69	1,5	1,4577834432	0,04	1,48
70	-8,4	-7,9529462080	-0,45	-8,18
71	-0,2	-0,0284080896	-0,17	-0,11
72	0,5	0,3084683358	0,19	0,40
73	-1,8	-1,4343043424	-0,37	-1,62
74	-1,6	-1,5717652736	-0,03	-1,59
75	0,5	0,5452622808	-0,05	0,52
76	3,0	2,8831162400	0,12	2,94
77	5,0	4,7288260912	0,27	4,86
78	-1,4	-1,1174043636	-0,28	-1,26
79	2,1	1,8246516030	0,28	1,96
80	0,7	0,9150292224	-0,22	0,81
81	1,8	1,9986400000	-0,20	1,90
82	-5,4	-5,2443233800	-0,16	-5,32
83	3,1	2,7068010128	0,39	2,90
84	-0,9	-0,9593396922	0,06	-0,93
85	-0,7	-0,3976077248	-0,30	-0,55
86	4,2	3,6258197040	0,57	3,91
87	-0,8	-0,6550515708	-0,14	-0,73
88	-1,3	-1,3533675120	0,05	-1,33
89	2,5	2,3961362968	0,10	2,45
90	2,0	2,6902414776	-0,69	2,35
91	-2,4	-1,9599850048	-0,44	-2,18
92	1,4	1,3439235800	0,06	1,37
93	-0,6	-0,3667658608	-0,23	-0,48
94	-1,0	-0,6886364940	-0,31	-0,84
95	1,6	1,2481884168	0,35	1,42
96	5,6	5,7062670540	-0,11	5,65
97	0,2	0,1930535300	0,01	0,20
98	5,6	4,9692348472	0,63	5,28

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
99	-1,5	-1,6178548284	0,12	-1,56
100	2,3	2,0178403304	0,28	2,16
101	2,5	2,2528253696	0,25	2,38
102	2,1	2,0880657256	0,01	2,09
103	-4,0	-2,9376068400	-1,06	-3,47
104	3,8	3,5819847686	0,22	3,69
105	1,8	1,3233574632	0,48	1,56
106	5,1	4,7052697376	0,39	4,90
107	-2,9	-2,3108146932	-0,59	-2,61
108	2,0	1,7333999680	0,27	1,87
109	1,6	1,5868248452	0,01	1,59
110	5,0	4,2837166836	0,72	4,64
111	2,0	1,9198290304	0,08	1,96
112	7,8	7,3423107400	0,46	7,57
113	-1,7	-1,1752506792	-0,52	-1,44
114	3,6	3,3610391362	0,24	3,48
115	-1,3	-0,7190893732	-0,58	-1,01
116	-2,7	-2,1850911000	-0,51	-2,44
117	-7,1	-6,5774090074	-0,52	-6,84
118	-1,6	-0,9002008120	-0,70	-1,25
119	2,9	2,6076800000	0,29	2,75
120	-4,9	-5,2163937000	0,32	-5,06
121	-7,3	-7,1937978936	-0,11	-7,25
122	3,0	3,0485576710	-0,05	3,02
123	-15,6	-14,3225493120	-1,28	-14,96
124	-11,7	-10,7996685400	-0,90	-11,25
125	2,7	2,4852731712	0,21	2,59

Tabelle 14: Station 91, OMNI S: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
1	1,9	1,890760328	0,01	1,90
2	-1,6	-1,608757646	0,01	-1,60
3	-0,4	-0,395268603	0,00	-0,40
4	1,9	1,952034590	-0,05	1,93
5	1,8	1,873042607	-0,07	1,84
6	-0,6	-0,548421860	-0,05	-0,57
7	6,0	5,974322435	0,03	5,99
8	5,8	5,783609039	0,02	5,79
9	-3,6	-3,547188750	-0,05	-3,57
10	3,6	3,616327680	-0,02	3,61
11	-2,9	-2,980569446	0,08	-2,94



<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
12	2,1	2,019275592	0,08	2,06
13	3,0	2,980042564	0,02	2,99
14	2,7	2,724143193	-0,02	2,71
15	1,9	1,935555987	-0,04	1,92
16	-2,1	-2,110703009	0,01	-2,11
17	2,3	2,290942620	0,01	2,30
18	9,4	9,343447653	0,06	9,37
19	0,5	0,538080717	-0,04	0,52
20	-1,2	-1,217732314	0,02	-1,21
21	2,2	2,176852851	0,02	2,19
22	1,5	1,540371440	-0,04	1,52
23	-1,5	-1,508194250	0,01	-1,50
24	9,2	9,278179200	-0,08	9,24
25	-2,3	-2,274930176	-0,03	-2,29
26	0,2	0,209365360	-0,01	0,20
27	2,0	1,951994721	0,05	1,98
28	-0,2	-0,202960000	0,00	-0,20
29	2,8	2,765451514	0,03	2,78
30	2,3	2,286022464	0,01	2,29
31	1,9	1,878248542	0,02	1,89
32	1,3	1,263386909	0,04	1,28
33	1,9	1,891241460	0,01	1,90
34	-0,2	-0,208093540	0,01	-0,20
35	9,8	9,776939037	0,02	9,79
36	-0,1	-0,070524405	-0,03	-0,09
37	8,0	8,047720032	-0,05	8,02
38	1,7	1,697963500	0,00	1,70
39	8,1	8,112042701	-0,01	8,11
40	9,1	9,099998581	0,00	9,10
41	2,2	2,166934789	0,03	2,18
42	4,6	4,580455500	0,02	4,59
43	6,5	6,481102610	0,02	6,49
44	1,8	1,825940804	-0,03	1,81
45	2,8	2,830375670	-0,03	2,82
46	3,2	3,190039063	0,01	3,20
47	4,2	4,200403680	0,00	4,20
48	4,2	4,256632741	-0,06	4,23
49	7,5	7,509503756	-0,01	7,50
50	1,7	1,770677302	-0,07	1,74
51	4,0	3,995754382	0,00	4,00
52	6,1	6,094331233	0,01	6,10
53	1,9	1,862756621	0,04	1,88
54	-3,7	-3,691388763	-0,01	-3,70
55	7,0	6,990724034	0,01	7,00
56	1,3	1,304579120	0,00	1,30
57	4,3	4,316531268	-0,02	4,31
58	-0,1	-0,087537442	-0,01	-0,09
59	5,6	5,642010860	-0,04	5,62
60	4,7	4,662632680	0,04	4,68
61	3,1	3,148715887	-0,05	3,12
62	5,1	5,095299009	0,00	5,10

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
63	-1,0	-1,027015360	0,03	-1,01
64	11,3	11,358732660	-0,06	11,33
65	12,9	12,913262170	-0,01	12,91
66	4,5	4,497601515	0,00	4,50
67	6,1	6,139670995	-0,04	6,12
68	1,6	1,656227866	-0,06	1,63
69	1,7	1,651628992	0,05	1,68
70	4,9	4,855548647	0,04	4,88
71	4,9	4,874693467	0,03	4,89
72	0,7	0,641126288	0,06	0,67
73	1,7	1,671099264	0,03	1,69
74	4,3	4,319485922	-0,02	4,31
75	2,1	2,030502342	0,07	2,07
76	-2,6	-2,607842880	0,01	-2,60
77	-1,7	-1,678734382	-0,02	-1,69
78	-2,3	-2,220851520	-0,08	-2,26
79	0,0	0,008405338	-0,01	0,00
80	9,9	9,927132053	-0,03	9,91
81	1,2	1,203130920	0,00	1,20
82	1,2	1,160081105	0,04	1,18
83	-1,3	-1,331479354	0,03	-1,32
84	-1,4	-1,396902042	0,00	-1,40
85	-0,6	-0,613383770	0,01	-0,61
86	0,8	0,790760032	0,01	0,80
87	0,6	0,595640307	0,00	0,60
88	-2,2	-2,263774781	0,06	-2,23
89	-0,4	-0,407036277	0,01	-0,40
90	-3,0	-3,008047830	0,01	-3,00
91	-0,7	-0,708484337	0,01	-0,70
92	0,0	-0,001772652	0,00	0,00
93	0,8	0,809790215	-0,01	0,80
94	4,2	4,221930468	-0,02	4,21
95	-8,5	-8,491039334	-0,01	-8,50

Tabelle 15: Station 91, Rapidlab 865: BE-Werte aus der maschinellen und manuellen Berechnung

Messung	BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l	BE-Wert manuell berechnet in mmol/l	Differenz in mmol/l	Mittelwert in mmol/l
1	3,9	3,8726101568	0,03	3,89
2	-1,0	-0,9924943600	-0,01	-1,00
3	0,2	0,1829115637	0,02	0,19
4	2,5	2,5516199466	-0,05	2,53
5	2,0	2,0915344400	-0,09	2,05
6	0,7	0,7858356408	-0,09	0,74
7	7,8	7,7652364022	0,03	7,78
8	7,7	7,7131030040	-0,01	7,71
9	-2,5	-2,5673656248	0,07	-2,53
10	5,3	5,3349259200	-0,03	5,32
11	-3,0	-3,0121554240	0,01	-3,01
12	1,8	1,8013285800	0,00	1,80
13	3,8	3,8535720000	-0,05	3,83
14	3,2	3,1823468082	0,02	3,19
15	3,3	3,2354422592	0,06	3,27
16	0,5	0,4603556946	0,04	0,48
17	3,7	3,7360640512	-0,04	3,72
18	10,2	10,1955267000	0,00	10,20
19	2,5	2,4286218650	0,07	2,46
20	0,1	0,0496453650	0,05	0,07
21	3,2	3,2069195128	-0,01	3,20
22	2,7	2,7093523194	-0,01	2,70
23	-0,2	-0,1373691312	-0,06	-0,17
24	11,2	11,1982252382	0,00	11,20
25	-0,9	-0,8926730300	-0,01	-0,90
26	1,7	1,6944534000	0,01	1,70
27	2,4	2,3887135818	0,01	2,39
28	0,8	0,7998000000	0,00	0,80
29	4,0	4,0616720926	-0,06	4,03
30	3,7	3,7198190766	-0,02	3,71
31	4,1	4,1100456600	-0,01	4,11
32	1,5	1,4541338250	0,05	1,48
33	2,9	2,8988741270	0,00	2,90
34	1,8	1,8440133426	-0,04	1,82
35	10,1	10,0269581080	0,07	10,06
36	1,4	1,4316812928	-0,03	1,42
37	9,9	9,9228743782	-0,02	9,91
38	3,2	3,1596402816	0,04	3,18
39	8,6	8,5854853698	0,01	8,59
40	10,8	10,8210307392	-0,02	10,81
41	3,6	3,6418056986	-0,04	3,62
42	6,1	6,0352842582	0,06	6,07
43	7,7	7,7070457344	-0,01	7,70
44	3,3	3,2911055672	0,01	3,30
45	5,2	5,1402222631	0,06	5,17
46	3,6	3,6304103440	-0,03	3,62
47	7,1	7,0865498880	0,01	7,09

<b>Messung</b>	<b>BE-Wert maschinell berechnet in mmol/l</b>	<b>BE-Wert manuell berechnet in mmol/l</b>	<b>Differenz in mmol/l</b>	<b>Mittelwert in mmol/l</b>
48	4,7	4,7372462384	-0,04	4,72
49	8,8	8,7684318398	0,03	8,78
50	2,9	2,8624500442	0,04	2,88
51	6,3	6,3271045550	-0,03	6,31
52	5,4	5,3749947700	0,03	5,39
53	2,3	2,2966199552	0,00	2,30
54	-2,8	-2,8420288000	0,04	-2,82
55	9,3	9,3534283200	-0,05	9,33
56	3,0	3,0276267136	-0,03	3,01
57	5,8	5,8051500672	-0,01	5,80
58	2,3	2,2884191232	0,01	2,29
59	6,9	6,8910199312	0,01	6,90
60	7,3	7,2821417800	0,02	7,29
61	4,4	4,3705198968	0,03	4,39
62	7,1	7,0977360960	0,00	7,10
63	-0,2	-0,1721280804	-0,03	-0,19
64	14,1	14,0470182528	0,05	14,07
65	15,3	15,3172047600	-0,02	15,31
66	6,6	6,5414430720	0,06	6,57
67	7,8	7,8724400000	-0,07	7,84
68	3,0	3,0254639168	-0,03	3,01
69	2,7	2,7094782464	-0,01	2,70
70	8,9	8,8610442496	0,04	8,88
71	6,9	6,9095860900	-0,01	6,90
72	1,7	1,6392818424	0,06	1,67
73	2,8	2,7735709184	0,03	2,79
74	5,6	5,5954426816	0,00	5,60
75	3,3	3,3323290816	-0,03	3,32
76	-0,9	-0,9296639172	0,03	-0,91
77	-0,8	-0,7406259120	-0,06	-0,77
78	-1,3	-1,2710951282	-0,03	-1,29
79	2,4	2,4640799046	-0,06	2,43
80	9,8	9,8317456038	-0,03	9,82
81	1,2	1,2015102528	0,00	1,20
82	3,8	3,7952615272	0,00	3,80
83	-0,3	-0,2560963704	-0,04	-0,28
84	0,5	0,4754472600	0,02	0,49
85	0,7	0,7056698240	-0,01	0,70
86	0,5	0,4950400774	0,00	0,50
87	0,1	0,1256495616	-0,03	0,11
88	-0,2	-0,2562207232	0,06	-0,23
89	-1,0	-0,9853088300	-0,01	-0,99
90	-3,0	-3,0320724000	0,03	-3,02
91	0,1	0,0960411648	0,00	0,10
92	1,0	0,9317605650	0,07	0,97
93	0,6	0,6439222830	-0,04	0,62
94	3,3	3,3178817536	-0,02	3,31
95	-9,3	-9,2243967992	-0,08	-9,26

## **Danksagung**

In erster Linie möchte ich Herrn Prof. Dr. Jonny Hobbahn, Oberarzt an der Klinik für Anästhesiologie des Universitätsklinikums Regensburg, für die Möglichkeit danken, meine Dissertation an seiner Klinik zu absolvieren.

Ein besonderer und herzlicher Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. Michael Gruber, Leiter des Forschungslabors der Klinik für Anästhesiologie, für die Überlassung des Themas und für seine stete und intensive Betreuung und Unterstützung.

Ein großes Dankeschön geht an die Mitarbeiterinnen des Forschungslabors der Klinik für Anästhesiologie und den Technikern des Klinikums für ihre Hilfsbereitschaft und ihr Engagement.

Des Weiteren gilt den Ärzten und dem Pflegepersonal der Intensivstationen 90 und 91 Dank für ihre tatkräftige Unterstützung. Ohne Diese wäre mir am Ende des Probelaufs nie ein so großes Datenvolumen an Doppelmessungen zur Verfügung gestanden.

Ich danke Roche Diagnostics GmbH und deren Vertriebspartnern für die Bereitstellung der Geräte OMNI S und des Verbrauchsmaterials, für die Einweisung in die Geräte durch ihre Techniker und die Hilfe bei Fragen und Fehlerbehebungen.

Sehr großen Dank möchte ich meinen Freunden und insbesondere meiner lieben Familie, meiner Mama, meinem Papa und meinem Bruder aussprechen, die mich unermüdlich motiviert und ermutigt haben.

Vielen lieben Dank