

Klinik für Anästhesiologie
des Klinikums rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. E. Kochs)

CO₂-Messungen beim spontanatmenden Probanden
mit und ohne Sauerstoffapplikation

Susanne Herberger

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

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Dr. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. R. Hipp
2. Univ.-Prof. Dr. E. Kochs

Die Dissertation wurde am 07.11.2006 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 19.12.2007 angenommen.

Meinen Eltern

CO₂-Messungen beim spontanatmenden Probanden mit und ohne Sauerstoffapplikation

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	8
2. Grundlagen und Definitionen	8
2.1 Definition und Bedeutung von Kohlendioxid (CO ₂)	8
2.1.1 Physiologische Bedeutung von Kohlendioxid	8
2.1.2 Überwachung von drei Systemen: Zellfunktion – Kreislauf – Atmung	10
2.1.3 Hyperkapnie	11
2.1.4 Hypokapnie	11
2.2 Techniken der Kohlendioxid-Messung	12
2.2.1 Kapnometrie – Kapnographie	12
2.2.1.1 Infrarotspektrometrie	13
2.2.1.1.1 Hauptstromverfahren	13
2.2.1.1.2 Nebenstromverfahren	14
2.2.1.2 Massenspektrometrie	14
2.2.1.3 Photoakustische Infrarotspektrometrie	14
2.2.1.4 Ramanspektrometrie	14
2.2.1.5 Sonstige Methoden	14
2.2.2 Weitere Techniken der Kohlendioxid-Messung	14
2.3 Definition und Bedeutung von Sauerstoff (O ₂)	15
2.3.1 Physiologische Bedeutung von Sauerstoff	15
2.3.2 Hypoxie - Hypoxämie	17
2.4 Techniken der Sauerstoff-Messung	18
2.4.1 Pulsoxymetrie	18
2.4.2 Weitere Techniken der Sauerstoff-Messung	19
2.5 Sauerstoff-Applikation	19
2.5.1 Formen und Verfahren	19

2.6 Definition und Bedeutung der arteriellen Blutgasanalyse	21
2.6.1 Pathophysiologische Grundlagen	21
2.6.1.1 Kohlendioxid (CO ₂)	22
2.6.1.2 Sauerstoff (O ₂)	22
2.6.1.3 Weitere Mess-Werte der arteriellen Blutgasanalyse	22
2.6.2 Techniken der arteriellen Blutgasproben-Gewinnung	24
2.6.3 Techniken der arteriellen Blutgasanalyse	24
2.7 Arterio-endexpiratorische CO ₂ -Differenz	26
3. Ziel der Studie	27
4. Material und Methoden	28
4.1 Studienaufbau	28
4.1.1 Art der Studie	28
4.1.2 Organisation der Studie	28
4.2 Probandenauswahl und Voraussetzungen	28
4.2.1 Probandenkollektiv	28
4.2.2 Ein- und Ausschlusskriterien (Auswahlprinzipien)	28
4.2.3 Probandenvorbereitende Untersuchung	31
4.3 Material zur Studiendurchführung	31
4.3.1 Gase	31
4.3.2 Atmung	31
4.3.3 Masken	31
4.3.4 Kapnometrie – Kapnographie – CO ₂ -Messung	31
4.3.5 Sonstiges Monitoring	32
4.3.5.1 Pulsoxymetrie	32
4.3.5.2 Blutdruckmessung	32
4.3.5.3 EKG	33
4.3.6 Blutgasanalyse	33
4.3.6.1 Arterielle Blutprobengewinnung	33
4.3.6.2 Blutgasanalyse Gerät	33

4.4 Durchführung der Studie	34
4.4.1 Probandenvorbereitung	34
4.4.2 Materialvorbereitung	34
4.4.3 Datenerhebung	34
4.4.4 Versuchsaufbau	35
4.5 Methodischer Studienablauf	39
4.5.1 Kontinuierliches Monitoring	39
4.5.2 Arterielle Blutgasanalyse	39
4.5.3 Kapnometrie – Kapnographie	39
4.5.4 Ermittlung des Stellenwertes der CO ₂ – Messung beim Spontanatmenden	39
4.6 Statistische Verfahren	40
4.6.1 Prüfung der Normalverteilung	40
4.6.2 Vergleichende Statistik und Signifikanzprüfung	40
4.6.3 Auswertungsverfahren	40
4.6.4 Graphische Darstellung	40
5. Ergebnisse	41
5.1 Demographische Daten	41
5.2 Organisatorische Auswahl	41
5.3 Auswertung der einzelnen Messungen	42
5.3.1 Endtidales Kohlendioxid (EtCO ₂)	42
5.3.2 Arteriell Kohlendioxid (p _a CO ₂)	43
5.3.3 EtCO ₂ und p _a CO ₂	44
5.4 Verlaufsanalyse der Kontrollparameter	47
5.4.1 Sauerstoffsättigung (S _a O ₂)	47
5.4.2 Arterieller Sauerstoff (p _a O ₂)	49
5.4.3 Herzfrequenz (HF)	49
5.4.4 Blutdruck (RR)	51

6. Diskussion	52
6.1 Vergleich der verschiedenen Ergebnisse	52
6.2 Methodische Durchführbarkeit der Versuche	54
6.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse	56
7. Zusammenfassung	58
8. Literaturverzeichnis	59
9. Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen	65
9.1 Abbildungsverzeichnis	65
9.2 Tabellenverzeichnis	67
Danksagung	

Verzeichnis der Abkürzungen

A	Arteria	ml	Milliliter
		mm Hg	Millimeter Quecksilbersäule
BGA	Blutgasanalyse	mmol/l	Millimol pro Liter
BMI	Body Mass Index		
		Nr.	Nummer
CE	Conformité Européenne		
Cl ⁻	Chlorid	O ₂	Sauerstoff
CO ₂	Kohlendioxid		
COPD	Chronisch obstruktive Lungenerkrankung	pCO ₂	Kohlendioxid-Partialdruck
		pH-Wert	Wasserstoffionen- Exponent (potentia hydrogenii)
DAB/Ph. Eur.	Deutsches Arzneimittelbuch/ Pharmakopoea Europaea	p _a CO ₂	Kohlendioxid-Partialdruck arteriell
		p _a O ₂	Sauerstoff-Partialdruck arteriell
EKG	Elektrokardiogramm	pO ₂	Sauerstoff-Partialdruck
EMDV	Einwegmaske mit Demand-Ventil	RR	Blutdruck nach Riva Rocci
EMO	Einwegmaske ohne Sauerstoff		
EMS	Einwegmaske mit Sauerstoff	S _a O ₂	Sauerstoffsättigung
EtCO ₂	Endtidales Kohlendioxid	SMDV	Silikonmaske mit Demand-Ventil
		SMO	Silikonmaske ohne Sauerstoff
g/dl	Gramm pro Deziliter		
H ⁺	Wasserstoff	t	Zeit
H ₂ O	Wasser		
HCO ₃ ⁻	Hydrogencarbonat	Vol%	Volumen Prozent
HF	Herzfrequenz		

1. Einleitung

Die Messung von Kohlendioxid (CO₂) in der Atemluft des Menschen stellt in der Medizin einen wichtigen Überwachungsparameter dar. Kohlendioxid fällt bei verschiedenen Vorgängen im Organismus an und wird abgeatmet.

Die CO₂-Bestimmung findet vor allem in der Notfall- und Intensivmedizin sowie in der Anästhesie bei intubierten und beatmeten Patienten ihre Anwendung. Die Gabe von Sauerstoff ist für viele Patienten wichtig. Die Messung des endtidalen Kohlendioxidanteils in der Atemluft wird häufig mit der gleichzeitigen Gabe von Sauerstoff verbunden.

Während Intubation und Beatmung eher invasive medizinische Verfahren sind, ist es Ziel dieser Untersuchung die CO₂-Messung beim spontanatmenden Probanden, also ohne Zuhilfenahme eines invasiven Verfahrens mit und ohne Sauerstoffapplikation zu untersuchen.

2. Grundlagen und Definitionen

2.1 Definition und Bedeutung von Kohlendioxid (CO₂)

Kohlendioxid befindet sich in der Atemluft des Menschen. Kohlendioxid ist ein farbloses, nicht brennbares Gas, es entsteht im menschlichen Körper als Endprodukt im Oxidationsstoffwechsel durch Decarboxylierung.

Kohlendioxid entsteht vor allem in den Mitochondrien bei der Energiegewinnung aus Glucose unter Verbrauch von Sauerstoff. Hierbei ist CO₂ jedoch nicht nur ein Abfallprodukt des zellulären Stoffwechsels, sondern nimmt auch Einfluss auf das innere körperliche Gleichgewicht und den Säure-Basen-Haushalt.

Im Allgemeinen entsteht Kohlendioxid beim Verbrennen kohlenstoffhaltiger Verbindungen.

Konzentrationen von 8 – 10 Vol% (56 – 70 mm Hg) CO₂ führen zu Kopfschmerz, Ohrensausen, Blutdruckanstieg, Atemnot, Bewusstlosigkeit und gegebenenfalls zum Tod durch Erstickten, CO₂ wirkt ab einer Konzentration von 20 Vol% (140 mm Hg) tödlich.

2.1.1 Physiologische Bedeutung von Kohlendioxid

Das Kohlendioxid als ein Stoffwechselprodukt der Zelle im Körper des Menschen erhöht den pCO₂-Wert des arteriellen Blutes (ca. 40 mm Hg) auf den venösen Wert von ca. 47 mm Hg. Der Hauptanteil des CO₂ gelangt physikalisch gelöst in die Erythrozyten und wird dort chemisch gebunden.

Diese Reaktion wird als Carboanhydrase-Reaktion bezeichnet (CO₂ + H₂O wird zu HCO₃⁻ + H⁺). Im Austausch mit Cl⁻ verlässt dann das HCO₃⁻ die Zelle. Die entstehenden H⁺-Ionen werden über das Hämoglobin abgepuffert. In den Lungenkapillaren verläuft die Reaktion in die Gegenrichtung.

Zusammenfassend kann man sagen: Der Hauptteil von Kohlendioxid wird im Körper als CO_2 in chemisch gebundener Form in den Erythrozyten transportiert, ein weiterer Teil befindet sich im Plasma.

Diese reversible chemische Bindung erfolgt als Bicarbonat in Erythrozyt (27%) und Plasma (50%) und als Karbamino-Hb (11%). Dieses beschreibt eine weitere Möglichkeit der CO_2 -Bindung durch die direkte Anlagerung der CO_2 -Bindung an die Eiweiskomponente des Hämoglobins (Hb).

Das Kohlendioxid-Bindungsvermögen im Plasma kann als CO_2 -Partialdruck gemessen werden. Die Kohlendioxidkapazität bezeichnet die CO_2 -Transportfähigkeit von Blut bzw. Plasma.

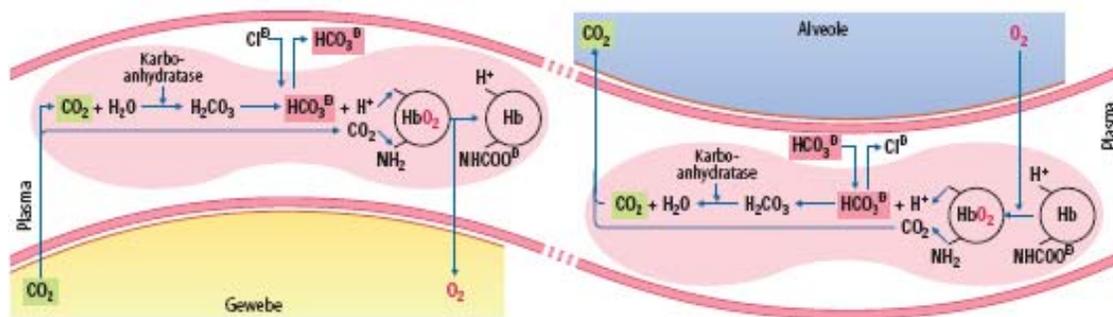


Abb.1: Chemische Reaktionen im Erythrozyten beim Gasaustausch im Gewebe (links) und in der Lunge (rechts)

2.1.2 Überwachung von drei Systemen: Zellfunktion – Kreislauf – Atmung

Kohlendioxid hat im Körper eine zentrale Bedeutung. Durch die Messung von Kohlendioxid kann man drei Systeme und deren Funktion überwachen:

Zellfunktion	(Metabolismus)
Kreislauf	(Zirkulation)
Atmung	(Ventilation)

Eine Erhöhung des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks und eine davon abhängige Senkung des pH-Wertes steigern über Chemorezeptoren in der Medulla oblongata die Atmung. Chemorezeptoren im 4. Ventrikel vermitteln eine Ventilationsstimulation bei einer Zunahme der H^+ -Ionen im Liquor cerebrospinalis. Periphere Chemorezeptoren im Glomus caroticum wirken atemsteigernd bei Absinken des arteriellen pO_2 und bei Anstieg des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks, sowie einem Abfall des pH-Wertes.

Das Blutkreislaufsystem sorgt für den Hintransport von Sauerstoff zu den Gewebezellen und den Abtransport von überschüssigem Kohlendioxid von den Gewebezellen. Der kleine Blutkreislauf hat die Aufgabe, kohlendioxidreiches Blut vom Herzen über die Pulmonalarterien zur Lunge und sauerstoffreiches Blut von der Lunge über die Lungenvenen zum Herzen zu führen.

Minderperfusion von Geweben durch gestörte Zirkulation des Blutflusses geht mit einer Veränderung der Kohlendioxidkonzentration einher. So können z.B. im Rahmen von Reanimationen niedrige pCO_2 -Werte gemessen werden.

Kohlendioxid wird ununterbrochen mit dem Blut aus dem Stoffwechsel zu den Alveolen transportiert und von dort durch den Vorgang der Ventilation ausgeatmet. Die alveoläre CO_2 -Konzentration und der alveoläre Partialdruck (pCO_2) hängen von der Diffusion des Kohlendioxids aus dem Blut in die Alveolen und vom alveolären Minutenvolumen ab.

Der alveoläre pCO_2 steigt mit zunehmendem Übergang aus dem Blut an.

Je höher das Atemminutenvolumen, desto niedriger ist der alveoläre Partialdruck von Kohlendioxid.

Änderungen in einem der drei Systeme können auf eine Störung eines der Regelkreise hinweisen.

2.1.3 Hyperkapnie

Das Verhalten der Kohlendioxidkonzentration im Blut wird durch die Begriffe Hyperkapnie und Hypokapnie (s.u.) beschrieben.

Der Begriff Hyperkapnie beschreibt eine Erhöhung des arteriellen CO_2 -Partialdrucks über 45 mm Hg, allgemein formuliert eine erhöhte CO_2 -Konzentration im Blut.

Die Ursachen für eine Zunahme des Kohlendioxid-Partialdrucks sind vor allem im Bereich respiratorischer Insuffizienz mit Hypoventilation und daraus resultierender respiratorischer Azidose zu sehen. Als klassische Beispiele sind verlegte Atemwege durch eine zurückgefallene Zunge, sowie durch Schleim und Blut behinderte Atmung zu nennen. Weitere Ursachen für eine Hyperkapnie sind Medikamentenwirkungen (Muskelrelaxantien-Überhang, Opiate, Hypnotika), Störungen der Atemmechanik durch Pneumothorax oder Störungen des Gasaustausches durch ein Lungenödem. Symptome einer Hyperkapnie sind vor allem Bewusstseinseinschränkungen und evtl. Koma (bei starkem Anstieg spricht man auch von einer „Kohlendioxidnarkose“).

2.1.4 Hypokapnie

Hypokapnie beschreibt das Gegenteil der Hyperkapnie, also eine Verminderung des arteriellen CO_2 -Partialdrucks, respektive eine verminderte CO_2 -Konzentration, z.B. durch Hyperventilation entstanden. Hieraus resultiert eine respiratorische Alkalose. Weiterhin kann eine Hypokapnie auch in Folge einer respiratorischen Kompensation einer metabolischen Alkalose auftreten.

Kardiozirkulatorische Auswirkungen der Hypokapnie sind ein Anstieg des peripheren Gefäßwiderstandes, eine Abnahme des Herzzeitvolumens, Anstieg des koronaren Widerstandes und eine Abnahme der koronaren Durchblutung.

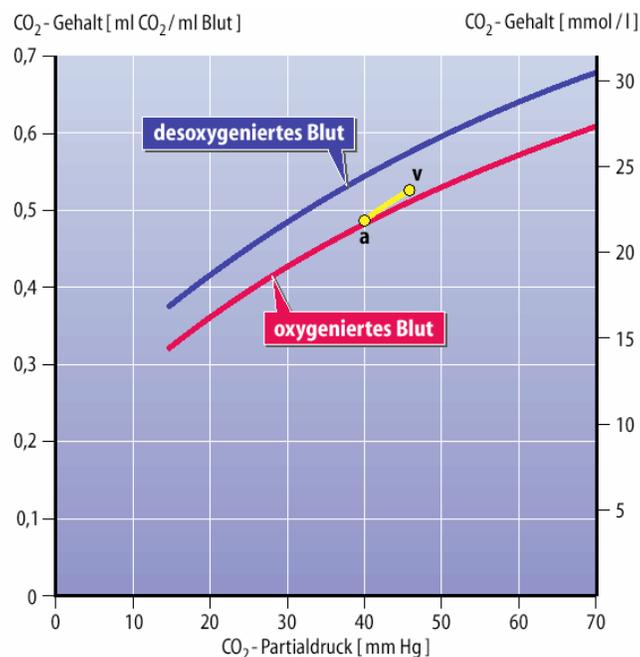


Abb. 2: CO_2 -Bindungskurve für das oxygenierte und desoxygenierte Blut.

2.2 Techniken der Kohlendioxid-Messung

2.2.1 Kapnometrie – Kapnographie

Kapnometrie beschreibt die Messung von Kohlendioxid in der Atemluft. Die Kapnometrie wird meistens als numerische Anzeige der CO_2 -Konzentration digital aufgezeigt. Kapnographie ist die fortlaufende graphische Darstellung der kapnometrisch erfassten Kohlendioxidkonzentration über den gesamten Atemzyklus also in Abhängigkeit von der Zeit (Kurvendisplay). Die Begriffe leiten sich aus dem Griechischen ab: kapnos = Rauch, graphein = schreiben, die Endsilbe –metrie = messen.

Im übertragenen Sinn steht das Wort Rauch, hierbei für den gasförmigen Anteil, der bei zellulären Verbrennungsprozessen im aeroben Stoffwechsel entstehen.

Von klinischer Relevanz ist vor allem die Kohlendioxidkonzentration in der Expirationsluft. Die ausgeatmete CO_2 -Konzentration hängt entscheidend von verschiedenen Faktoren ab: (siehe auch 2.1.2): Dem Atemminutenvolumen, dem Herzminutenvolumen und der Stoffwechselaktivität.

Durch die graphische Darstellung mittels Kapnographie über den gesamten Atemzyklus können Ursachen von Störungen der Kohlendioxidkonzentration differenziert werden.

Hierbei lassen sich vier typische Phasen im Kapnogramm unterscheiden.

- Phase I: CO_2 -arme Inspirationsluft
- Phase II: Beginn der Expirationsphase; steiler Anstieg des CO_2
- Phase III: Plateauphase; Phase der alveolären CO_2 -Ausatmung; maximaler Wert: endexpiratorisch bzw. endtidal
- Phase IV: Beginn der Inspirationsphase: steiler Abfall des CO_2

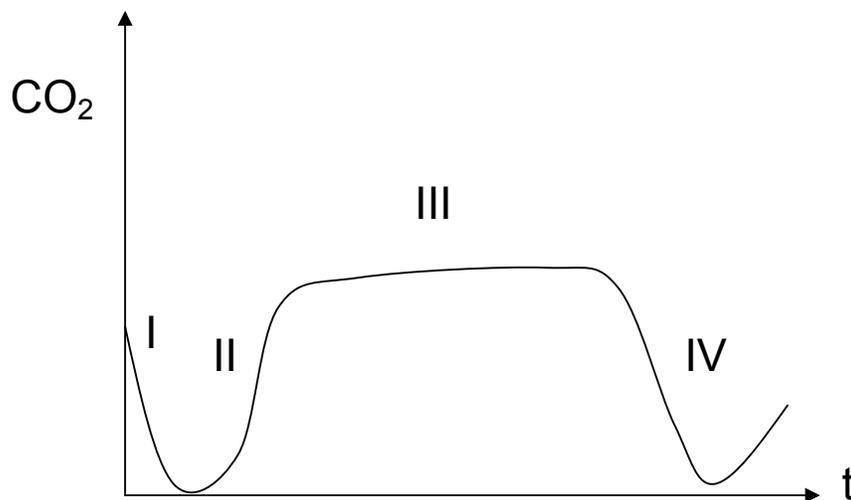


Abb.3: Normales Kapnogramm; modifizierte Darstellung nach Pasch

Die endexpiratorischen Kohlendioxid-Werte werden meist in der Einheit mm Hg, also als Partialdruck ($p\text{CO}_2$) dargestellt und angegeben. Die eigentliche Messung erfolgt jedoch als Messung der Kohlendioxid-Konzentration (CO_2). Im Messgerät erfolgt eine errechnete Anzeige des CO_2 -Partialdrucks in mm Hg, unter Berücksichtigung der Umgebungswerte für Luftfeuchtigkeit, Temperatur und Barometerdruck.

Kohlendioxid hat im Körper eine zentrale Bedeutung. Die Messung dieses Parameters lässt Rückschlüsse auf den aktuellen Status der oben beschriebenen körperlichen Funktionen zu. Die Kapnometrie ist ein universelles Überwachungsverfahren dieser drei lebenswichtigen Körperfunktionen. [45]

2.2.1.1 Infrarotspektrometrie

Die Infrarotspektrometrie zur Messung der CO_2 -Konzentration wurde vom Physiker Karl Friedrich Luft in den 1940er Jahren entwickelt. Von Luft stammt das erste Gerät zur Bestimmung der CO_2 -Konzentration das im medizinischen Bereich eingesetzt wurde. [8] Die Infrarotspektrometrie ist heute weitgehend Grundlage der Kapnometrie und Kapnographie.

Die molekularen Eigenschaften von Kohlendioxid begünstigen eine Absorption von Infrarotlicht. Das CO_2 -Molekül ist mehratomig aufgebaut und dadurch asymmetrisch. Kohlendioxidmoleküle absorbieren Infrarotlicht der Wellenlänge 426 nm.

Um den Kohlendioxid-Anteil in der Atemluft zu bestimmen, wird Infrarotlicht der Wellenlänge 426 nm von einer Lichtquelle ausgesandt. Dieses Infrarotlicht durchläuft eine Messkammer. Die Lichtmenge, die in der Messkammer absorbiert wird, ist direkt proportional zur Anzahl der CO_2 -Moleküle.

Nach dem Durchlaufen der Messkammer wird das nicht absorbierte Infrarotlicht von einem Detektor registriert und in ein elektrisches Signal umgesetzt.

In den meisten modernen Kapnometrie- und Kapnographiegeräten wird ein nichtdispersives Infrarotspektrometrie-Verfahren eingesetzt, welches durch eine Filterungstechnik und nicht durch eine spektrale Zerlegung den Kohlendioxidanteil bestimmt. [8]

2.2.1.1.1 Hauptstromverfahren

Das Hauptstrom-Messverfahren (Mainstream-Kapnometrie) erfolgt direkt im Atemstrom. Die Messung des Kohlendioxidanteils in der Aus-Atemluft wird als Messapparatur mittels Infrarotlichtquelle, Messkammer und Detektor direkt im Atemstrom angebracht. Die Hauptstrom-Messung ist ein Realtime-Verfahren, d.h. die direkte Messung im Atemstrom führt zu einer verzögerungsfreien Darstellung der kapnographischen Anzeige.

2.2.1.1.2 Nebenstromverfahren

Die Messung des Kohlendioxid-Anteils in der Atemluft durch ein Nebenstrom-Messverfahren (Sidestream-Kapnometrie) erfolgt nicht im Atemstrom sondern saugt einen Teil der Atemluft ab, der dann dem Kapnometrie-Gerät zugeführt wird, wo dann die eigentliche Messung stattfindet. Meist führt eine dünne Schlauchverbindung zum Analyse-Gerät. Eine im Messgerät befindliche Pumpe saugt kontinuierlich einen Teil der Expirationsluft an. Die gemessenen Werte werden mit einer zeitlichen Verzögerung angezeigt.

2.2.1.2 Massenspektrometrie

Die weiteren Verfahren zur Kapnometrie sollen im Folgenden noch kurz dargestellt werden.

Das Prinzip der Massenspektrometrie beruht auf einer Trennung der verschiedenen Gasfraktionen nach ihrem Molekulargewicht. Die Gasprobe wird zu diesem Zwecke elektronisch ionisiert und in einer Vakuummesskammer erfolgt eine Auftrennung des Gases in seine einzelnen Fraktionen mit Hilfe eines Magnetfeldes. Die Massenspektrometrie stellt ein sehr genaues Messverfahren dar, jedoch sind die erforderlichen Geräte sehr groß und schwer.

2.2.1.3 Photoakustische Infrarotspektrometrie

Die photoakustische Infrarotspektrometrie arbeitet ähnlich wie die bereits beschriebene Methode der Infrarotspektrometrie. Wesentlicher Unterschied bei dieser Methode ist eine Umwandlung der Energieänderungen der CO₂-Moleküle in Schallpulsationen, die von Mikrofonen erfasst werden. Diese Methode findet jedoch nur teilweise praktischen Einsatz.

2.2.1.4 Ramanspektrometrie

Bei der Ramanspektrometrie wird die Energieabgabe als Ramanstreuung bezeichnet. Die Energieabgabe wird durch einen instabilen physikalischen Zustand hervorgerufen der aufgrund einer Lichtabsorption von Gasmolekülen entsteht. Spezialisierte Detektoren messen die Energieabgabe und berechnen daraus den Partialdruck der entsprechenden Gase. Diese Methode wird vor allem im Forschungsbereich verwendet.

2.2.1.5 Sonstige Methoden

Kohlendioxid kann qualitativ mittels Indikatorpapier bestimmt werden. Am Indikatorpapier wird durch eine chemische Reaktion CO₂ mit reversiblen Farbumschlag angezeigt. [45]

Dieses Indikator-Papier-Verfahren findet vor allem in Einmal-Artikeln zum Nachweis von Kohlendioxid Verwendung, z.B. in Tubus-Aufsätzen zur Verifizierung einer richtigen Tubuslage.

2.2.2 Weitere Techniken der Kohlendioxid-Messung

Hier sind zwei Verfahren zu nennen. Die arterielle Blutgasanalyse die zu einem späteren Zeitpunkt noch ausführlich beschrieben wird, und die transkutane Messung, die vor allem bei Kindern hier - vorzugsweise auf der Neugeborenenintensivstation - angewandt wird.

Die transkutane $p\text{CO}_2$ -Messung findet vor allem auf der Intensivstation zur Überwachung pulmonaler Problempatienten Verwendung. [28]

Die transkutane Kohlendioxid-Bestimmung ist technisch einfacher durchzuführen als die Sauerstoff-Messung. Die Reaktion auf Veränderung der Beatmungssituation ist jedoch relativ träge, so dass akute Ventilationsstörungen nicht immer rechtzeitig erkannt werden. [33]

Bei der transkutanen Kohlendioxid-Messung, ist ähnlich wie bei der Bestimmung des transkutanen $p\text{O}_2$, durch das Aufheizen der Elektroden ein häufiger Wechsel der Elektrodenpositionen angezeigt, um lokale Verbrennungen zu vermeiden. Die Werte der transkutanen $p\text{CO}_2$ -Bestimmung korrelieren jedoch besser mit den Werten der arteriellen Blutgasanalyse.

2.3 Definition und Bedeutung von Sauerstoff (O_2)

2.3.1 Physiologische Bedeutung von Sauerstoff

Sauerstoff ist ein farb-, geruch- und geschmackloses Gas welches als häufigstes Element in der Natur vorkommt. Sauerstoff ist für den Menschen ein überlebenswichtiges und kostbares Element, das in der Luft vorkommt.

Trockene Einatemluft setzt sich bei einem Umgebungsluftdruck von 760 mm Hg ungefähr wie folgt zusammen: 158 mm Hg Sauerstoff; 0,23 mm Hg Kohlendioxid, Stickstoff und Edelgase 601 mm Hg. [65]

Der im oxidativen Stoffwechsel aller Organe und Zellen laufend verbrauchte Sauerstoff (O_2) erfordert eine kontinuierliche Nachlieferung, da der Organismus neben dem im Blut vorhandenen O_2 über keine größeren Reserven verfügt. [79] Voraussetzung für eine gute Sauerstoff-Versorgung für den Körper ist deshalb eine ausreichende Kreislauffunktion, um den Transport auch in alle Bereiche des Körpers zu garantieren.

Charakteristische Eigenschaft des Sauerstoffs ist seine Fähigkeit, sich bei erhöhter Temperatur mit zahlreichen Stoffen (mit Ausnahme der Edelgase) zu verbinden (sog. Oxidation). In der Umwelt und im Körper verbrennt O_2 Kohle bzw. Kohlenwasserstoffe und Nahrungsmittel zur Aufrechterhaltung der Körpertemperatur. Eine Abnahme des Sauerstoffs führt zur Zunahme von Kohlendioxid.

Ein Gehalt von unter 7 % Sauerstoff führt zur Bewusstlosigkeit, ein noch geringerer Gehalt zum Erstickten. [25]

In der Medizin findet Sauerstoff in besonders gereinigter Form als Medikament zum Einatmen Verwendung. Hierbei wird es zum Teil in einer 100 % Konzentration angewendet.

In den Körper gelangt Sauerstoff vor allem durch die Atmung. Die Atemgase und somit ein Großteil an Sauerstoff werden in der Lunge und in den Geweben physikalisch gelöst. O_2 wird im Blut überwiegend an Hämoglobin gebunden transportiert. [68]

Sauerstoff gelangt mit der Atemluft durch die Atembewegungen in die Alveolen der Lunge (Ventilation). In der Lunge diffundiert er ins Blut, das Blut versorgt das Gewebe mit O_2 , von wo aus Sauerstoff dann zu den Mitochondrien im Inneren der zu versorgenden Zellen diffundiert. Das dort entstehende CO_2 geht den umgekehrten Weg. Siehe auch Kapitel 2.1

Der Sauerstoff-Gehalt im arteriellen und venösen Blut unterscheidet sich in ähnlicher Weise, wie auch der Kohlendioxid-Gehalt im arteriellen und venösen Blut verschieden ist. Diese arterio-venösen Differenzen hängen unter anderem von der Bindungskapazität, der Temperatur, sowie pH- und pCO_2 ab.

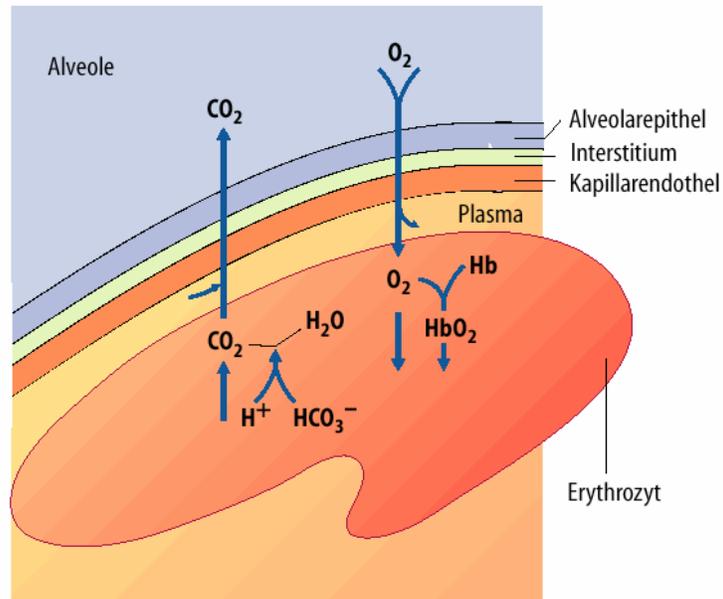


Abb. 4: O_2 - und CO_2 -Transportwege beim pulmonalen Gasaustausch

2.3.2 Hypoxie - Hypoxämie

Hypoxie und Hypoxämie beschreiben einen erniedrigten Sauerstoffgehalt im Blut. Hierbei fällt der arterielle Sauerstoff-Partialdruck unter 70 mm Hg, was eine verminderte Sauerstoffversorgung im Gesamtorganismus und in bestimmten Körperregionen bedeutet. [59; 34]

Eine Hypoxie kann infolge einer respiratorischen Insuffizienz auftreten und in Folge von Erkrankungen der Lunge oder bei Aufenthalt in großen Höhen entstehen.

Weitere Ursachen können eine mangelnde Transportfähigkeit des Blutes sein, welche durch eine Verminderung des sauerstofftransportierenden Hämoglobins herabgesetzt ist (Anämie). Auch eine Kohlenmonoxid-Vergiftung würde das O₂-Bindungsvermögen des Blutes stark beeinträchtigen. Durch zirkulatorische Störungen wie Herzinsuffizienz, Herzvitien und Gifte kann eine Hypoxämie entstehen.

Therapie der Wahl ist hierbei die Sauerstoffgabe.

Entwicklung einer Hypoxie:

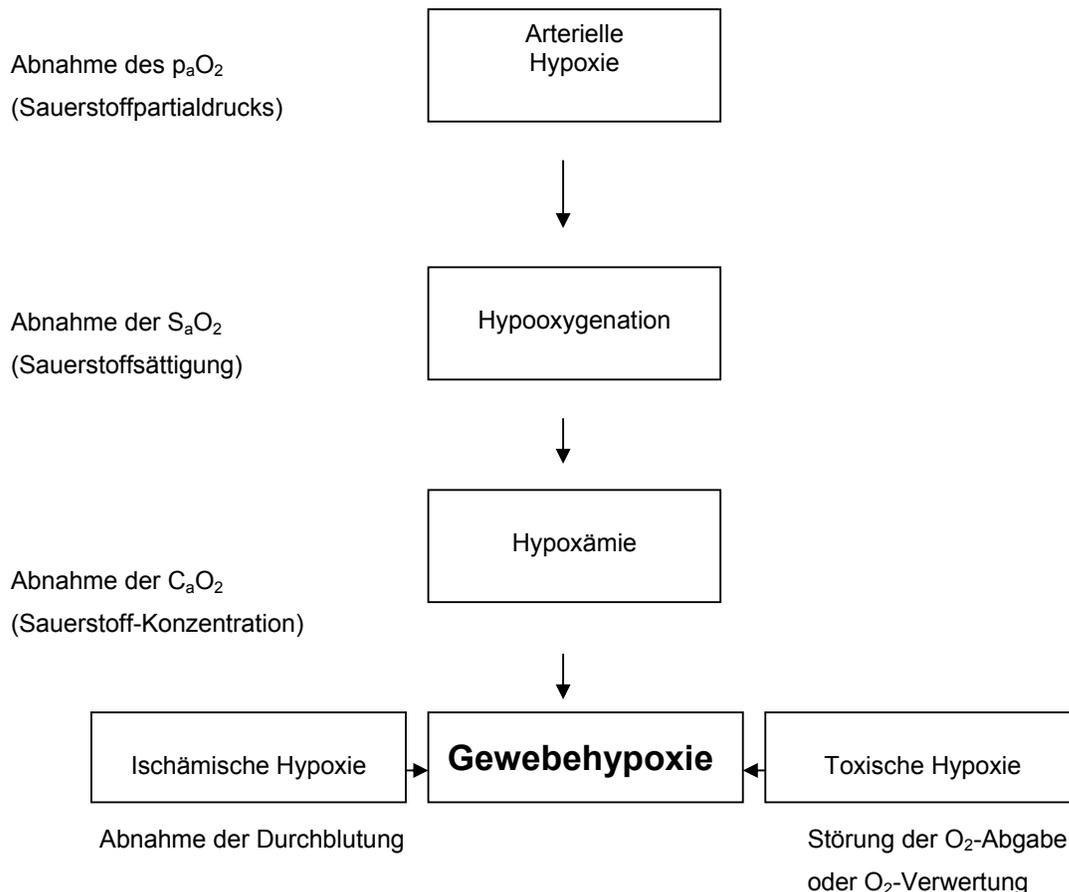


Abb. 5: Entwicklung einer Hypoxie und Begrifflichkeiten; modifizierte Darstellung nach Roewer und Thiel

2.4 Techniken der Sauerstoff-Messung

2.4.1 Pulsoxymetrie

Das Verfahren der Pulsoxymetrie wurde in den 1970er Jahren erstmals beschrieben und in den frühen 1980er Jahre in die klinische Praxis eingeführt.

Die Pulsoxymetrie erlaubt eine nicht-invasive, kontinuierliche Messung der Sauerstoff-Sättigung im arteriellen Blut. Mit Hilfe eines Mess-Sensors, zum Beispiel am Finger oder am Ohrläppchen, ist eine Überwachung über lange Zeiträume hinweg möglich.

Die Pulsoxymetrie basiert in der Hauptsache auf zwei physikalischen Faktoren, die im Weiteren kurz dargestellt werden sollen:

Das Pulsoxymeter nimmt ein pulsatile Signal durch das arterielle Blut auf und wertet es aus, Weiterhin unterscheidet sich das Absorptionsspektrum von Oxyhämoglobin (als mit Sauerstoff besetztes Hämoglobin) von reduziertem Hämoglobin. [45]

Oxygeniertes Hämoglobin (HbO_2) und reduziertes Hämoglobin (Hb) haben ein unterschiedliches Lichtabsorptionsverhalten. Oxygeniertes Hämoglobin wird von rotem Licht besser durchdrungen als reduziertes Hämoglobin. Pulsoxymeter messen bei zwei unterschiedlichen Wellenlängen im sichtbaren roten Bereich bei ca. 660 nm und im unsichtbaren infraroten Bereich bei ca. 940 nm.

Im roten Wellenbereich bei 660 nm absorbiert HbO_2 wesentlich weniger Licht als reduziertes Hb.

Das Pulsoxymeter vergleicht kontinuierlich die Lichtabsorption bei 660 nm und bei 940 nm. Das Verhältnis der korrigierten pulsatile Amplitude des roten und des infraroten Lichts wird zur Berechnung der Sättigung benutzt. Die Sättigung ist direkt abhängig von dem Amplitudenverhältnis dieser beiden (korrigierten) plethysmographischen Kurven. [66]

Mit der Pulsoxymetrie, einer Kombination von transkutaner spektrophotometrischer Messung der oxygenierten und reduzierten Hb-Anteile im Blut und der photoelektrischen Pulsregistrierung (Plethysmographie), wird nicht invasiv die O_2 -Sättigung des arteriellen Hämoglobins (Hb) registriert. [52]. Es ergibt sich eine Messwertangabe in Prozent, wobei 100 % die bestmögliche Sauerstoffsättigung darstellt.

Nur der pulsatile Anteil ist für die Messung der Sättigung im arteriellen Blut ausschlaggebend. Daher auch der Name „Puls-Oxymeter“. [66] Bei den heute routinemäßig verwendeten Pulsoxymetern wird dabei nur die sogenannte funktionelle Sauerstoff-Sättigung des peripher-arteriellen Blutes ermittelt. [11]

Pulsoxymetrisch ermittelte Werte geben keine Auskunft über die Ventilation oder über den Säure-Basen-Status.

Pulsoxymetrie stellt ein sinnvolles Verfahren zur Patientenüberwachung dar, ersetzt jedoch invasive arterielle Blutgasanalysen in kritischen Fällen nicht.

2.4.2 Weitere Techniken der Sauerstoff-Messung

Die arterielle Blutgasanalyse ist ebenfalls ein wichtiges und zuverlässiges Verfahren zur Bestimmung des aktuellen Sauerstoff-Gehaltes im Blut. Für einen einmaligen Mess-Wert wird in der Regel die Arteria radialis über dem Handgelenk punktiert und die entnommene Blutprobe in einem speziellen Blutgas-Analyse-Gerät untersucht.

Die genaueren Techniken der Blutgasanalyse werden im Punkt 2.6 genauer beschrieben.

Eine weitere Methode der Sauerstoff-Messung ist die transkutane Sauerstoff-Bestimmung. Diese schon länger verfügbare Methode hat sich nur in der Pädiatrie durchgesetzt. Bei Erwachsenen sind durch eine dickere Haut und die wechselnde Hautdurchblutung die Ergebnisse zu ungenau.

Bei Neugeborenen, die eine Sauerstofftherapie benötigen, kann durch die transkutane Messung das pO_2 kontinuierlich gemessen werden. Die Messung erfordert eine relativ lange Äquilibrationszeit (10 - 15 Minuten), sie wird zudem durch die Elektrokaustik gestört und ist abhängig von der Hautperfusion (Druck auf die Messelektrode). [28]

Die transkutane Sauerstoff-Messung benötigt wegen der Aufheizung der Mess-Elektroden Unterbrechungen in den Messzyklen, um Verbrennung zu vermeiden.

2.5 Sauerstoff-Applikation

2.5.1 Formen und Verfahren

Sauerstoff als wichtigstes Medikament in der Notfallmedizin kann auf unterschiedliche Art und Weise verabreicht werden.

In Krankenhäusern werden die einzelnen Stationen überwiegend über eine zentrale Gasversorgungsanlage mit medizinischen Gasen versorgt.

Sauerstoff wird über ein Rohrleitungssystem aus korrosionsbeständigen und sauerstoffverträglichen Rohren zu den Entnahmestellen in den verschiedenen Abteilungen geleitet und dort mit einem Druck von fünf bar zur Verfügung gestellt.

Sauerstoff kann als komprimiertes Gas in Flaschen oder in flüssiger Form bevorratet werden.

Sauerstoff kann Patienten mit Hilfe von Einwegmasken, Einwegmasken mit Sauerstoff-Reservoir-Beutel, Nasenkanülen oder Beatmungsmasken appliziert werden.



Abb. 6: Sauerstoff-Flasche mit Druckminderer und Schlauch



Abb. 7: Einweg-Sauerstoffmaske



Abb. 8: Beatmungsbeutel mit Maske

2.6 Definition und Bedeutung der arteriellen Blutgasanalyse

2.6.1 Pathophysiologische Grundlagen

Eine arterielle Blutgasanalyse (BGA) ermöglicht eine Beurteilung der Blutgase, hierbei versteht man in der Regel den Sauerstoff-Partialdruck und den Kohlendioxid-Partialdruck, d.h. die im Blut zirkulierenden Gase, die in gebundener bzw. physikalisch gelöster Form vorhanden sind. Anhand dieser Parameter lassen sich Oxygenierung und Ventilation beurteilen. Weiterhin werden bei Blutgasanalysen pH-Wert, Standardbicarbonat, „Base excess“ und weitere Parameter wie z.B. Elektrolyte und Hämoglobinkonzentration berechnet bzw. gemessen. Hierbei sind Rückschlüsse auf den aktuellen Säure-Basen-Haushalt möglich.

Arterielle Blutgasanalysen erfolgen häufig aus der am leichtesten zugänglichen Punktionsstelle der Arteria radialis am Handgelenk. Diese Arterie liegt relativ oberflächlich und an einer relativ ungefährdeten Stelle (keine größeren benachbarten Venen oder Nerven). Die Arteria femoralis ist ebenfalls eine gute Punktionsstelle, da sie auch bei schlechten Kreislaufverhältnissen gut tastbar ist. Eine weitere Möglichkeit liegt in der Probengewinnung aus kapillärem oder zentral- bzw. gemischtvenösem Blut. Siehe auch unter 2.6.2 Techniken der arteriellen Blutgasanalyse.

Der Gesamteffekt der Atmung kann man mit Hilfe der arteriellen Sauerstoff- und Kohlendioxid-Partialdrücke beurteilen. Diese beiden Werte liefern einen globalen Maßstab für die Beurteilung der Lungenfunktion. [69]

Die O_2 - und CO_2 -Partialdruckwerte, die sich nach der Lungenpassage im Blut einstellen, werden primär durch die alveoläre Ventilation, die Lungenperfusion und die Diffusionskapazität bestimmt. [69]

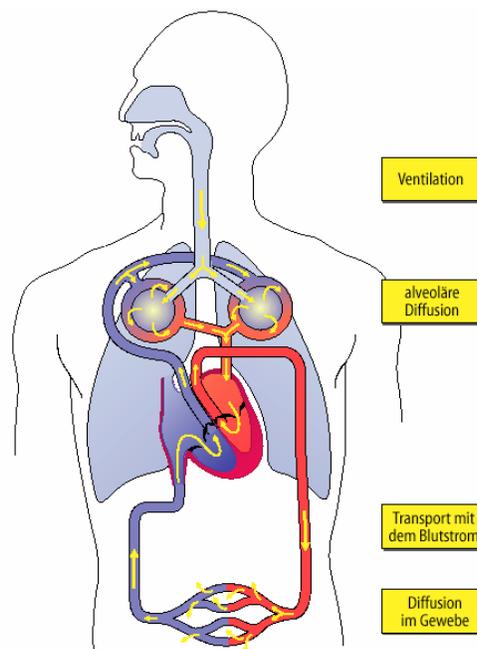


Abb. 9: Übersicht über den Transportweg des Sauerstoffs beim Menschen

2.6.1.1 Kohlendioxid (CO₂)

In der arteriellen Blutgasanalyse ist vor allem der arterielle Kohlendioxid-Partialdruck von Interesse. Der arterielle Kohlendioxid-Partialdruck beträgt bei ungestörter Atmung zwischen 35 bis 45 mm Hg. Neben dem pCO₂ wird bei manchen Geräten der CO₂-Gehalt gemessen. Kohlendioxid liegt im Blut zum Teil physikalisch gelöst vor. Ein größerer Teil des CO₂ liegt jedoch chemisch gebunden vor, in Form von HCO₃⁻ (Bicarbonat), welches als Puffersystem des Säure-Basen-Haushalts eine wesentliche Rolle spielt.

2.6.1.2 Sauerstoff (O₂)

Wesentliche Parameter der arteriellen Blutgasanalyse sind neben dem Sauerstoff-Partialdruck die Sauerstoff-Konzentration bzw. der Sauerstoff-Gehalt.

Die Blutgasanalyse (BGA) liefert zunächst und traditionell den pO₂, der sich letztlich jedoch nur auf die Gasaustausch-Funktion der Lunge bezieht. [79]

Die Sauerstoff-Konzentration ist vom Sauerstoff-Partialdruck (pO₂ in mm Hg), von der Sauerstoff-Sättigung (SO₂ in %) und der Hämoglobin-Konzentration (Hb in g/dl) abhängig. [37]

Die Normalwerte für den Sauerstoff-Partialdruck im arteriellen Blut sind altersabhängig. [66]

In der Literatur werden sie meist als Werte zwischen 75 bis 98 mm Hg angegeben.

Das Neugeborene hat einen arteriellen pO₂ von 60 bis 80 mm Hg, während der junge Erwachsene einen arteriellen pO₂ von ca. 98 mm Hg erreicht. Mit zunehmendem Alter verringert sich dieser Wert wieder.

In einem üblichen BGA-Gerät wird auch die Sauerstoffsättigung angegeben. Der Sättigungswert wird anhand einer normalen Sauerstoffsättigungskurve und anhand des gemessenen arteriellen pO₂ ermittelt. [66]

Die Sauerstoffsättigung ist definiert als derjenige Prozentsatz des Gesamthämoglobins, der mit Sauerstoff beladen ist.

Zusätzlich wird auch der Sauerstoff-Gehalt angegeben.

2.6.1.3 Weitere Mess-Werte der arteriellen Blutgasanalyse

Keiner der Mess-Größen erlaubt für sich alleine eine sinnvolle Diagnostik und Bewertung, sondern nur die Kombination der Werte ergibt eine aussagefähige Interpretationsmöglichkeit.

Säure-Basen-Status

Dieser in der arteriellen Blutgasanalyse erfasste Bereich wird in der Literatur wie folgt definiert: Der Säure-Basen-Status ist die Summe derjenigen Mess- und Rechengrößen, die eine Diagnostik der Störungen des Säure-Basen-Haushalts ermöglichen. [80]

Die Diagnostik des Säure-Basen-Status erfolgt grundsätzlich aus arteriellem Blut, da so die Funktion des respiratorischen Regelorgans Lunge besser bewertet werden kann. Diese Interpretation ist aus venösem, zentralvenösem oder gemischtvenösem Blut weniger gut bis nicht möglich.

Die vollständige Messung des Säure-Basen-Status mit pH, $p\text{CO}_2$ und $p\text{O}_2$ erfordert eine arterielle Blutentnahme. [80]

Der pH-Wert beschreibt die Potenz (p) der Wasserstoffionen-Konzentration (H) im arteriellen Blut. Der negative dekadische Logarithmus der Wasserstoffionen-Konzentration ist der pH-Wert. Der pH zeigt die saure, neutrale oder basische Reaktion einer Lösung an.

Die pH-Normwerte im arteriellen Blut liegen im Bereich 7,37 und 7,45.

Das Standardbicarbonat (HCO_3^-) wird zusätzlich zur Beurteilung metabolischer Einflüsse auf den Säure-Basen-Haushalt des Blutes herangezogen. Auch für die Bewertung dieses Parameters gelten im Normalfall die für den pH-Wert angenommenen Standardbedingungen ($p\text{CO}_2$ von 40 mm Hg und ein physiologischer $p\text{O}_2$ -Wert bei 37° C Körpertemperatur). Der Referenzbereich für HCO_3^- wird mit 21 – 26 mmol/l angegeben.

Aus pH-Wert, $p\text{CO}_2$ und Hb errechnet sich der sogenannte „Base excess“- Wert (BE). Damit wird der gesamte Basenüberschuss oder Basenmangel erfasst. Bei der Messung des BE-Wertes wird ermittelt, welche Menge an Säure oder Base notwendig ist, um die Blutprobe auf einen pH-Wert von 7,4 zu bringen.

Blutgasanalyse-Geräte ermitteln diesen Wert anhand unterschiedlicher Algorithmen, denen Normogrammkurven zugrunde liegen.

Ein positiver BE wird als Basenüberschuss, ein negativer BE als Basenmangel bezeichnet. Der „Base excess“ liegt als Normwert im arteriellen Blut bei – 2 bis + 3 mmol/l.

Störungen, die den Säure-Basen-Haushalt betreffen, beeinflussen als ventilatorische und oder metabolische Alkalosen oder Azidosen die Funktion der Organe.

2.6.2 Techniken der arteriellen Blutgasproben-Gewinnung

Blutgasanalysen werden mit arteriellem Vollblut durchgeführt. Dazu wird zur Probengewinnung Vollblut mit einer heparinisierten Spritze entnommen. Durch den arteriellen Druck fühlt sich die Spritze fast selbstständig. Das Antikoagulans Heparin verhindert ein Gerinnen des Blutes.

Aus arterialisiertem Kapillarblut können Blutgase, vor allem bei Neugeborenen und Kleinkindern, bestimmt werden, wenn die Durchblutung der Punktionsstelle ausreichend ist.

Arterielle Punktionsstellen werden an verschiedenen Stellen des Körpers mit verschiedenen Techniken durchgeführt. Im Folgenden seien einige beschrieben.

Gut zugänglich und gefahrenarm punktierbar sind die Arteriae radiales, an der Daumenseite des Handgelenks gelegen. Diese Arterie verfügt im Normalfall über eine gute Kollateralisierung durch die A. ulnaris, den arteriellen Hohlhandbögen Arcus palmaris superficialis und Arcus palmaris profundus. Punktionsstellen der Arteria brachialis im Bereich des Oberarmes sind etwas schwieriger durchzuführen. Die Arteriae femorales liegen unterhalb des Leistenbandes und verlaufen dort mit entsprechender Vene und Nerv.

Als weitere arterielle Punktionsstellen sind die A. axillaris, die A. dorsalis pedis und in seltenen Fällen die A. temporalis superficialis zu nennen.

Die arterielle Blutgewinnung kann einmalig erfolgen oder aber, wenn mehrere Mess-Werte erforderlich sind, mit Hilfe einer in die Arterie eingelegten Kanüle.

Als Punktionsmaterial werden Kunststoffkanülen und Kunststoffkatheter (G 18 bis G 20 für Erwachsene und G 22/24 für Kinder und Säuglinge) eingesetzt.

Die Kanülierung einer Arterie kann nicht nur für die intermittierende Blutprobenentnahme eingesetzt werden, sondern ermöglicht auch eine kontinuierliche, invasive Blutdruckmessung.

2.6.3 Techniken der arteriellen Blutgasanalyse

Messung der arteriellen Blutgaswerte: Zur Bestimmung des arteriellen O_2 -Partialdrucks wendet man heute hauptsächlich das polarographische Verfahren an.

Eine Messelektrode (Platin oder Gold) und eine Bezugslektrode, die beide in eine Elektrolytlösung eintauchen, sind mit einer Spannungsquelle (Polarisationsspannung 0,6 V) verbunden. Gelangen O_2 -Moleküle an die Oberfläche des Edelmetalls, so werden sie dort reduziert. [69]

Die Ladungsverschiebung wird mittels Amperemeter erfasst. Die dort erfasste Stromstärke ist direkt proportional zum O_2 -Partialdruck in der Lösung.

In der üblichen Messanordnung sind die Elektroden mit den Elektrolyten von der zu analysierenden Blutprobe durch eine gasdurchlässige Kunststoffmembran getrennt. Die gesamte Elektrodenanordnung lässt sich so klein ausbilden, dass für die O_2 -Partialdruckmessung nur einige Tropfen arteriellen Blutes benötigt werden. [69]

Die Messung des arteriellen Kohlendioxid-Partialdrucks erfolgt in einer Elektrodenanordnung, wie sie auch für die pH-Messung Verwendung findet.

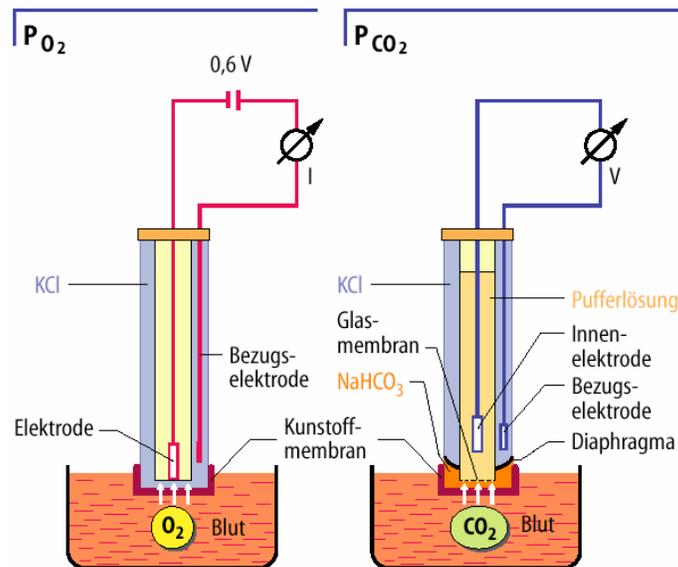


Abb. 10: Messanordnung zur Bestimmung des O_2 -Partialdrucks (links) und des CO_2 -Partialdrucks (rechts) im Blut

2.7 Arterio-endexpiratorische CO₂-Differenz

Wichtig beim Vergleich kapnometrischer Daten, die Auskunft über den endexpiratorischen Kohlendioxid-Wert geben und dem mittels arterieller Blutgasanalyse bestimmten Wert des CO₂-Partialdrucks ist die arterio-endexpiratorische CO₂-Differenz.

Die arterio-endexpiratorische CO₂-Differenz darf nicht mit der physiologischen alveo-arteriellen CO₂-Differenz verwechselt werden. Diese beschreibt den geringen Gradienten beim Austausch zwischen alveolärem und arteriellem Kohlendioxid in der Lunge. Bei intakten Ventilations-Perfusions-Verhältnissen beträgt die alveo-arterielle CO₂-Differenz nur < 1 mm Hg.

Die arterio-endexpiratorische CO₂-Differenz ist ein Maß für den alveolären Totraum. Sie beträgt bei herz- und lungengesunden, wachen Probanden in Ruhelage 2 - 5 mm Hg. [19; 29]

Die Kapnometrie bestimmt kontinuierlich den endexpiratorischen CO₂-Wert. Dieser kann jedoch nicht mit dem CO₂-Partialdruck des arteriellen Blutes gleichgesetzt werden. Zwischen diesen beiden Werten besteht ein physiologischer Unterschied.

Jede Veränderung des Ventilations-Perfusionsverhältnisses in der Lunge kann diese enge Korrelation beeinflussen. So bedeutet eine Zunahme des alveolären Totraums, eine Verdünnung des CO₂-Anteils in der Expirationsluft und eine Zunahme der arterio-endexpiratorischen CO₂-Differenz. [19]

Unter Berücksichtigung einer physiologischen arterioalveolären Kohlendioxid Differenz von 3 - 8 mm Hg lässt sich bei normalen Ventilations-Perfusionsverhältnissen der Lungen mit der Kapnometrie als nichtinvasives auch präklinisch verfügbares Monitoring, auf den pCO₂ des Blutes schließen. [57; 27; 60]

Bei ausgeglichenen Voraussetzungen kann also vom nichtinvasiv gemessenen Kohlendioxid-Wert auf den arteriellen Kohlendioxid-Partialdruck geschlossen werden.

3. Ziel der Studie

Ziel der Studie ist es, den Stellenwert und die Machbarkeit der CO₂-Messung beim spontanatmenden Probanden mit und ohne Sauerstoffapplikation zu untersuchen.

Durch Verwendung eines CO₂-Sensors wird CO₂ in der Ausatemluft von nichtintubierten Probanden gemessen, und es soll geprüft werden, ob Rückschlüsse auf die pulmonale-, cerebrale-, metabolische-Situation und die Kreislauffunktion erhoben werden können.

Die Untersuchung soll sowohl mit zusätzlicher Sauerstoffgabe als auch ohne zusätzlichen Sauerstoff durchgeführt werden.

Mit Hilfe einer arteriellen Blutgasanalyse werden die in der Ausatemluft gemessenen Kohlendioxidwerte mit den CO₂-Werten im arteriellen Blut verglichen, unter Berücksichtigung der arterio-endexpiratorischen Differenz, um Veränderungen, Unterschiede und Aussagekraft der endexpiratorischen Messung erfassen zu können.

Als weitere Fragestellung soll berücksichtigt werden, ob sich bei Sauerstoffgabe eine Veränderung der gemessenen CO₂-Werte ergibt und ob dies vom verwendeten Sauerstoffmaskentyp (somit also auch der Sauerstoffapplikationsart) abhängig ist.

4. Material und Methoden

4.1 Studienaufbau

4.1.1 Art der Studie

Die Studie wurde als prospektive, randomisierte Studie mit freiwillig teilnehmenden Probandinnen und Probanden durchgeführt. Die Datenerhebung erfolgte anhand eines standardisierten Messdatenprotokolls.

4.1.2 Organisation der Studie

Nach Vorstellung und Genehmigung durch die zuständige Ethik-Kommission wurde eine Liste für den randomisierten Ablauf der Studie erstellt.

Vor dem Beginn der praktischen Durchführung der Studie wurden die freiwilligen Probanden durch ein Merkblatt „Information für Probanden“ über den Umfang und mögliche Gefährdungen durch die Studie informiert, weiterhin wurden mit Hilfe eines Fragebogens mögliche Einflussfaktoren auf die Studie eruiert.

Nach der Durchführung einer vorbereitenden Untersuchung und einem ausführlichen Aufklärungsgespräch mit einem Prüfarzt gaben die Probanden mit ihrer Unterschrift die Zustimmung zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Die Untersuchung wurde nach den international gültigen und anerkannten Richtlinien (Revidierte Deklaration von Helsinki) am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München durchgeführt.

4.2 Probandenauswahl und Voraussetzungen

4.2.1 Probandenkollektiv

Für die Untersuchung konnten insgesamt 15 freiwillige Probandinnen und Probanden gewonnen werden. Die Stichprobengröße wurde vom Institut für Statistik und Epidemiologie (IMSE) der Technischen Universität München vor Beginn der Studie berechnet und festgelegt.

9 Männer und 6 Frauen im Alter zwischen 22 und 37 Jahre erklärten ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Die Untersuchung fand im Zeitraum Juli bis September 2001 statt.

4.2.2 Ein- und Ausschlusskriterien (Auswahlprinzipien)

EINSCHLUSSKRITERIEN

Als Einschlusskriterien wurden Volljährigkeit, eine wirksame Einwilligungserklärung, keine Kontraindikationen für die Messung von endexpiratorischem und arteriellem Kohlendioxid sowie für die Punktion eines arteriellen Gefäßes, und eine positiv bewertete Voruntersuchung (Ausführungen folgen) definiert.

AUSSCHLUSSKRITERIEN

Von der Studie ausgeschlossen waren Probanden, wenn sie das 17. Lebensjahr nicht vollendet hatten und von denen keine schriftliche Einwilligungserklärung vorlag.

Die Ausschlusskriterien bezüglich der Voruntersuchung, hinsichtlich der Messung von endexpiratorischem und arteriellen CO₂ sowie für die arterielle Gefäßpunktion, wurden vor Beginn der Studie in verschiedenen Kategorien definiert.

Im Folgenden werden die ausschließenden Details der Voruntersuchung genauer beschrieben.

AUSSCHLUSSKRITERIEN-DEFINITION:

Gewicht:

Body Mass Index (BMI) nicht größer 35 und nicht kleiner 20.

Allgemeiner Gesundheitszustand:

Keine laparoskopischen Eingriffe weniger als einen Monat vor Teilnahme an der Studie, Nichtvorliegen von infektiösen Erkrankungen wie Tuberkulose, HIV, Hepatitis und sonstiger schwerwiegenden Krankheiten aktuell und in der Vergangenheit, unzureichender Gesundheitszustand, sowie Beeinträchtigungen durch Husten, Schnupfen, Infektzeichen oder aktiven Allergien, des Weiteren Nasennebenhöhlenerkrankungen.

Aktuelle Werte:

Blutdruck: RR-Werte wurden bei der Voruntersuchung gemessen und anamnestisch erfragt. Hier galt: bei systolisch größerem Wert als 180 mm Hg oder systolisch kleinerem Wert als 80 mm Hg war eine Teilnahme an der Studie nicht möglich.

Ein pathologisches EKG mit Verlust des Sinusrhythmus (Arrhythmien, Rhythmusstörungen, Schenkelblöcke, AV-Blockierungen) oder Anhalt für Repolarisationsstörungen ergaben ein absolutes Studienausschlusskriterium.

Gute Belastbarkeit bei körperlicher Leistung als Grundvoraussetzung, d.h. keine Teilnahmeerlaubnis bei schlechter, nicht ausreichender körperlicher Belastbarkeit (Treppen steigen, rasches Gehen, Fahrrad fahren) mit Dyspnoe.

Herzerkrankungen:

Keine Aufnahme in die Probandengruppe bei bekannten Herzvitien (Aortenklappe, Mitralklappe und sonstige Herzvitien); keine Teilnahme bei bekannter Herzinsuffizienz oder offenem Foramen ovale sowie einem Herzinfarkt in der Vorgeschichte. Weiterhin führte die Diagnose pathologischer Geräusche bei der Herzauskultation zum Ausschluss.

Atmungsorgane:

Pathologische Lungenauskultation, sowie Lungenerkrankungen im Sinne einer COPD (Chronic Obstruktiv Pulmonal Disease), Asthma bronchiale, allergisches Asthma, Lungenemphysem oder sonstige Erkrankungen mit Lungenbeteiligung ließen eine Teilnahme an der Studie nicht zu.

Nikotinanamnese:

Bevorzugt wurden Nichtraucher, allenfalls als Studienteilnehmer geduldet wurden Probanden mit gelegentlichem Nikotingebrauch (Gelegenheitsraucher). Ausschluss bei entwöhnten Rauchern ab größer 5 Packyears.

Schilddrüsenfunktion:

Auszuschließen waren Probanden, bei denen therapiebedürftige Schilddrüsenerkrankung, sowie die Einnahme von Medikamenten, die die Schilddrüsenfunktion beeinflussen, vorlagen.

Weitere endokrinologische Erkrankungen:

Zur Teilnahme nicht zugelassen wurden Probanden mit Diabetes mellitus, Nebennierenfunktionsstörungen, einer Hypophysenerkrankung oder sonstigen endokrinologisch relevanten Erkrankungen.

Sonstige Erkrankungen:

Probanden mit Gerinnungsstörungen jedweder Genese oder erhöhter Blutungsneigung waren ebenfalls von der Teilnahme ausgeschlossen.

Medikamente:

Die Einnahme folgender Medikamente lies eine Studienteilnahme nicht zu:

Acetacolamid (Diamox®) und Immunsuppressiva.

Sonstige Ausschlusskriterien:

Schwangere, sowie Mütter in der Stillzeit konnten nicht teilnehmen.

Als weitere Voruntersuchung wurde der Allen-Test zur Beurteilung der Arterienbögen der Hand durchgeführt.

Auszuschließen waren demnach Probanden, bei denen der Allen-Test negativ ausfiel oder ein unsicheres Ergebnis zeigte.

4.2.3 Probandenvorbereitende Untersuchung

In der Vorbereitung der Studie wurden die freiwilligen Probanden einer vorbereitenden Untersuchung zugeführt. Diese Untersuchung setzte sich aus der Erhebung einer persönlichen Anamnese, mit Fragen nach studienrelevanten Ausschlusskriterien (siehe oben), sowie allgemeiner Fragen zur Gesundheit zusammen.

Im Anschluss wurde eine körperliche Untersuchung durchgeführt, mit Erhebung des körperlichen Status, inklusive Herz- und Lungenauskultation, neurologischem Status, sowie Messung von Blutdruck, Pulsfrequenz und abschließend einer 3-Kanal-EKG-Ableitung.

Weiterhin wurde der Allen-Test bei allen Probanden orientierend ausgeführt.

4.3 Material zur Studiendurchführung

4.3.1 Gase

Für die Versuchsteile mit Sauerstoffapplikation wurde Sauerstoff O₂-med verwendet.

(Reinheit ≥ 99,5 %; Sauerstoff DAB/Ph.Eur. für medizinische Zwecke; Gasart 202).

Die Sauerstoffentnahme erfolgte über den Sauerstoffwandanschlusses.

4.3.2 Atmung

In den Versuchsteilen mit Demand-Ventil kam ein Demand-Ventil der Firma Dräger (Lübeck, Deutschland, CE-geprüft) zum Einsatz.

4.3.3 Masken

Einwegmaske für Erwachsene (Standardgröße, Artikel 4015; Intersurgical) mit einem 2,10 m langem O₂-Sicherheitsschlauch der Firma B+P Beatmungsprodukte (Neunkirchen-Seelscheid, Deutschland, CE-geprüft).

Silikonmaske der Firma Rüschi (Deutschland, CE-geprüft), Größe 3, mit luftgefülltem Silikoncuff für eine druckfreie Anpassung im Gesichtsbereich.

4.3.4 Kapnometrie – Kapnographie – CO₂-Messung

Zur Messung der endtidalen Kohlendioxidkonzentration verwendeten wir einen Kohlendioxidmessadapter, im Corpuls 0816 Defibrillator-Monitor-System (Firma GS-Elektromedizinische Geräte; Kaufering, Deutschland, CE-geprüft) integriert. Der System Adapter misst CO₂ im Hauptstromverfahren mittels eines Sensors, der automatisch nicht umgebungsluftkalibriert mit selbstkalibrierbarer Eichgaszelle versehen ist (Firma Pryon; WI, USA, CE-geprüft).

Kalibriergas-Anteil 5% CO₂, 65% N₂O; Rest O₂.

Die Erfassung der CO₂-Werte und der Atemfrequenz wird am Geräte-Monitor in mm Hg angezeigt und kann auch parallel dazu als Echtzeit-Kurve ausgedruckt werden.

Das Funktionsprinzip des Kapnometers ist ein nichtdispersives Infrarot-Verfahren mit Einzelstrahl, Einzelfrequenz und radiometrischer Messung. Messbereitschaft besteht nach ca. 50 Sekunden Anwärmzeit, bei kontinuierlicher Eigenkalibrierung.

Zur Anzeige gebracht wird die CO₂-Konzentration als ausgefüllte Kurve, sowie die numerischen CO₂-Werte (CO₂- endtidal [et]; in der Einheit mm Hg) und die Atemfrequenz.

Die Größe des Sensors beträgt 2,0 mal 2,8 mal 2,3 cm; das Gewicht des Sensors (ohne Kabel) beträgt 12 g; der Durchmesser des Anschlusses am Atemwegadapter misst 15 mm.

Wir verwendeten einen CO₂-Mehrweg-Atemadapter mit niedrigem Totraumvolumen.

Die Messgenauigkeit beträgt 3,2 ml: d.h. ± 2 mm Hg (0 – 40 mm Hg CO₂).

Bei folgenden Atemwegbedingungen in der Luft: Atemwegadaptertemperatur bei 33° C; Wasserdampfdruck bei 38 mm Hg; Standardgasmischung von CO₂ in der Ausgleichsluft, vollhydriert bei 33°C; barometrischer Druck 760 mm Hg; Atemweg-Flow-Rate bei 60 ml/min.

Der Sensor ist über ein Messkabel mit dem Gerät verbunden.

Der Mess-Sensor wird zum Zwecke der Messung im Hauptstrom angebracht.

4.3.5 Sonstiges Monitoring

4.3.5.1 Pulsoxymetrie

Als kontinuierliches Monitoring wurde die Sauerstoffsättigung mittels Pulsoxymetrie bestimmt. Fingerclip und Sensor der Firma Masimo (USA; CE-geprüft) sind im Corpuls 0816 Defibrillator-Monitor-System der Firma GS-Elektromedizinische Geräte (Kaufering, Deutschland) enthalten.

Der Pulsoxymeter-Sensor hat eine Bandbreite von 0,5 Hz bis 6 Hz. Messbereiche sind nach Angaben des Herstellers 10 – 100%. Die Kalibrierung erfolgt durch Referenzmessungen mittels fraktioneller Sättigungsmessung auf pulsoxymetrischer Hämoglobin-Sauerstoffsättigung bei dyshämoglobinfreiem Blut. Die Genauigkeit der Sauerstoffsättigung wird in der Bandbreite $\pm 1,5\%$ (86% bis 99%), $\pm 2,0\%$ (76 bis 85%), $\pm 3\%$ (50 bis 75%) angegeben. Parallel zur Messung der Sauerstoffsättigung erfolgt eine Pulsfrequenzmessung.

4.3.5.2 Blutdruckmessung

Im weiteren kontinuierlichen Monitoring der Probanden wurde mit dem bereits beschriebenen Gerät Corpuls 0816 eine intermittierende, nichtinvasive Blutdruckmessung (NIBP) durchgeführt. Das NIBP-Modul stammt von der Firma Elmed (Deutschland, CE-geprüft). Die Messmethode erfolgt mittels oszillometrischem Prinzip, das in Messintervalle bei automatischer Messung eingestellt werden kann. Der Druckaufnehmer ist ein Halbleiter-Sensor, der im Messbereich bis 300 mm Hg misst. Der Blutdruckmessbereich geht von 40 mm Hg bis 290 mm Hg. Die Größe der Luftblase in der Manschette bei der Standardgröße für Erwachsene beträgt 23 mal 11 cm. Die Messgenauigkeit beträgt $\pm 1\%$ vom angezeigten Messwert.

4.3.5.3 EKG

Zur EKG-Ableitung kam eine 3-Kanal-Ableitung zum Einsatz. Gerät Corpuls 0816 Defibrillator-Monitor-System (Firma GS-Elektromedizinische Geräte; Kaufering, Deutschland, CE-geprüft). Frequenzgang des EKG 0,05 bis 100 Hz, mit 4-pol. EKG-Patientenkabel zur Anzeige von I, II, III, aVR, aVL, aVF, und aVR. Zusätzlich eine Herzfrequenz-Anzeige im Bereich 15/min bis 300/min.

Verwendet wurden EKG-Einwegelektroden mit Schaumstoff und Solid Gel (Firma Kendall, Neustadt/Donau; Deutschland CE-geprüft) zum Aufkleben.

4.3.6 Blutgasanalyse

4.3.6.1 Arterielle Blutprobengewinnung

Die arterielle Blutprobengewinnung erfolgte mittels perkutaner Direktpunktion mit einer arteriellen Punktionskanüle, Größe 20 G/ 1,0 mm x 45 mm, mit FloSwitch der Firma Ohmeda (Swindon; UK, CE-geprüft) unter sterilen Kautelen nach Hautdesinfektion und anschließender Fixierung mittels einfachem Pflasterzug. Zur sterilen und anaeroben Blutentnahme, aus dem für die Dauer der Untersuchung liegenden und steril verschlossenem arteriellen Zugang (FloSwitch), wurden heparinisierte BGA-Monovetten der Firma Sarstedt (Nümbrecht; Deutschland, CE-geprüft) mit einem Füllungsvermögen von 2 ml verwendet.

4.3.6.2 Blutgasanalyse Gerät

Zur sofortigen Bestimmung der aktuellen Blutgasparameter verwendeten wir ein Gerät der Firma Mallinckrodt Blutgas-System (Missouri, USA; CE-geprüft und FDA zertifiziert zur invitro-Diagnostik). Der GEM-Premier liefert folgende Messwerte: pO₂, pCO₂, pH, K, Ca, Na und Hämatokrit.

Das Blutgasanalyse Gerät entnimmt aus der Probenspritze unter anaeroben Bedingungen die zur Analyse notwendige Menge heparinisiertem Voll-Bluts. Die Auswertung der Blutprobe im Gerät wird mittels Display und Thermodrucker dokumentiert.

Die pO₂-Bestimmung erfolgt polarografisch, die Bestimmung des pH und pCO₂ erfolgt potentiometrisch. Der Messbereich für pO₂ ist 0 – 760 mm Hg mit einer Anzeigengenauigkeit von einem mm Hg und der Messbereich von pCO₂ ist 5 – 99 mm Hg mit einer Messgenauigkeit von einem mm Hg.

4.4 Durchführung der Studie

4.4.1 Probandenvorbereitung

Die Probanden bekamen einige Tage vor dem Untersuchungstag eine „Information für Probanden“ ausgehändigt, in der sie sich mit der Art der Studie, den Messvariablen und den möglichen Gefährdungen durch die durchzuführenden Messungen vertraut machen konnten.

In einem Aufklärungsgespräch mit dem Prüfarzt konnten die Probanden weitere Fragen, die sich möglicherweise aus der schriftlichen Information ergeben hatten, klären.

Durch eine Unterschrift gaben die Probanden ihre Zustimmung zur freiwilligen Teilnahme an der Studie. Durch die Unterschrift eines Prüfarztes wurde bestätigt, dass eine Aufklärung zur Studie durchgeführt wurde.

Die in der Voruntersuchung bereits untersuchten Parameter wurden aktualisiert und erneut geprüft.

4.4.2 Materialvorbereitung

Die unter 4.3 beschriebenen Materialien und Geräte wurden entsprechend der Herstellervorschriften auf uneingeschränkte Funktionsfähigkeit vor jedem Einsatz geprüft.

4.4.3 Datenerhebung

Zur Datenerfassung der prospektiven randomisierten Studie wurde ein standardisiertes Messprotokoll verwendet.

Die Reihenfolge der Messungen erfolgte nach dem Zufallsprinzip (Zufallszuteilung). Durch das Institut für Statistik und Epidemiologie (IMSE) wurde die Randomisierung für jeden Probanden, vorher in einem verschlossenen Umschlag, der vor der jeweiligen Untersuchung zu öffnen war, festgelegt.

Die zur Datenerfassung verwendeten Messprotokolle wurden nach Abschluss der Messung vom Versuchsleiter und Prüfarzt abgezeichnet und kopiert. Die Originalunterlagen und die Kopien der Daten wurden an verschiedenen Orten archiviert.

4.4.4 Versuchsaufbau

Für die Studie wurden fünf verschiedene Messverfahren bestimmt, die in insgesamt 11 Messungen pro Proband untersucht werden sollten.

Vor Beginn der verschiedenen Messverfahren wurde eine standardisierte Basismessung durchgeführt.

Nach Wiederholung des Allen-Tests wurde die Arteria radialis der nicht dominanten Hand unter sterilen Kautelen mittels arterieller Kunststoffkanüle mit Stahlmandrin direkt perkutan punktiert, der Stahlmandrin wurde nach erfolgter Punktion entfernt.

Nach erfolgter Punktion und Fixierung der arteriellen Verweilkanüle wurde nach einer 10-minütigen Pause eine Blutprobe von genau 2 ml ($0,2 \text{ ml}^3$) entnommen. Die Blutprobe wurde sofort im Blutgasanalyse-Vollautomaten untersucht und als Basismessung für den Kohlendioxid-Partialdruck im arteriellen Blut ($p_a\text{CO}_2$ in mm Hg) notiert. Des Weiteren erfolgte eine gleichzeitige Messung des Sauerstoff-Partialdrucks im arteriellen Blut ($p_a\text{O}_2$ in mm Hg). Auch dieser Wert wurde im Messprotokoll vermerkt.

Zeitgleich wurden Ausgangswerte von Blutdruck (mm Hg), Herzfrequenz (1/min), Sauerstoffsättigung im Gewebe mittels Pulsoxymetrie ($S_a\text{O}_2$ in %) und das endtidale Kohlendioxid mittels Kapnometer (EtCO_2 in mm Hg) gemessen und erfasst.

Messprotokoll Seite 1

Proband Nr. _____ Untersucher: _____ Datum: ____/____/2001

Grundmessung	1.1.1. Einwegmaske KEIN O2 Flow	1.1.2. Einwegmaske 5 Liter O2 Flow	1.2.1. Silikonmaske KEIN O2 Flow	1.3.1. Demand-Ventil Einwegmaske	1.3.2. Demand-Ventil Silikonmaske
RR (mm Hg)					
HF (1/min)					
SaO ₂ (%)					
EtCO ₂ (mm Hg)					
BGA:					
paCO ₂ (mm Hg)					
paO ₂ (mm Hg)					

START: Maske aufsetzen ==> weiter nächste Seite

Messprotokoll Seite 2

Proband Nr. _____

nach 5 Minuten 1. Messung mit Maske	1.1.1. Einwegmaske KEIN O2 Flow	1.1.2. Einwegmaske 5 Liter O2 Flow	1.2.1. Silikonmaske KEIN O2 Flow	1.3.1. Demand-Ventil Einwegmaske	1.3.2. Demand-Ventil Silikonmaske
RR (mm Hg)					
HF (1/min)					
SaO ₂ (%)					
EtCO ₂ (mm Hg)					

Messprotokoll Seite 3

Proband Nr. _____

nach 5 Minuten 2. Messung mit Maske	1.1.1. Einwegmaske KEIN O2 Flow	1.1.2. Einwegmaske 5 Liter O2 Flow	1.2.1. Silikonmaske KEIN O2 Flow	1.3.1. Demand-Ventil Einwegmaske	1.3.2. Demand-Ventil Silikonmaske
RR (mm Hg)					
HF (1/min)					
SaO ₂ (%)					
EtCO ₂ (mmHg)					
BGA:					
paCO ₂ (mmHg)					
paO ₂ (mm Hg)					

Abb.11 : Standardisiertes Messprotokoll zur Datenerfassung während der Durchführung

Beschreibung der Messverfahren (siehe auch Diagramm)

Nach Randomisierung wurden folgende Messungen durchgeführt:

- Einwegmaske ohne Sauerstoff Flow (EMO)
- Einwegmaske mit 5 Liter Sauerstoff Flow (EMS)
- Silikonmaske ohne Sauerstoff Flow (SMO)
- Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV)
- Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV)

Jeweils die erste Messung (I. Messung) pro Verfahren erfolgte nach 5 Minuten.

Die 1. Messung umfasste folgende Parameter:

- Blutdruck (in mm Hg) RR
- Herzfrequenz (1/min) HF
- Sauerstoffsättigung (Pulsoxymetermessung in %) S_aO_2
- Endtidale Kohlendioxidkonzentration $EtCO_2$
mittels Hauptstromkapnometrie (in mm Hg)

Nach weiteren 5 Minuten erfolgte die zweiten Messung (II. Messung).

Folgende Parameter wurden gemessen:

- Blutdruck (in mm Hg) RR
- Herzfrequenz (1/min) HF
- Sauerstoffsättigung (Pulsoxymetermessung in %) S_aO_2
- Endtidale Kohlendioxidkonzentration $EtCO_2$
mittels Hauptstromkapnometrie (in mm Hg)

Weiterhin wurde eine arterielle Blutgasanalyse vorgenommen.

Als Messwerte wurden im Messprotokoll vermerkt:

- Sauerstoffpartialdruck (p_aO_2 in mm Hg) und p_aO_2
- Kohlendioxidpartialdruck (p_aCO_2 in mm Hg) p_aCO_2

Die Pausenzeiten und die Zeit zwischen den einzelnen Messungen wurden mittels Stoppuhr gemessen.

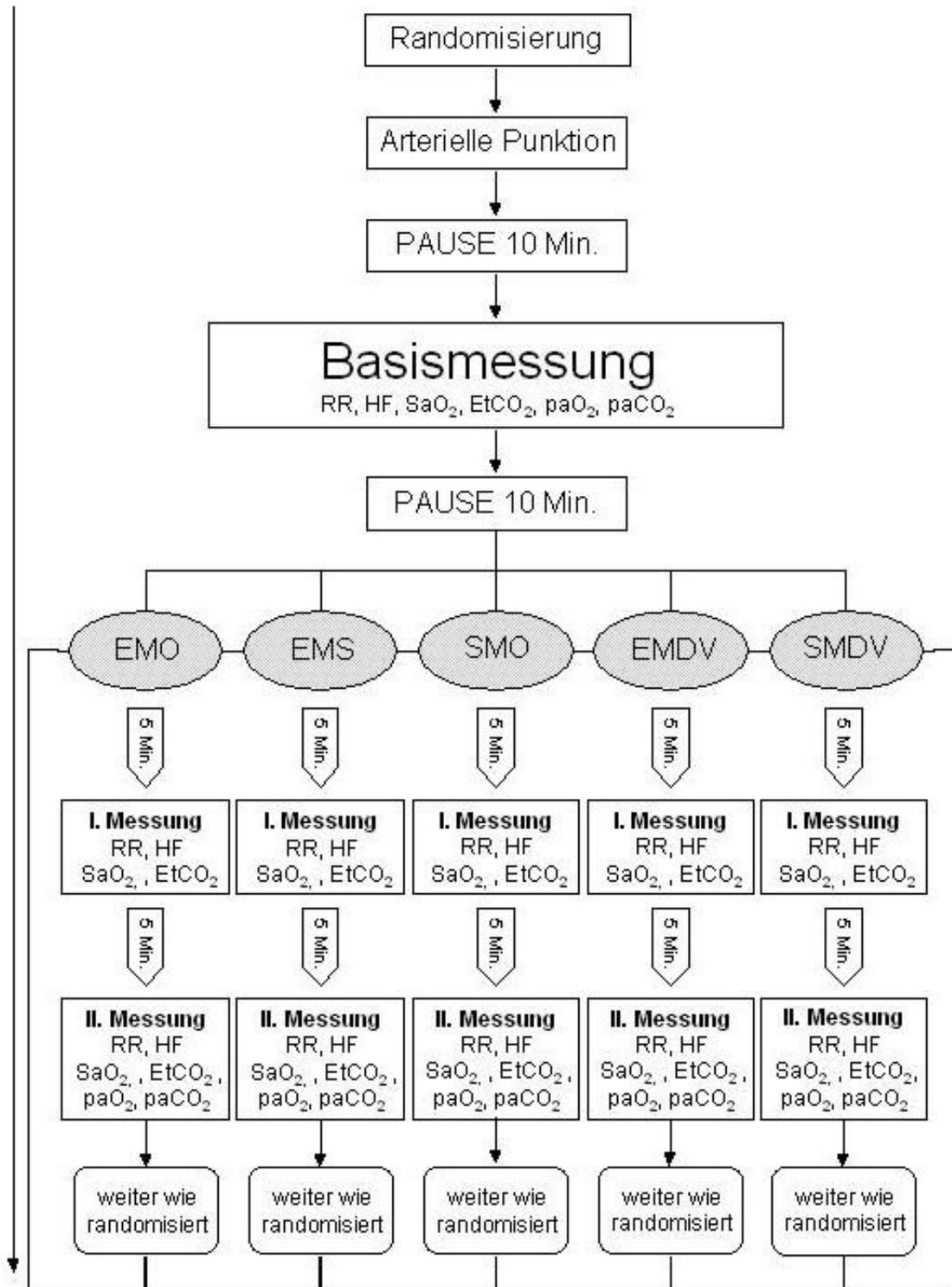


Abb.12: Messdiagramm

4.5 Methodischer Studienablauf

4.5.1 Kontinuierliches Monitoring

Vor Beginn der Untersuchung wurden Ausgangswerte von Blutdruck und Herzfrequenz gemessen sowie die Sauerstoffsättigung im Gewebe mittels Pulsoxymetrie bestimmt.

4.5.2 Arterielle Blutgasanalyse

Zur Erhebung von Ausgangswerten des arteriellen $p\text{CO}_2$ und $p\text{O}_2$ wurde eine Blutgasanalyse durchgeführt. Das Blut wurde unter sterilen Kautelen aus der während der Untersuchung fixierten Kunststoffkanüle entnommen.

4.5.3 Kapnometrie – Kapnographie

Eine erste Messung der CO_2 -spezifischen Parameter erfolgte bei normofrequenter Atmung, d.h. 12 - 18 Atemzüge pro Minute in kombinierter Mund- und Nasenatmung. Die Probanden befanden sich in Atemruhelage, z. B. leicht erhöhter Oberkörper bei ca. 30° Kippung der Untersuchungsliege. Nach Abschluss dieser vorbereitenden Maßnahmen wurde dem Probanden eine Gesichtsmaske angepasst, die dem Teilnehmer gemäß dem Versuchsablauf verschiedene Sauerstoffkonzentrationen zuführte. Der kapnometrische CO_2 -Wert wurde durch einen selbstkalibrierbaren Infrarotsensor im Hauptstromverfahren, der an einem Schlauch der Sauerstoffmaske befestigt wurde, ermittelt. Die Messungen erfolgten fortlaufend während der gesamten Messphase.

4.5.4 Ermittlung des Stellenwertes der CO_2 – Messung beim Spontanatmenden

Nach Abschluss der Basismessungen hatten die Teilnehmerinnen und Teilnehmer wieder eine auf 10 Minuten festgelegte Ruhepause zur Adaptation.

Weitere Parameter wurden nach einer für jeden Teilnehmer randomisierter Abfolge des Messprotokolls ermittelt. Im Anschluss an die Grundmessung erfolgte nach Anlegen der Einwegsauerstoffmaske oder der Silikonmaske eine 1. Messung mit Maske nach fünf Minuten. Hier wurden Blutdruck, Herzfrequenz, aktuelle Sauerstoffsättigung im Gewebe, sowie ein kapnometrischer Mittelwert im Messprotokoll notiert.

Während der gesamten Untersuchung wurden mittels konstanter EKG-Ableitung, Pulsoxymetrie und Kapnographie kontinuierlich die Vitalfunktionen der Probanden überwacht.

Die 2. Messung mit Maske erfolgte fünf Minuten nach der 1. Messung. Hier wurde zusätzlich zu den Basismessungen eine arterielle Blutentnahme aus der liegenden Verweilkanüle durchgeführt und sofort dem bereitstehenden Blutgasanalysegerät zugeführt.

Während der verschiedenen Messgruppenabschnitte atmeten die Probanden mit angepasster Maske. Die inspiratorische Sauerstoffapplikation betrug je nach Versuchsablauf zur Raumluft: keine Sauerstoffzugabe, fünf Liter medizinisches O_2 oder mittels Demand-Ventil, die vom Probanden durch Inspiration benötigte Menge O_2 .

4.6 Statistische Verfahren

4.6.1 Prüfung der Normalverteilung

Die Prüfung der Normalverteilung wurde mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests durchgeführt.

Bei Normalverteilung wurde eine Varianzanalyse mit wiederholten Messungen verwendet, sonst wurde der Friedman-Test eingesetzt.

Zur Auswertung wurden Methoden benutzt, die keine Annahme der Normalverteilung voraussetzen.

4.6.2 Vergleichende Statistik und Signifikanzprüfung

Beim Vergleich der Messparameter ($p_a\text{CO}_2$ - EtCO_2) wurde wiederum bei der Annahme einer Normalverteilung die Korrelationsanalyse nach Pearson, sonst als Rangkorrelationskoeffizienz-Analyse nach Spearman, verwendet. Korrelationen sind demnach mit dem Korrelationskoeffizienten von Spearman quantifiziert worden.

Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt. Wahrscheinlichkeiten zwischen 5 % und 10 % wurden als Tendenz bewertet.

Ein Vergleich der 5 „Methoden“ wurde mit dem U-Test nach Mann-Whitney sowie dem Wilcoxon-Test beschrieben.

Alle Tests wurden 2-seitig durchgeführt.

Bei den zweidimensionalen Scannerplots mit Regressionsgerade wurde die Methode von Bland und Altman angewandt, ein Verfahren um die Übereinstimmung zwischen zwei diagnostischen Methoden darzustellen, wenn kein invasiver Goldstandard vergleichend zur Verfügung steht und die diagnostische Genauigkeit relativ zum etablierten Standard bestimmt werden soll. [7]

4.6.3 Auswertungsverfahren

Die gesammelten Daten wurden auf Studien-Mess-Protokollen (Messprotokolle siehe auch unter 4.4.3) festgehalten und in eine Excel-Datei (Microsoft: Excel:mac; USA) eingegeben. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des SPSS-Programm-Paketes, Version 10.0, am Institut für Statistik und Epidemiologie.

4.6.4 Graphische Darstellung

Die graphische Darstellung der Auswertung erfolgte in Box-Plot-Graphiken und im zweidimensionalen Scannerplot mit Regressionsgerade. Mit Hilfe der Box-Plot-Graphiken können Quantile gebildet werden, die eine gewichtete Messwert-Darstellung ermöglichen.

Bland und Altman Bias Plots: bei dieser Methode wird die Differenz gegenüber dem Mittelwert abgetragen. Dabei wird auf der X-Achse der Mittelwert beider Methoden aufgetragen und auf der Y-Achse die Differenz der beiden Verfahren.

5. Ergebnisse

5.1 Demographische Daten

Insgesamt wurden bei sechs Frauen und neun Männern im Alter zwischen 22 und 37 Jahren Daten erhoben.

Nach Anwendung der definierten Einschluss- und Ausschlusskriterien, sowie unter Berücksichtigung von Abbruchereignissen, konnten die Daten von insgesamt 15 Probandinnen und Probanden in die Untersuchung einbezogen und ausgewertet werden.

Probanden Nr.	Alter (Jahre)	männlich	weiblich	Körpergröße (cm)	Gewicht (kg)	BMI
1	27	x		178	86	27,1
2	22	x		187	96	27,5
3	33	x		191	99	27,1
4	33	x		185	90	26,3
5	32	x		181	74	22,6
6	31	x		190	102	28,3
7	37	x		178	79	24,9
8	24	x		184	80	23,6
9	23		x	168	58	20,5
10	33	x		178	80	25,2
11	24		x	178	75	23,7
12	26		x	170	70	24,2
13	24		x	170	75	26,0
14	26		x	182	89	26,9
15	30		x	174	70	23,1
Mittelwert	28	9	6	180	82	25,3
Standardabweichung	4,48			6,88	11,70	2,08

Tabelle 1: Demographische Daten der Probandenauswahl

Bezüglich Geschlechterverteilung, Altersstruktur und Body Mass Index (BMI) ist eine Vergleichbarkeit der Teilnehmer gegeben.

5.2 Organisatorische Auswahl

Keiner der Teilnehmerinnen und Teilnehmer musste von der Untersuchung ausgeschlossen werden. Ebenso wurde von keinem Probanden die Teilnahme an der Studie abgebrochen.

Bei allen Teilnehmern konnte ein fehlerfreier Studienablauf (wie in 4.4.4 beschrieben) durchgeführt werden. Es ergaben sich keine Komplikationen und die Studie ist bei allen Probanden problemlos abgelaufen.

5.3 Auswertung der einzelnen Messungen

5.3.1 Endtidales Kohlendioxid (EtCO₂)

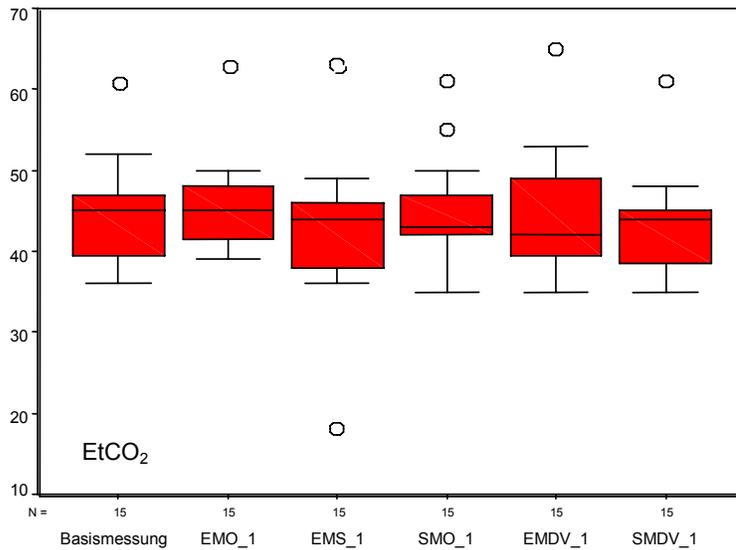


Abb. 13: Basismessung und 1. Messung EtCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Die Basismessung des EtCO₂ zeigt physiologische Werte mit einem Mittelwert von 44,6 mm Hg. Die Box-Plot Darstellungen der Basismessung, sowie der jeweils 1. Messung des endtidalen Kohlendioxids bei den verschiedenen Masken zeigen eine symmetrische Verteilung. Der Interquartilabstand ($\chi_{0,75} - \chi_{0,25}$) ist weitgehend ausgeglichen, es gibt vereinzelte Ausreißer. Der Median zeigt keine großen Unterschiede. Die Spannweiten sind ausgeglichen.

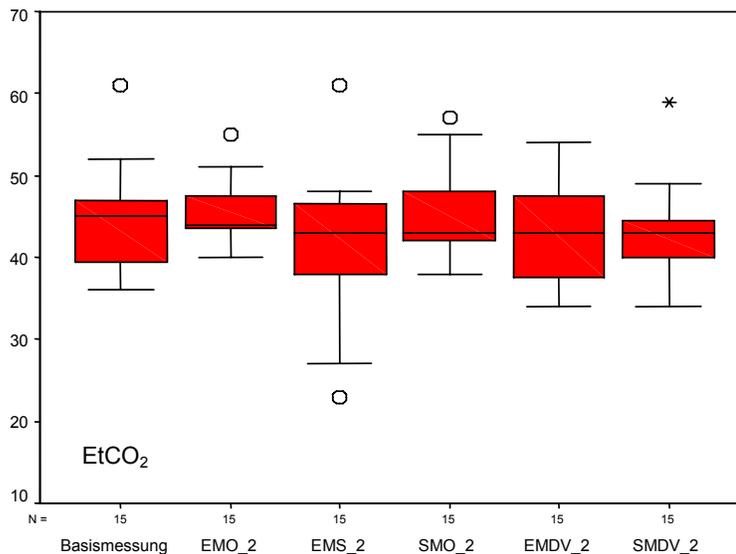


Abb. 14: Basismessung und 2. Messung EtCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Im Vergleich dazu zeigt sich in der graphischen Darstellung der 2. Messung des EtCO₂ ein „Whisker“ (sog. Endpunkt: der größte oder kleinste Beobachtungswert in einer Messung) der einen niedrigen EtCO₂-Wert bei der Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) beschreibt. Die übrigen Werte sind weitgehend symmetrisch und zeigen eine normale Streuung.

Es zeigen sich statistisch keine signifikanten Unterschiede innerhalb der fünf Maskentypen, sowie zwischen der 1. und 2. Messung.

5.3.2 Arteriell Kohlendioxid (p_aCO₂)

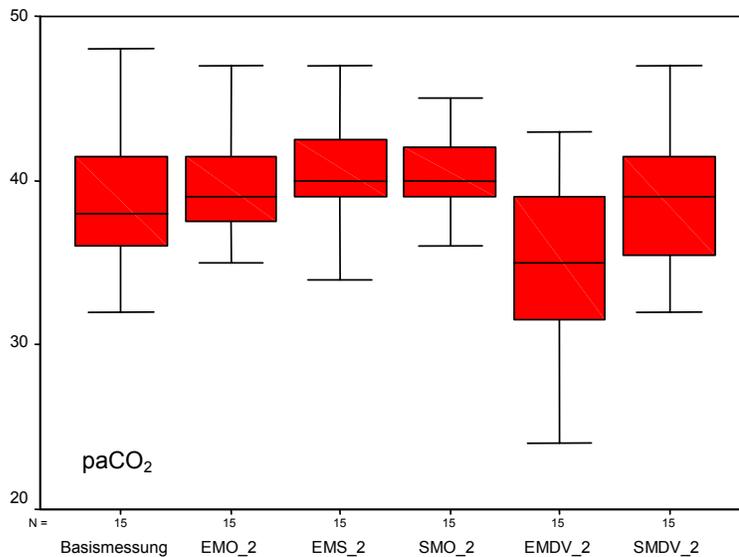


Abb. 15: Basismessung und 2. Messung von p_aCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Die Basismessung des p_aCO₂ hat einen ausgeglichenen Mittelwert von 39 mm Hg.

Die Werte des arteriellen Kohlendioxids wurden in der Basismessung und in der 2. Messung dokumentiert. Die Box-Plots zeigen insgesamt eine ausgeglichene Verteilung und eine normale Lage des Median. Die Streuung ist ausgeglichen, es zeigen sich keine Ausreißer oder Extremwerte. Die Spannweiten sind gleichmäßig.

Bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) zeigen sich eine Veränderung des Median-Wertes und eine größere Spannweite als bei den übrigen Messungen mit den anderen Masken. Im Vergleich zur Basismessung zeigen sich hier sichtbar geringere p_aCO₂-Werte als im Vergleich mit den übrigen Verfahren. Die niedrigeren p_aCO₂-Werte bei diesem Maskentyp weisen auf eine höher frequente Atmung der Probanden als bei den übrigen Masken hin.

Der Paarvergleich des p_aCO₂ mittels Mann-Whitney-U-Test ergibt signifikante Unterschiede zwischen folgenden Gruppen: EMO zu EMDV (p = 0,03), EMS zu EMDV (p = 0,01) sowie SMO zu EMDV (p = 0,01). Die Unterschiede geben ebenfalls einen Hinweis auf die Hyperventilation, die bei Verwendung des Demand-Ventils mit Einwegmaske auftrat.

5.3.3 EtCO₂ und p_aCO₂

Mittels des von Bland und Altman beschriebenen Verfahrens sollen hier das endtidal gemessene Kohlendioxid (EtCO₂) und das im arteriellen Blut gemessene CO₂ (p_aCO₂) der einzelnen verwendeten Maskentypen miteinander verglichen werden.

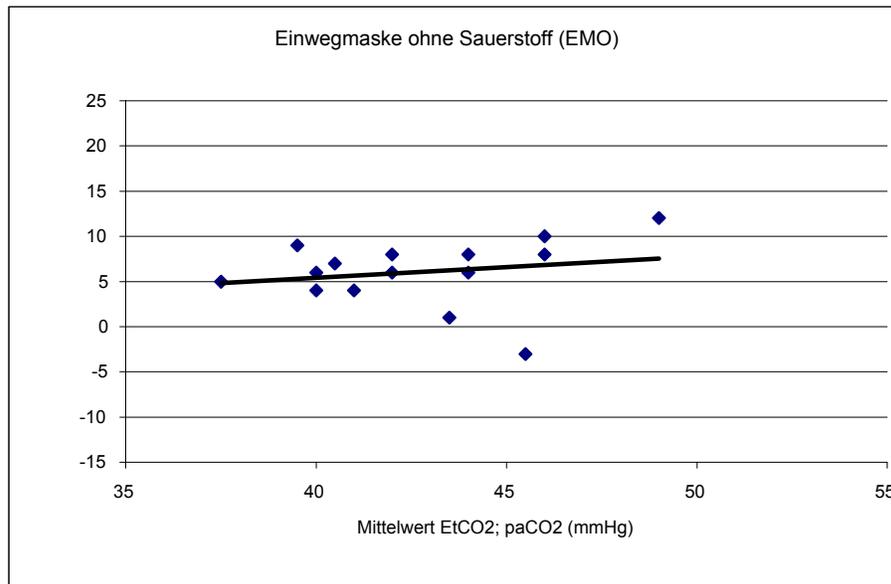


Abb. 16: Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO)

Die Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) zeigt eine mittelgute Übereinstimmung der Messwerte. Die Korrelation ist gut. Die p_aCO₂-Werte sind im Mittel um 5 mm Hg größer.

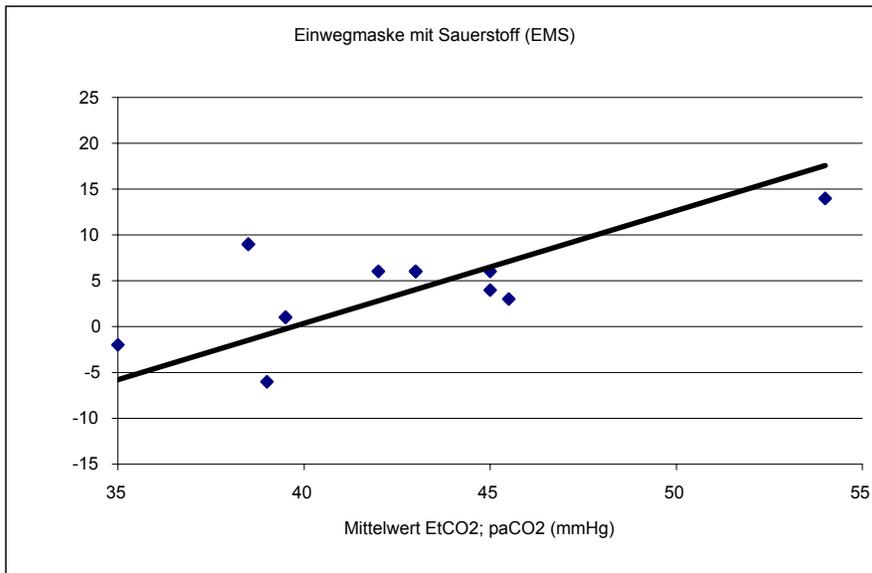


Abb. 17: Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS)

Bei der Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) zeigt sich eine hohe Abweichung bei den einzelnen Messwerten. Die Regressionsgerade ist steil und zeigt eine Abweichung ohne proportionalen Fehler. Im Vergleich zur Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) ist die Differenz von EtCO₂ minus p_aCO₂ und die Mittelwerte beider Messwertverfahren verändert.

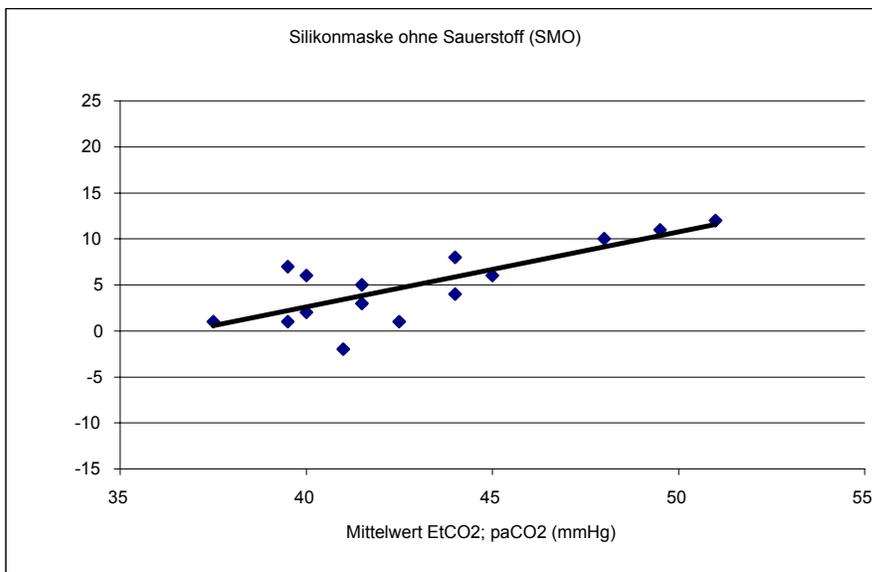


Abb. 18: Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO)

Die Abbildung oben zeigt die Messwerte der Silikonmaske ohne Sauerstoffapplikation (SMO). Hier findet sich eine mittlere Abweichung. Mit zunehmendem CO₂ wird die Differenz der Messwerte größer, es besteht jedoch eine lineare Beziehung zwischen den Werten. Je höher die arterielle Kohlendioxidkonzentration (p_aCO₂), umso größer erscheint der Messfehler.

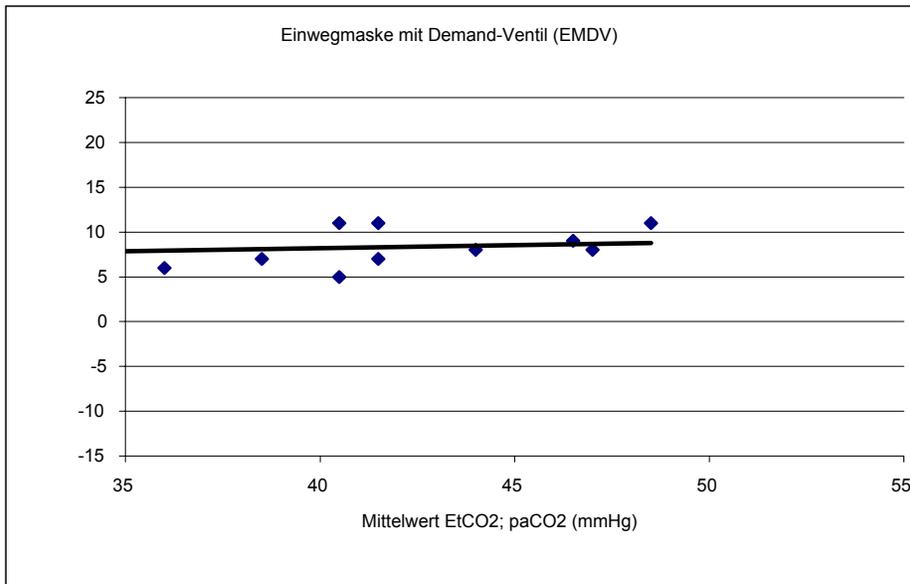


Abb. 19: Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV)

Bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) zeigt der Bias Plot nach Bland und Altman eine gute bis sehr gute Übereinstimmung. Die Regressionsgerade liegt annähernd parallel. Die Differenz der Messwerte ist gering.

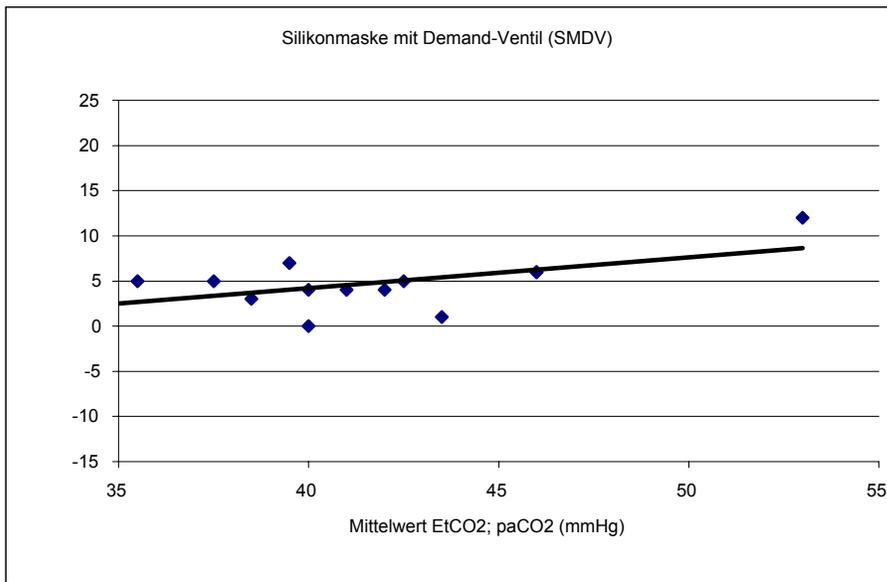


Abb. 20: Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV)

Die Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV) ist in der Übereinstimmung der Messwerte annähernd so gut wie die Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV). Hier findet sich jedoch ein höherer Einzelwert, der eine minimale Unterschätzung vom Mittelwert darstellt. Bei diesen Maskentypen liegen die gemessenen Werte sich am nächsten und haben nur geringe Abweichungen.

5.4 Verlaufsanalyse der Kontrollparameter

5.4.1 Sauerstoffsättigung (S_aO_2)

Die Sauerstoffsättigung wurde als Kontrollparameter beobachtet und erfasst. Sie unterlag einer normalen physiologischen Schwankung.

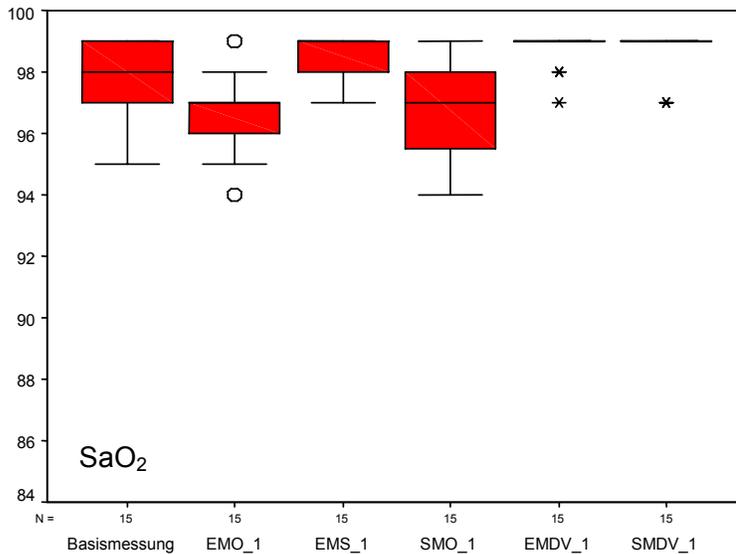


Abb. 21: Sauerstoffsättigung: Basismessung und 1. Messung - alle Masken (Y-Achse in %)

Die Messwerte liegen im Normbereich. Aufgrund nahezu linearer Messwerte bei den Masken mit Demand-Ventil (EMDV und SMDV) lässt sich bei der 1. Messung keine Spannweite in der Box-Plot-Graphik darstellen. Die niedrigsten Sauerstoffsättigungswerte wurden bei der Einwegmaske ohne Sauerstoff-Applikation (EMO) erfasst, die höchsten S_aO_2 -Werte finden sich bei der Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) sowie bei den Masken EMDV (Einwegmaske mit Demand-Ventil) und (SMDV) Silikonmaske mit Demand-Ventil.

Es zeigen sich einige bedeutsame Unterschiede vor allem im Vergleich von Masken mit Sauerstoffapplikation zu Masken ohne Sauerstoffapplikation. Die Sauerstoffsättigung bei Masken ohne O_2 -Zugabe war signifikant niedriger als bei Masken mit O_2 -Zugabe.

Signifikante Unterschiede im Vergleich der Maskentypen und der gemessenen Sauerstoffsättigungen mittels Pulsoxymetrie konnten bei der Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) im Vergleich zur Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) und der Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) im Vergleich zur Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) sowie bei der Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) im Vergleich zur Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) gemessen werden.

Bezeichnende Unterschiede lassen sich auch bei der Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV) im Vergleich zur Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) und der Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) darstellen.

Bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) konnten im Vergleich zur Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) wesentlich geringere Sauerstoffsättigungen im Mittel gemessen werden.

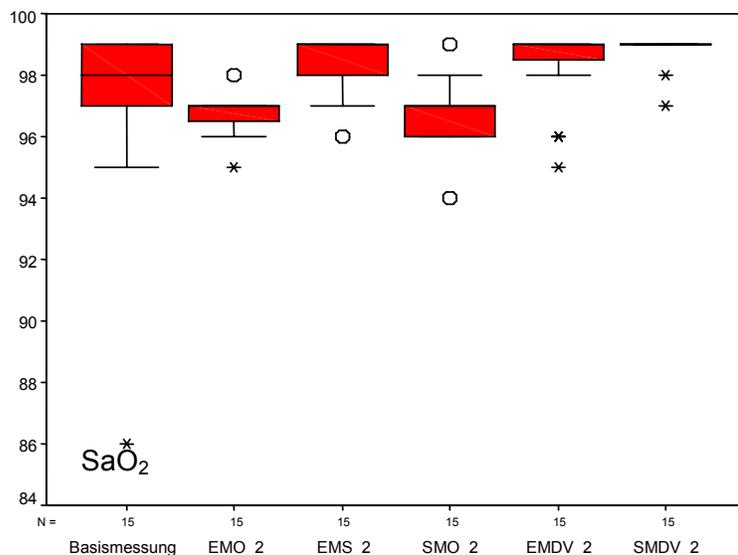


Abb. 22: Sauerstoffsättigung: Basismessung und 2. Messung - alle Masken (Y-Achse in %)

Bei der 2. Messung sind die Werte auch weiterhin konstant. Die Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) zeigt eine geringfügige Veränderung in der Spannweite.

Zwischen der 1. und 2. Messung gibt es kaum oder nur sehr geringe Unterschiede.

Auch hier sind signifikante Unterschiede im Vergleich der Maskentypen bei der Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) zur Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS), EMO zu Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV), Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) zur Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) auszumachen.

Genauso wie in der 1. Messung können bezeichnende Unterschiede bei der Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV) im Vergleich zur Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) und der Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) dargestellt werden.

Wie schon in der 1. Messung, gibt es bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) im Vergleich zur Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) eine wesentlich geringere Sauerstoffsättigung im Mittel.

5.4.2 Arterieller Sauerstoff (p_aO_2)

In der Basismessung sowie in der 2. Messung wurde der arterielle Sauerstoff erfasst. In der Basismessung ist der arterielle Sauerstoffpartialdruck bei allen Probanden physiologisch. Er unterlag bei der Einwegmaske mit und ohne Sauerstoff sowie mit Demand-Ventil einer normalen Schwankung.

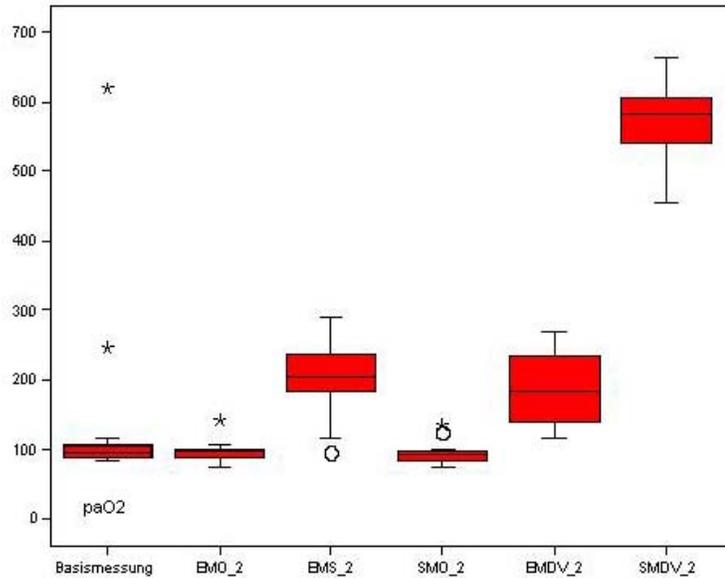


Abb. 23: Arterieller Sauerstoff: Basismessung und 2. Messung (Y-Achse in mm Hg)

Signifikante Unterschiede zeigen sich vor allem im Vergleich der verschiedenen Maskentypen. Auffällig ist ein starker Anstieg des Sauerstoffanteils im arteriellen Blut bei der Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV). Gegenüber der Basismessung zeigen sich höhere arterielle Werte vor allem bei der Einwegmaske mit Sauerstoffgabe (EMS) sowie bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV).

Ausnahmen lassen sich bei der Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO) im Vergleich mit der Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO) sowie beim Vergleich der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV) zur Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) darstellen, hier gibt es keine bezeichnenden Unterschiede.

5.4.3 Herzfrequenz (HF)

Die Herzfrequenz wurde als weiterer Kontrollparameter beobachtet und erfasst. Die gemessenen Werte lagen alle im Normbereich und zeigten physiologische Schwankungen.

Ein signifikanter Effekt bezüglich Erhöhung oder Verringerung wurde während der gesamten Messzeit nicht beobachtet. Während der ersten Messung sind die erfassten Daten in ihrer Verteilung symmetrisch. Die Verteilung der „zentralen“ 50 % Daten sind relativ gleich. Die Lage des Median variiert nur gering.

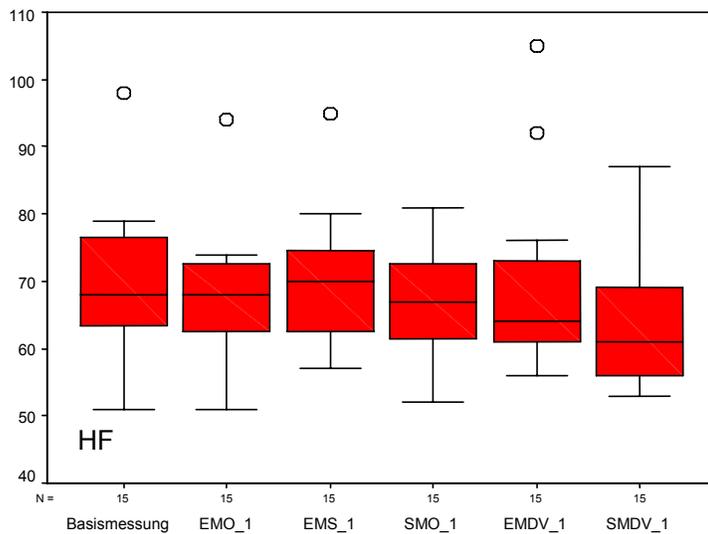


Abb. 24: Herzfrequenz: Basismessung und 1. Messung - alle Masken (Y-Achse in 1/min)

Die 2. Messung ist symmetrisch verteilt. Insgesamt sind die gemessenen Herzfrequenzwerte eher niedriger als während der 1. Messung.

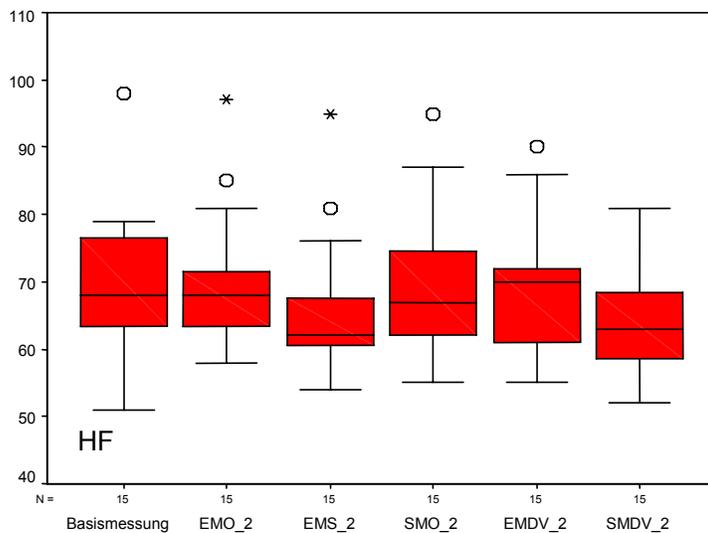


Abb. 25: Herzfrequenz: Basismessung und 2. Messung (Y-Achse in 1/min)

Einzige Ausnahme ist der Vergleich der 1. Messung bei der Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS) zur 2. Messung der Einwegmaske mit Sauerstoff, hier zeigt sich eine signifikante Veränderung. Die Herzfrequenz bei diesem Maskentyp ist in der zweiten Messung signifikant niedriger als noch in der 1. Messung ($p = 0,02$).

5.4.4 Blutdruck (RR)

Der systolische Blutdruck der Probandinnen und Probanden befand sich im physiologischen Normbereich. Es konnten keine deutlich messbaren Datenveränderungen im Messzeitraum aufgezeichnet werden. Keiner der Teilnehmerinnen und Teilnehmer hatte im Studienzeitraum als pathologisch zu bezeichnende Blutdruckwerte.

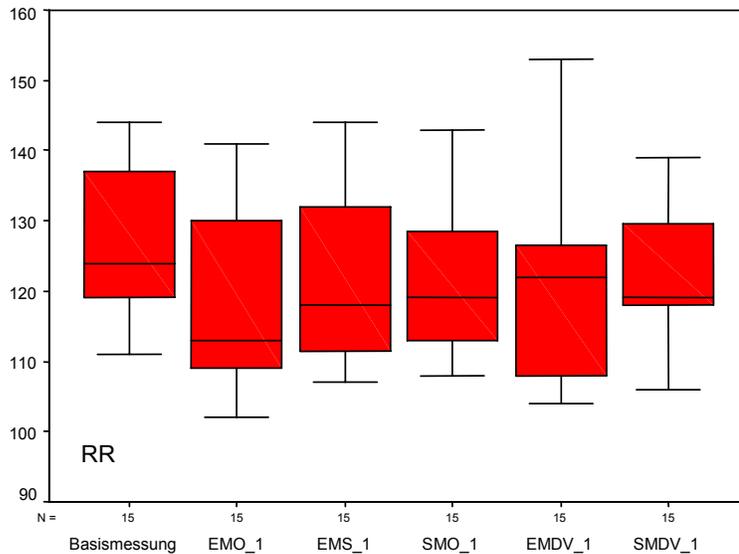


Abb. 26: Systolischer Blutdruck: Basismessung und 1. Messung (Y-Achse in mm Hg)

Im Messzeitraum der 1. Messung zeigt sich eine relative Symmetrie. Die höchste Spannweite zeigt sich bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV). Auch in der 2. Messung sind die Box-Plots weitgehend symmetrisch und die Spannweiten sind ausgeglichen.

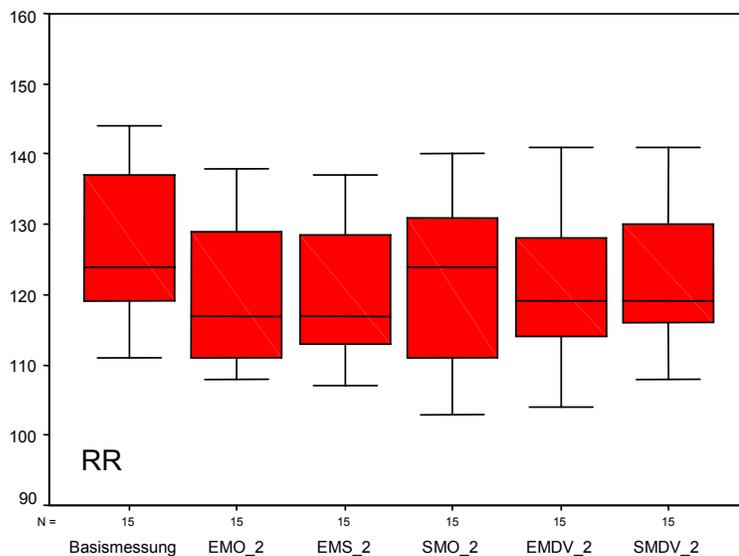


Abb. 27: Systolischer Blutdruck: Basismessung und 2. Messung (Y-Achse in mm Hg)

6. Diskussion

6.1 Vergleich der verschiedenen Ergebnisse

Die Kohlendioxidmessung hat in der Anästhesie und Notfallmedizin immer mehr Bedeutung erlangt. Üblicherweise wird die Kapnometrie im klinischen Bereich als Kontrolle der Beatmung in der Anästhesie und Intensivmedizin benutzt. Neben der Beurteilung der Ventilation erlaubt die Kapnometrie Aussagen über Hämodynamik und Metabolismus. Die Kapnometrie kann somit als Globalmonitor gelten. Ihr wird als höchst sensibler, aber unspezifischer Messmethode der höchste Sicherheitswert aller Überwachungsmethoden zugeschrieben. Die Kapnometrie ist ein nichtinvasives Verfahren und reagiert auf Änderungen der sie beeinflussenden Parameter schneller als beispielsweise die Pulsoxymetrie. [32]

Hauptindikator der Kapnometrie im Rettungsdienst ist der Nachweis einer trachealen Intubation, da bei einer ösophagealen Fehlintubation kein CO₂ nachweisbar ist. Weiterhin können die Luftwege während des Transportes auf Dislokation, Diskonnektion oder Abknicken der Tuben überwacht werden. Zusätzlich kann im Zusammenhang mit anderen Parametern, wie Blutdruck, Herzfrequenz oder EKG, ein Monitoring kritisch kranker Patienten durchgeführt werden. [45]

In der Literatur finden sich viele Empfehlungen zum Einsatz von Kapnometern in der Klinik und in der präklinischen Notfallmedizin [10; 11; 12; 19; 23; 25; 27; 35; 39; 64]. In den meisten Publikationen wird der Einsatz der Kapnometrie und Kapnographie bei intubierten und beatmeten Patienten beschrieben. Die überwiegende Anzahl empfiehlt das Verfahren und begrüßt einen weiten Einsatz.

Es gibt einige Störfaktoren, die Einfluss auf die Messgenauigkeit der Kapnometrie nehmen können. So finden sich in der Literatur Hinweise auf Störfaktoren, die die Aussagefähigkeit der Kapnometrie beeinträchtigen. Vor allem ausgeprägte Ventilations- und Perfusionsstörungen nehmen Einfluss auf die Messwerte [19; 20]. Pathologische Veränderungen wie Shunt-Vitien, Atelektasen und bestehende Erkrankungen (z. B. chronisch obstruktive Lungenerkrankungen und Asthma bronchiale mit bereits pathologischen Ausgangswerten) können die Messergebnisse verfälschen. [27; 78]

Bei der Probandenauswahl unserer Untersuchung sollten mögliche Störgrößen nicht auftreten. Aus diesem Grund wurden alle Probanden vorher untersucht, um mögliche Einflussfaktoren auszuschließen.

Es gibt keine Untersuchungen in Bezug auf Veränderungen der Atmung und CO₂-Empfindlichkeit in Abhängigkeit vom körperlichen Trainingszustand. Alle Probandinnen und Probanden waren 24 Stunden vor Messbeginn keiner körperlichen Belastung ausgesetzt.

Unsere Untersuchung hat gezeigt, dass die endtidale Messung von CO₂ möglich ist. Allerdings sind nicht alle verwendeten Masken mit und ohne Sauerstoffgabe geeignet, unverfälschte Ergebnisse zu erzielen. So war bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil nur in der arteriellen CO₂-Analyse ein erniedrigter Wert abzulesen, EtCO₂-Messung und Kontrollparameter blieben unbeeinflusst. Widerlegt werden konnte die in der Literatur diskutierte Hypothese, Probanden hätten Schwierigkeiten mit Masken zu atmen, weil die Sauerstoffmaske es unmöglich mache CO₂ schnell genug zu eliminieren. [36]. In keiner unserer Ergebnisse waren pathologische Kohlendioxidwerte messbar und keiner der Teilnehmerinnen und Teilnehmer der Studie berichtete von subjektiver Atemnot. Auch ein befürchteter Auswascheffekt, d.h. ein durch den stetigen Sauerstofffluss „verdünnter“ Kohlendioxidanteil in den Masken und somit eine Verfälschung des endtidal gemessenen Kohlendioxids konnte nicht beobachtet werden.

Das Ergebnis dieser Studie zeigt bei den untersuchten Maskentypen mit und ohne Sauerstoffapplikation insgesamt nur wenige signifikante Veränderungen.

Die endtidal erhobenen Kohlendioxid-Werte zeigten, je nach verwendetem Verfahren, Unterschiede zu den arteriellen CO₂-Werten und sind deshalb nur unterschiedlich gut geeignet, in der klinischen Medizin eingesetzt zu werden.

Die genaueste Übereinstimmung zeigte sich bei der Verwendung der Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV) sowie bei Verwendung der Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV). Bei der Untersuchung der Einwegmaske mit Demand-Ventil zeigten sich bei allen Probanden niedrigere p_aCO₂-Werte, was auf eine höhere Atemfrequenz bei Benutzung dieses Maskentyps hinweist. Dieser Unterschied war im Vergleich zu den anderen Verfahren (EMO, EMS, SMO) und unter Ausnahme von SMDV signifikant.

Eine mögliche Erklärung dieser erhöhten Atemfrequenz könnte durch eine kompensatorische Erhöhung des Atemminutenvolumens bedingt sein, wie es auch bei Sportgerätetauchern zu beobachten ist, wobei nur ein minimaler Effekt auf den Sauerstoffgehalt auszumachen ist. Das Demand-Ventil in unserer Untersuchung verleitet hier zu tieferen und häufigeren Atemzügen. [75]

Es wurden für die Untersuchung nur Versuchspersonen zugelassen, bei denen keine bekannten pulmonalen Beschwerden vorlagen. Raucher wurden von der Studie ausgeschlossen. [40]

6.2 Methodische Durchführbarkeit der Versuche

Die Methode der CO₂-Messung beim spontanatmenden Menschen mit und ohne Sauerstoffapplikation wird in der Praxis schon häufig durchgeführt, jedoch hauptsächlich als nichtqualitatives Überwachungselement im Rahmen von Eingriffen in Lokalanästhesie oder nach Applikation von Sedativa. Dabei wird die Kapnometrie zur Atemfrequenzbestimmung und zum Ausschluss von Apnoeoxygenierung eingesetzt. Die gemessenen Kohlendioxidwerte sind sehr unterschiedlich und die Messvorrichtungen meist individuell gestaltet.

Wenige Studien zeigen die Möglichkeit für einen Einsatz und die Interpretation der in der Ausatemluft gemessenen CO₂-Werte beim nicht intubierten Patienten.

Barton und Wang zeigten in ihrer Studie [4] mit 78 Patienten (Durchschnittsalter der Patienten war 56,8 Jahre) in einer amerikanischen Notaufnahme, dass es nach Messung von endtidalem Kohlendioxid gut möglich ist, eine erste Einschätzung der Patienten vorzunehmen. Sie beschreiben jedoch am Anfang der Studie, dass es signifikante Unterschiede bei der Art der Probengewinnung von Kohlendioxidwerten bei nicht intubierten Patienten gibt. Die Autoren nahmen zuerst Proben über eine nasale Kanüle im Nebenstromverfahren und führten gleichzeitig eine arterielle CO₂-Bestimmung aus der Arteria radialis mit Hilfe eines Blutgasanalysegerätes durch. Später wechselten sie das Verfahren und verwendeten statt der nasalen Kanüle den Adapter eines handelsüblichen Kapnometers, der sonst auf den Endotrachealtubus aufgesetzt wird; hier mussten die Patienten hindurchatmen. Bei beiden Verfahren wurden jeweils die maximal gemessenen Werte notiert.

Es zeigten sich äußerst unterschiedliche Messergebnisse bei Verwendung der nasalen Kanüle; die Korrelation zwischen endtidalem CO₂ und p_aCO₂ (arteriellem Kohlendioxid) war deutlich höher. Die beste Übereinstimmung zwischen endtidalen und arteriellen Werten fanden die Autoren bei Patienten, die weder eine Azidose noch Alkalose aufwiesen, sowie bei Patienten ohne nennenswerte Hyper- oder Hypokapnie. Diese Pilotstudie legt nahe, dass endtidales Kohlendioxid gut mit arteriellem Kohlendioxid korreliert. Die Studie wurde bei Patienten, die sich in der Notaufnahme mit einem weiten Spektrum an möglichen Diagnosen vorstellten, durchgeführt. Die Korrelation war bei Patienten mit Azidose und Hypokapnie besser als bei Patienten mit Alkalose und Hyperkapnie.

Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die endtidale Kohlendioxidbestimmung ein nichtinvasives, preisgünstiges und einfach durchzuführendes Verfahren ist, dessen weitere Entwicklung förderungswürdig und anzustreben ist. [4]

Bei einer weiteren Untersuchung konnten Lenz und Heipertz [38] zeigen, dass die gemessenen Werte (endtidales und arterielles CO₂) sich nur unwesentlich unterscheiden. Allerdings wurde die Untersuchung der beiden Autoren nach Extubation der Patienten durchgeführt, was vermuten lässt, dass die Patienten einigermaßen ruhig und unbeeinflusst atmeten. Die Proben wurden hier wiederum mittels speziellem, nasalem Katheters gewonnen und im Seitenstromverfahren analysiert.

Die einzelnen Patienten hatten im Gruppenvergleich der gesamten Messwerte zum Teil sehr unterschiedliche Ergebnis-Werte. Bei den einzelnen Patienten zeigten sich im Verlauf der Messung sehr stabile und gleichbleibende Individual-Messwerte.

Die Autoren empfehlen das Verfahren als nichtinvasives, günstiges Verfahren zur Überwachung der Atmung bei nichtintubierten, spontanatmenden Patienten. [38]

Egleston und Lambert [18] untersuchten in ihrer Studie die Kapnographie bei nicht intubierten, spontanatmenden Patienten in einer Notaufnahme. Die Autoren benutzten die expiratorische Kapnographie als Indikator einer Atemwegsobstruktion bei nicht intubierten Schockraumpatienten. Hierzu mussten die Patienten, die von den Versuchsleitern ausgewählt wurden, einen ausgedehnten Atemzug machen, während mit einer nasalen Kanüle die kapnometrische Messung durchgeführt wurde.

Ziel der Studie war es, Atemwegsobstruktionen frühzeitig durch eine Veränderung der Kurve des Kapnogramms zu erkennen. Die Untersuchung an 38 Notfallpatienten zeigte, dass endtidal gemessenes CO₂ vergleichbar mit arteriell gemessenen CO₂ war, und somit Rückschlüsse auf den Zustand der Patienten möglich waren.

Die Empfehlung der Autoren ist, die nasale Kapnographie einzusetzen, da sie ein nicht invasives Verfahren ist und nicht zu stark von der Compliance des Patienten abhängt. Als besonders positiv bewerten die Autoren, dass bei der Verwendung der nasalen Kapnographie Sauerstoffgaben oder Vernebelungen mit Medikamenten während der Messungen nicht unterbrochen werden müssen. Die Messergebnisse sind zeitnah und in einer einfachen Kurvenform sichtbar. [18]

Zusammenfassend erlaubt die Methode der endtidalen Messung von Kohlendioxid bei nichtintubierten Menschen den Vorteil einer nichtinvasiven Bestimmung des CO₂ in der Ausatemluft.

Wir konnten zeigen, dass auch neben der therapeutischen Verwendung von Sauerstoff über handelsübliche Masken und bei Verwendung eines Demand-Ventils sinnvoll zu interpretierende Werte mit hoher Übereinstimmung zum p_aCO₂ möglich sind.

Die getesteten Masken und Sauerstoffapplikationsformen entsprechen den handelsüblichen, in der täglichen Klinikroutine verwendeten, Materialien.

Durch unterschiedliche Varianten des Anlegens können sich Unterschiede in der Zirkulation ergeben. Um diese Varianz während unserer Untersuchungen so gering wie möglich zu halten und die Vergleichbarkeit der Messergebnisse zu gewährleisten, wurden die Masken standardisiert vom Untersucher angelegt.

6.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Hypothese, dass es ein qualitativ ausreichendes Messverfahren zur Erfassung des endtidalen Kohlendioxids beim nichtintubierten Probanden gibt, bewiesen. Bei Verwendung einer Silikonmaske mit Demand-Ventil stimmten das endtidal erfasste und das im arteriellen Blut gemessene CO₂ gut überein.

Während der Messzeit im bestehenden Versuchsaufbau kam es zu keiner signifikanten Veränderung der Kontrollparameter (S_aO₂, p_aO₂, HF, RR). Eine Veränderung der CO₂-Werte bei der Einwegmaske mit Demand-Ventil könnte auf eine Hyperventilation hinweisen; dieser Effekt hatte jedoch keinerlei Auswirkungen auf die übrigen Kontrollparameter.

Die Kapnographie bei nichtintubierten Patienten kann wichtige Hinweise auf den aktuellen Gesundheitszustand bei Notfallpatienten erbringen. Die Kapnometrie in der Notfallmedizin wird vor allem zur Überwachung von intubierten Patienten eingesetzt, zur Kontrolle der Luftwege, der Ventilation sowie der Zirkulation und des Metabolismus. Einige Autoren konnten zeigen, dass Notfall- und vor allem Traumapatienten zum Teil unbeabsichtigt hyperventiliert wurden. [19; 23; 32; 35; 45; 46; 77]

Die Kapnometrie wird in der Literatur für Patienten, die einer Überwachung bedürfen, empfohlen. Die Bestimmung des expiratorischen CO₂ durch die Kapnometrie kann als universelles Überwachungsverfahren lebenswichtiger Körperfunktionen angesehen werden. [12; 25; 27; 39; 43]

Indikation und Einsatz der Kapnometrie wird in der Fachliteratur zwar häufig vor allem bei intubierten und beatmeten Patienten beschrieben, hier wäre aber die Bestimmung des CO₂ beim spontanatmenden Patienten als Ergänzung sinnvoll.

Die Autoren Pasch und Zollinger beschreiben als Situation zum Einsatz der Kapnometrie folgende Kriterien: Zur Verifizierung der Tubuslage - ob Atemwege oder Ösophagus intubiert sind, zur Überprüfung der Ventilation - ob diese vorhanden und angemessen ist, zur Überprüfung des Atemsystems auf Dichtigkeit und Durchgängigkeit, und um eine Obstruktion der Atemwege auszuschließen. Im Bezug auf Stoffwechsel und Kreislauf prüfen die Autoren die Fragestellung, ob eine Änderung von CO₂-Produktion oder Herzzeitvolumen (bei konstanter Ventilation) gegeben ist. Im Falle einer Lungenembolie würde ein schneller Abfall des endtidalen Kohlendioxids angezeigt werden. [52]

Die Kapnographie wurde im Zusammenhang mit kardiopulmonalen Reanimationen hinsichtlich ihres „Outcome“ untersucht. Hier stellt die Messung des endtidalen Kohlendioxids ein wertvolles Werkzeug beim Management eines Herzstillstandes dar, da das EtCO₂ gut mit dem kardialen Output korreliert. [14; 20]

Kinder profitieren von einer nichtinvasiven Messung des CO₂ in der Atemluft, wobei es unerheblich ist, ob das endtidale Kohlendioxid mittels oraler oder nasaler Kanüle kapnometrisch gemessen wird. [1]

Von klinischem Interesse ist in der vorliegenden Studie die Möglichkeit, Sauerstoff zu applizieren. Das Ziel sollte sein, eine weitgehend unbeeinflusste Behandlung von Patienten zu gewährleisten, und die Option der unbeeinträchtigten Medikamentengabe (Sauerstoff oder Vernebeln von Arzneimitteln) sicherzustellen, ohne die CO₂-Messung unterbrechen zu müssen.

Diese Untersuchung soll die klinische Anwendung der Kapnometrie bei spontanatmenden, nichtintubierten Patienten unterstützen, als sinnvolles, nichtinvasives Verfahren mit hohem Praktikabilitäts-Aspekt.

7. Zusammenfassung

Die CO₂-Messung beim spontanatmenden Menschen stellt ein nicht invasives, kostengünstiges und einfach durchzuführendes Verfahren dar. Die gleichzeitige Möglichkeit, während der Messung des Kohlendioxidanteils in der Atemluft ohne Unterbrechungen Sauerstoff zu applizieren, stellt einen zusätzlichen Vorteil dar.

In unserer Untersuchung konnten wir zeigen, dass es grundsätzlich möglich ist, CO₂-Messungen bei spontanatmenden Probanden durchzuführen, ebenso wie eine parallele Sauerstoffgabe während der Messungen.

Im Ergebnis zeigten sich jedoch Unterschiede bei der Wahl der Verfahren. So war die CO₂-Bestimmung zwar bei allen von uns verwendeten Maskentypen zu verwirklichen, die Qualität der Messung aber nur bei zwei Masken kontinuierlich gut genug, um eine medizinisch relevante Aussage treffen zu können. Bei Verwendung einer Silikonmaske mit Demand-Ventil stimmten das endtidale erfasste und das im arteriellen Blut gemessene CO₂ gut überein. Die Einwegmaske mit Demand-Ventil veranlasste die Probanden zu leichter Hyperventilation, ohne jedoch Kontrollparameter zu beeinflussen.

Die Kapnometrie und Kapnographie ist ein zeitnah messendes Instrument um Patientinnen und Patienten, vor allem in der Akut- und Intensivmedizin, sowie während der anästhesiologischen Betreuung, überwachen zu können. Das Ziel, die endtidale Kohlendioxid-Bestimmung nicht nur bei intubierten und beatmeten Erwachsenen und Kindern als medizinisches Hilfsmittel einsetzen zu können, ist verlockend, aber von der Art des Verfahrens beim Spontanatmenden stark abhängig.

Diese Untersuchung sollte Anlass geben, weitere Studien bei spontanatmenden Patienten durchzuführen, und die Hersteller von Kapnometern weiter dazu aufrufen, praxisnahe Konzepte zur Durchführung der endtidalen CO₂-Bestimmung zu erproben.

8. Literaturverzeichnis

- 1 Abramo TJ, Cowan MR, Scott SM, Primm PA, Wiebe RA, Signs M: Comparison of pediatric end-tidal CO₂ measured with nasal/oral cannula circuit and capillary PCO₂.
Am J Emerg Med (1995) 1: 30-33
- 2 Anton WR, Gordon RW, Jordan TM: A disposable end-tidal CO₂ detector to verify endotracheal intubation. Ann Emerg Med (1991) 20: 271–275
- 3 Asplin BR, White RD: Prognostic value of end-tidal carbon dioxide pressures during out-of-hospital cardiac arrest. Ann Emerg Med (1995) 25: 756–761
- 4 Barton Ch, Wang E: Correlation of end-tidal CO₂ measurements to arterial PaCO₂ in Nonintubated Patients. Ann Emerg Med (1994) 3: 560-563
- 5 Biedler A, Wilhelm W, Grüneß V, Kleinschmidt S, Berg K, Mertzlufft F: Überprüfung von CO₂-Meßgenauigkeit und CO₂-Bereichspräzision zweier für den potentiellen Einsatz im Rettungsdienst konzipierter Kapnometer. Anaesthesist (1996) 45: 957–964
- 6 Biedler A, Wilhelm W, Mertzlufft F: Portable capnographs in emergency care: a comparison of equipment. Anaesthesiol Reanim (1999) 3: 71-78
- 7 Bland JM, Altman DG: Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies
Statistician (1983) 32: 307-317
- 8 Böbel M, Dürner S, Lederer B, Domres B: „Kapnometrie in der präklinischen Notfallmedizin“
Rettungsdienst (1996) 4: 24-28
- 9 Böbel M, Graf S, Geitner K, Jaki R, Domres B: Bestimmung der arterio-endexpiratorischen CO₂-Differenzen in der präklinischen Versorgungsphase. Notarzt (1997) 13: 126-131
- 10 Brambrink A: Die CO₂-Messung im Atemgas. Anaesthesist (1997) 46: 604-612
- 11 Brambrink A: Kompakter Atemmonitor für die präklinische Überwachung von Notfallpatienten.
Notfallmedizin (1998) 24: 80-86
- 12 Brambrink A: Transportable Kapnometer. Notfallmedizin (1992) 18: 272–276
- 13 Brunner JX, Westenskow DR: How the rise time of carbon dioxide analysers influences the accuracy of carbon dioxide measurements. Br J Anaesth (1988) 61: 628-638
- 14 Callaham M, Barton C: Prediction of out-come of cardiopulmonary resuscitation from end-tidal carbon dioxide concentration. Crit Care Med (1990) 18: 358–362

- 15 Chhibber A, Koando J, Roterts W : Relationship between end-tidal and arterial carbon dioxide with laryngeal mask airways and endotracheal tubes in children.
Anesth Analg (1996) 82: 247-250
- 16 Cinnella G, Dambrosio M, Breinza N, Bruno F, Brienza A: Compliance and capnography monitoring during independent lung ventilation: Report of two cases.
Anesthesiology (2000) 93: 275-278
- 17 Dominguez E: Carbon dioxide monitoring during deep conscious sedation using nasopharyngeal airways Anesthesiology (1999) 4: 1177-1178
- 18 Egleston CV, Ben Aslam H, Lambert MA: Capnography for monitoring non-intubated spontaneously breathing patients in an emergency room setting.
J Accid Emerg Med (1997) 4: 222-224
- 19 Enslé G, Altemeyer KH: Arterio-endexpiratorische CO₂-Differenz bei beatmeten Patienten in der Notfallmedizin. Notfall & Rettungsmedizin (1998) 1: 374-354
- 20 Entholzner E, Felber A, Mielke L, Hargasser S, Breinbauer B, v. Hundelshausen B, Hipp R: Wertigkeit der endexpiratorischen CO₂-Messung bei der Reanimation.
Anästhesiol Intensivmed Schmerzther (1992) 27: 473-476
- 21 Flanagan J, Wheeler T, Burney C, Tobias JD. Non-invasive monitoring of endtidal CO₂ in spontaneously breathing children. Anesthesiology (1993) 70: A 1159
- 22 Frei G, Konrad H: Die arteriell-endtidale CO₂-Partialdruckmessung während der Anästhesie.
Anaesthesist (1990) 44: 101-107
- 23 Helm M, Hauke J, Sauermüller G, Lampl L, Bock KH: Zur Qualität notärztlicher Beatmung.
Unfallchirurg (1999) 102: 347-353
- 24 Helm M, Lampl L, Hauke J, Bock KH: Akzidentelle Hypothermie bei Traumapatienten.
Anaesthesist (1995) 44: 101-107
- 25 Helm M, Lampl L, Mutzbauer T, Bock KH: Semiquantitative Kapnometrie – hilfreich in der Verifizierung der Tubuslage bei Traumapatienten? Unfallchirurg (1996) 99: 11–16
- 26 Hunnius: Pharmazeutisches Wörterbuch. Walter de Gruyter Verlag Berlin, New York,
7. Auflage (1993)
- 27 Jantzen JP, Hennes HJ: Präklinische Kapnometrie – ein richtungsweisender Fortschritt.
Notfallmedizin (1991) 17: 450–456
- 28 Jöhr M: Kinderanästhesie. Urban & Fischer Verlag München, Jena; 5. Auflage (1999) 142

- 29 Jones N, Robertson D, Kane J: Difference between end-tidal and arterial PCO₂ in exercise. *J appl Physiol* (1979) 47: 954-960
- 30 Kalenda Z: The capnogram as a guide to the efficiency of cardiac massage. *Resuscitation* (1978) 6: 259
- 31 Kempen P: Cost-efficient end-tidal carbon dioxide monitoring via Hudson-style mask. *Anesthesiology* (1999) 4: 1176-1177
- 32 Koch A, Schneider Th: Kapnometrie im Notarztwagen. *Notfallmedizin* (1996) 22: 234–238
- 33 Kretz FJ: Monitoring und Narkosesysteme in der Kinderanästhesie. In: *Anästhesiologie*. Kochs E, Krier C, Buzello W, Adams HA (Hrsg.); Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 1. Auflage (2001) 1369-1370
- 34 Kruse JA: Searching for the perfect indicator of dysoxia. *Crit Care Med* (1999) 3:469-71
- 35 Lackner C, Reith M, Ruppert M, Netzsch C, Widmann J, Hofmann-Kiefer K, Stolpe E, Stöckel S, Bayeff-Filloff M, Zipperlen G, Felder N: Prähospitaler Intubation und Verifizierung der endotrachealen Tubuslage. *Notfall & Rettungsmedizin* (2002) 5: 430-440
- 36 Langer RA: Simple modification of a medium concentration (Hudson type) oxygen mask improves patient comfort and respiratory monitoring with capnography. *Anesth Analg* (1996) 1: 202
- 37 Larsen R: Überwachung und Monitoring. In: *Anästhesie*. Larsen R. (Hrsg.); Urban & Fischer Verlag München, Jena; 7. Auflage (2002) 645
- 38 Lenz G, Heipertz W, Epple E: Capnometry for continuous postoperative monitoring of nonintubated, spontaneously breathing patients. *J Clin Monit* (1991) 7: 245-248
- 39 Lillie PE, Roberts JG: Carbon dioxide monitoring. *Anaesth Intens Care* (1988) 16: 41-44
- 40 Liu SY, Lee TS, Bongard F: Accuracy of capnography in nonintubated surgical patients. *Chest* (1992) 5: 1512-1515
- 41 Livingston M. Questions use of nasal cannula for oxygen supplementation during cataract surgery. *Anesthesiology* (1999) 91: 1176
- 42 Loughnan TE, Monagle J, Copland JM, Ranjan P, Chen MF: A comparison of carbon dioxide monitoring and oxygenation between facemask and divided nasal cannula. *Anaesth Intensive Care* (2000) 2: 151-154
- 43 MacLeod BA, Heller MB, Gerard J: Verification of endotracheal tube placement with colorimetric endtidal CO₂ detection. *Ann Emerg Med* (1991) 20: 267–270

- 44 Martin GB, Gentile NT, Paradis NA: Effect of epinephrine on end-tidal carbon dioxide monitoring during CPR. *Ann Emerg Med* (1990) 19: 396–398
- 45 Meissner E, Fabel H: Atemnotanfälle im Rettungsdienst. *Notfall & Rettungsmedizin* (2000) 3: 492-503
- 46 Merzlufft F, Biedler A, Risch A: Invasives Monitoring des pulmonalen Gasaustausches. *Intensivmed* (1998) 35: Suppl 1, 36-42
- 47 Neidhart G, Kovacs A, Bremerich D, Kessler P: Remifentanyl/Propofol zur bronchoskopischen Wachintubation unter Kapnographiekontrolle. *Anaesthesist* (2000) 49: 523-526
- 48 Noe F, Whitty A, Davies K, Wickham B: Noninvasive Measurement of pulmonary gas exchange during general anesthesia. *Anesth Analg* (1980) 59: 263-269
- 49 Osborn J: Use of end-tidal PCO₂ in monitoring. *Practical cardiology in Pulmonary Clinic*. Medical Economics Publishing (1982) 1-8
- 50 Pan P. A choking hazard during nasal end-tidal CO₂ Monitoring. *Anesthesiology* (1997) 87: 451
- 51 Pankow W, Becker H: Langzeitmonitoring der Atemfunktion und der Blutgase. *Internist* (1997) 38: 820-829
- 52 Pasch Th, Zollinger A: Respiratorische Funktion. In: *Anästhesiologie*. Kochs E, Krier C, Buzello W, Adams HA (Hrsg.); Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 1. Auflage (2001) 474-478
- 53 Pfenninger E, Ahnefeld F, Kilian J, Dell U: Das Verhalten der Blutgase bei Schädel-Hirn-traumatisierten Patienten am Unfallort und bei der Klinikaufnahme. *Anaesthesist* (1987) 36: 570-576
- 54 Pierce JD, Gerald K: Differences in end-tidal Carbon dioxide and breathing patterns in ventilator-dependent patients using pressure support ventilation. *AmJCC* (1994) 3: 276-281
- 55 Pond D, Jaffe R, Brock-Utne J: Failure to detect CO₂-absorbent exhaustion: seeing and believing. *Anesthesiology* (2000) 92: 1196-1198
- 56 Prause G, Hetz H, Doppler R: Die präklinische Blutgasanalyse – Teil 1. *Anaesthesist* (1998) 47: 400-405
- 57 Prause G, Hetz H, Doppler R: Die präklinische Blutgasanalyse – Teil 2. *Anaesthesist* (1998) 47: 490-495

- 58 Prause G, Hetz H, Lauda P, Pojer H, Smolle-Juettner F, Smolle J: A comparison of the end-tidal-CO₂ documented by capnometry and the arterial pCO₂ in emergency patients. *Resuscitation* (1997) 2: 14514-8
- 59 Pschyrembel W: *Klinisches Wörterbuch*. Walter de Gruyter Verlag Berlin, New York, 258. Auflage (1998)
- 60 Reah G: Nasal cannulae and capnography for all. *Anaesthesia* (1995) 1: 95-96
- 61 Reamer D, Francis D, Philip J, Gabel R: Variation in PCO₂ between arterial blood and peak expired gas during anesthesia. *Anesth Analg* (1983) 62: 1065-1069
- 62 Reichle M, Pinter W, Oettle E, Amendt R: Kapnometrie im Luftrettungsdienst – Experimentelle Untersuchung zur Genauigkeit von drei CO₂-Analysatoren in der Unterdruckkammer. *Anästhesiol Intensivmed Schmerzther* (1994) 29: 487-491
- 63 Roewer N, Thiel H: *Anästhesie compact*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 2. Auflage (2001) 43-45
- 64 Rossi R: Kapnographie im Notarztdienst. *Notarzt* (1994) 10: 19-22
- 65 Silbernagel S, Despopoulos A: *Taschenatlas der Physiologie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 4. Auflage (1991)
- 66 Stiebel W: Intraoperative Standardüberwachung des Patienten. In: *Die Anästhesie: Grundlagen und Praxis*. Striebel W (Hrsg.); Schattauer Verlag Stuttgart, New York 1. Auflage (2003) 241: 443-444
- 67 Thews G: Atemgastransport und Säure-Basen-Status des Blutes; CO₂-Transportfunktion des Blutes. In: *Physiologie des Menschen*. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 614-615
- 68 Thews G: Atemgastransport und Säure-Basen-Status des Blutes; O₂-Transportfunktion des Blutes. In: *Physiologie des Menschen*. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 608
- 69 Thews G: Atmung, Lungenperfusion und Arterialisierung des Blutes. In: *Physiologie des Menschen*. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 589-590
- 70 Thews G: Atmung; Lungenatmung. In: *Physiologie des Menschen*. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 565
- 71 Thews G: Atmung; Pulmonaler Gasaustausch. In: *Physiologie des Menschen*. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 586

- 72 Turner K, Sandler A, Vosu H. End tidal CO₂ monitoring in spontaneously breathing adults. *Can J Anaest* (1989) 36: 248-249
- 73 Weeks DB: Nasal end-tidal CO₂ monitoring. *Anesthesiology* (1998) 2: 547
- 74 Whitesell R, Asiddao C, Gollman D, Jablonski J: Relationship between arterial and peak expired carbon dioxide pressure during anesthesia and factors influencing the difference. *Anesth Analg* (1981) 60: 508-512
- 75 Wilmshurst P: ABC of oxygen: Divinig and oxygen. *BMJ* (1998) 317: 996-999
- 76 Wright SW: Conscious sedation in the emergency department: the value of capnography and pulse oximetry. *Ann Emerg Med* (1992) 5: 551-555
- 77 Yamanaka M, Sue D. Comparison of arterial-end-tidal pCO₂ difference and dead space/tidal volume ratio in respiratory failure. *Chest* (1987) 92: 832-835
- 78 Zander R, Mertzluft F: Überprüfung der Präzision von Kapnometern. *Anästhesiol Intensiv Notfallmed Schmerzther* (1992) 27: 42-50
- 79 Zander R: Sauerstoff-Transport im Blut. In: *Anästhesiologie*. Kochs E, Krier C, Buzello W, Adams HA (Hrsg.); Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 1. Auflage (2001) 87-88
- 80 Zander R: Säure-Basen-Haushalt. In: *Anästhesiologie*. Kochs E, Krier C, Buzello W, Adams HA (Hrsg.); Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 1. Auflage (2001) 121-123

9. Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Chemische Reaktion im Erythrozyten beim Gasaustausch im Gewebe (links) und in der Lunge (rechts)

Thews G: Atemgastransport und Säure-Basen-Status des Blutes; CO₂-Transportfunktion des Blutes. In: Physiologie des Menschen. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 614-615

Abbildung 2: CO₂-Bindungskurve für das oxygenierte und desoxygenierte Blut

Thews G: Atemgastransport und Säure-Basen-Status des Blutes; CO₂-Transportfunktion des Blutes. In: Physiologie des Menschen. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 614-615

Abbildung 3: Normales Kapnogramm; modifizierte Darstellung nach Pasch

Pasch Th, Zollinger A: Respiratorische Funktion. In: Anästhesiologie. Kochs E, Krier C, Buzello W, Adams HA (Hrsg.); Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 1. Auflage (2001) 474-478

Abbildung 4: O₂- und CO₂-Transportwege beim pulmonalen Gasaustausch

Thews G: Atmung; Pulmonaler Gasaustausch. In: Physiologie des Menschen. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 586

Abbildung 5: Entwicklung einer Hypoxie

Roewer N, Thiel H: Anästhesie compact. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York; 2. Auflage (2001) 43 - 45

Abbildung 6: Sauerstoff-Flasche mit Druckminderer und Schlauch

Abbildung 7: Einweg-Sauerstoffmaske

Abbildung 8: Beatmungsbeutel mit Maske

Abbildung 9: Übersicht über den Transportweg des Sauerstoffs beim Menschen

Thews G: Atmung; Lungenatmung. In: Physiologie des Menschen. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 565

Abbildung 10: Meßanordnung zur Bestimmung des O₂-Partialdrucks (links) und des CO₂-Partialdrucks (rechts) im Blut

Thews G: Atmung, Lungenperfusion und Arterialisierung des Blutes. In: Physiologie des Menschen. Schmidt R, Thews G (Hrsg.); Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 26. Auflage (1995) 590

Abbildung 11: Messprotokoll Seite 1 bis Seite 3

Abbildung 12: Messdiagramm

Abbildung 13: Basismessung und 1. Messung EtCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Abbildung 14: Basismessung und 2. Messung EtCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Abbildung 15: Basismessung und 2. Messung p_aCO₂ - alle Masken (Y-Achse in mm Hg)

Abbildung 16: Einwegmaske ohne Sauerstoff (EMO)

Abbildung 17: Einwegmaske mit Sauerstoff (EMS)

Abbildung 18: Silikonmaske ohne Sauerstoff (SMO)

Abbildung 19: Einwegmaske mit Demand-Ventil (EMDV)

Abbildung 20: Silikonmaske mit Demand-Ventil (SMDV)

Abbildung 21: Sauerstoffsättigung: Basismessung und 1. Messung - alle Masken (Y-Achse in %)

Abbildung 22: Sauerstoffsättigung: Basismessung und 2. Messung - alle Masken (Y-Achse in %)

Abbildung 23: Arterieller Sauerstoff: Basismessung und 2. Messung (Y-Achse in mm Hg)

Abbildung 24: Herzfrequenz: Basismessung und 1. Messung - alle Masken (Y-Achse in 1/min)

Abbildung 25: Herzfrequenz: Basismessung und 2. Messung - alle Masken (Y-Achse in 1/min)

Abbildung 26: Systolischer Blutdruck: Basismessung und 1. Messung (Y-Achse in mm Hg)

Abbildung 27: Systolischer Blutdruck: Basismessung und 2. Messung (Y-Achse in mm Hg)

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Demographische Daten der Probandenauswahl

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Herrn Univ.-Professor Dr. med. E. Kochs, Chefarzt der Klinik für Anaesthesiologie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, danken, an dessen Klinik ich diese Arbeit erstellen durfte.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem hochgeschätzten Lehrer Herrn Professor Dr. med. R. Hipp, meinem immer ansprechbaren Doktorvater für sein großes Engagement, den vertrauensvoll gewährten Freiraum und seine vorbildliche Unterstützung bei der Durchführung der Studie und der Erstellung der Arbeit. Unsere Gespräche sind und waren mir immer sehr wichtig.

Herrn Dr. med. R. Gürtler danke ich für die vielfältigen Anregungen, die Unterstützung bei der Verwirklichung der Untersuchung und deren praktischen Anwendungsmöglichkeiten. Die freundschaftliche Hilfe war sehr wertvoll.

Für die konstruktive Anleitung und die wertvollen Anregungen bei der statistischen Vorbereitung und Auswertung der Daten bedanke ich mich bei Frau Dipl. Math. R. Busch vom Institut für medizinische Statistik und Epidemiologie (IMSE) der Technischen Universität München.

Sehr herzlicher und besonderer Dank an meine Eltern und meinen Bruder, Ihr, die an mich glaubt und mich auf dem Weg zum Ziel gefördert und liebevoll unterstützt habt.

Meinen Freundinnen und Freunden danke ich vielmals für den großartigen Beistand bei der Vollendung dieser Arbeit.