

Institut für Anaesthesiologie der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. E. Kochs)

**Rückatmung von Kohlendioxid
bei Verwendung von Operationsmasken als hygienischer Mundschutz
an medizinischem Fachpersonal**

Ulrike Butz

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. D Neumaier
Prüfer der Dissertation:	1. apl. Prof. Dr. M. Blobner
	2. Univ.-Prof. Dr. E. Kochs

Die Dissertation wurde am 29.11.2004 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 11.05.2005 angenommen.

Meinen Eltern
Florentina und Karl Butz
in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	7
1.1 Historischer Überblick über die Entwicklung der Operationshygiene	7
1.2 Atemphysiologie: Ventilation, Perfusion und Gasaustausch	10
1.3 Aspekte der Qualitätssicherung	14
1.4 Ziel dieser Studie	16
 2. MATERIAL UND METHODEN	 17
2.1 Probanden	17
2.1.1 Einschluss und - Ausschlusskriterien	18
2.2 Messparameter	18
2.3 Verwendete Messgeräte	18
2.3.1 Operationsmasken	18
2.3.1.1 Maske 1	19
2.3.1.2 Maske 2	20
2.3.2 Transkutane Blutgasanalyse	20
2.3.3 Herzfrequenz und Atemfrequenz	23
2.4 Versuchsablauf	24
2.4.1 Messung der Ausgangswerte	24
2.4.2 Ermittlung der Messwerte	25
2.5 Statistik	26
 3. ERGEBNISSE	 28
3.1 Demoskopie	28
3.2 Verlaufsanalyse der Messwerte	29
3.2.1 Transkutanes CO ₂	29
3.2.2 Atemfrequenz	30

3.3 Beobachtung der Kontrollparameter	31
3.3.1 Herzfrequenz	31
3.3.2 Sauerstoffsättigung	32
3.3.3 Kohlendioxidkonzentration unter der Operationsmaske	32
3.3.4 Subjektiver Komfort	33
 4. DISKUSSION	 34
4.1 Vergleich der verschiedenen Ergebnisse	34
4.2 Methodische Durchführbarkeit der Untersuchungen	37
4.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse	41
 5. ZUSAMMENFASSUNG	 43
6. ANHANG	44
7. LITERATURVERZEICHNIS	45
 DANKSAGUNG	 52
LEBENS LAUF	53

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AF	Atemfrequenz	(1/min)
ATPS	Spirometerbedingungen	
BL	Baseline Werte	
BTPS	Körperbedingungen	
C	Celsius	(°)
CaO ₂	Arterielle O ₂ -Konzentration	(mmol·l ⁻¹)
CaCO ₂	Arterielle CO ₂ -Konzentration	(mmol·l ⁻¹)
CvO ₂	Gemischtvenöse O ₂ -Konzentration	(mmol·l ⁻¹)
CvCO ₂	Gemischtvenöse CO ₂ -Konzentration	(mmol·l ⁻¹)
CO ₂	Kohlendioxid-Gas	
Fe	Expiratorische Gaszusammensetzung	
Fi	Inspiratorische Gaszusammensetzung	
FR	Atemfrequenz	(1/min)
HF	Herzfrequenz	(1/min)
HZV	Herzzeitvolumen	(l/min)
K	Kelvin	
N ₂	Stickstoff-Gas	
O ₂	Sauerstoff-Gas	
p	Signifikanz	
Pb	Umgebungsluftdruck	(mmHg)
PE	Expiratorischer Partialdruck	(mmHg)
PI	Inspiratorischer Partialdruck	(mmHg)
PaCO ₂	arterieller Blutgaspartialdruck für CO ₂	(mmHg)
PaO ₂	arterieller Blutgaspartialdruck für O ₂	(mmHg)
P _{H2O}	Sättigungsdruck des Wassers	(kPa)
P _{ia} O ₂	intraarteriell gemessenes O ₂	(mmHg)
P _{pet} CO ₂	massenspektrometrisch bestimmtes CO ₂	(mmHg)
P _{tc} CO ₂	transkutan gemessene Näherung für den pCO ₂	(mmHg)

$P_{tc}O_2$	transkutan gemessene Näherung für den pO_2	(mmHg)
Q	Lungenkapillardurchblutung	(l/min)
RR	Blutdruck nach Riva Rocci	(mmHg)
RQ	Respiratorischer Quotient	
SpO ₂	arterielle periphere Sauerstoffsättigung	(%)
SPSS	US-Software für statistische Analysen	
STPD	Standardbedingungen	
T	Temperatur	(°C)
Ts	Spirometertemperatur	(°C)
VA	Alveoläre Ventilation	(l _{STPD} · min ⁻¹)
VCO ₂	CO ₂ -Abgabe	(l _{STPD} · min ⁻¹)
VO ₂	O ₂ -Abgabe	(l _{BTPS} · min ⁻¹)
VD	Totraumventilation	(l _{BTPS} · min ⁻¹)
VE	expiratorisch gemessenes Atemzeitvolumen	(l _{BTPS} · min ⁻¹)
VT	Atemzugvolumen	(l _{BTPS})

1. EINLEITUNG

1.1 Historischer Überblick der Entwicklung der Operationshygiene

Seit Etablierung der Chirurgie war die Bekämpfung der Wundinfektion ein entscheidender Parameter für eine erfolgreiche Operation. Am Ende des 19. Jahrhunderts wurde die mögliche Übertragung von infektiösen Keimen erforscht. Dabei wurde entdeckt, dass die Infektion über den Luftweg eine bislang unterschätzte Rolle spielte (26). In unmittelbarem Zusammenhang mit den neuen Erkenntnissen der aufstrebenden wissenschaftlichen Hygiene standen Bemühungen um keimarmes bzw. keimfreies Arbeiten in der Geburtshilfe und bei operativen Behandlungsmethoden.

Mit der Festigung der wissenschaftlichen Bakteriologie reifte die Erkenntnis, dass Keime, die durch die Luft oder durch die Hände des Operateurs in eine Wunde gelangten, für eine dramatische Wundinfektion verantwortlich waren, die dem chirurgischen Arbeiten bis weit in das 19. Jahrhundert hinein die Schranken gewiesen hatten. Die Einführung der Antisepsis und Asepsis war eng mit den beiden Ärzten Ignaz Philip Semmelweis (1818-1865) und Joseph Lister (1827-1912) verbunden. Semmelweis hatte als erster erkannt, dass das gefürchtete Kindbettfieber keineswegs von miasmatischen Verunreinigungen der Luft oder überwiegend von der „Unreinlichkeit der Wöchnerinnen“ und der damit verbundenen Autoinfektion ausging, sondern in erster Linie von den Händen der gynäkologischen Untersucher und Geburtshelfer. Semmelweis hatte beobachtet, dass insbesondere solche Frauen dem Kindbettfieber zum Opfer fielen, die von Ärzten oder Studenten unmittelbar nach Sektionen untersucht oder behandelt wurden. Er trieb seine Beobachtung weiter voran und fand sie bald vielfach bestätigt. Als Konsequenz schrieb er gründliches Händewaschen in einer Chlorkalklösung, regelmäßiges Waschen des Bettzeuges sowie eine sorgfältige Reinigung der gynäkologischen Instrumente vor. In der Chirurgie hat sich insbesondere Lister der antiseptischen Methode angenommen. Er wurde auf die keimtötende Wirkung der Karbolsäure aufmerksam, auf deren desinfizierenden Effekt

bereits der Franzose Jules Lemaire hingewiesen hatte. Von den Arbeiten Pasteurs beeinflusst, war Lister am Ende der sechziger Jahre des 19. Jahrhunderts zunächst der Desinfektionswirkung von Chlorzink, Sulfid und Phenol nachgegangen, konzentrierte sich dann aber aus Kostengründen und aufgrund der größeren Wirksamkeit auf Versuche mit Karbolsäure. Hinter diesen Versuchen stand die Einsicht, dass man die Wunde vor dem Kontakt mit der Luft und den in ihr enthaltenen Luftkeimen schützen müsse. Deshalb kam es darauf an, den gesamten Operationsbereich durch Zerstäubung des Desinfektionsmittels einzunebeln. Dieses Verfahren steigerte die Effektivität der Maßnahme und verringerte noch dazu ihre Kosten. Die erste Publikation der neuen Methode datiert aus dem Jahre 1867. In Deutschland wurde dieses antiseptische Verfahren vor allem durch Richard von Volkmann (1830-1889) eingeführt. Tatsächlich gelang es, die Infektionshäufigkeit durch den Einsatz von zerstäubter Karbolsäure drastisch zu reduzieren. Ein weiteres bewirkte die Reinigung der Instrumente und der Hände der Operateure. Neben diesen unbestrittenen Vorteilen war aber die Einnebelung des Operationstisches mit Karbolsäure für Ärzte und Schwestern nicht gefahrlos. Allergische Reaktionen, Hautverätzungen sowie Nieren- und Leberschädigungen, die durch das Einatmen der Karbolsäuredämpfe bewirkt wurden, häuften sich. Darüber hinaus zeigte sich im Laufe der Jahre, dass ganz offensichtlich die Bakteriendichte und die Bakterienvermehrung in der Luft überschätzt worden war. Beide Erkenntnisse führten zu einer Aufgabe des Verfahrens. Ernst von Bergmann propagierte die Sublimat-Desinfektion (HgCl_2), jedoch kam auch dieser Methode ein hohes Gefahrenpotential zu. Curt Schimmelbusch (1860-1895) gelang in den achtziger Jahren der Nachweis, dass strömender heißer Wasserdampf die keimtötende Wirkung der Karbolsäure bei weitem übertreffen könnte. Ausgehend von dieser Beobachtung konstruierte Schimmelbusch Dampfsterilisatoren. In diesen sogenannten Schimmelbuschtrommeln wurde endlich eine nahezu 100%ige Sterilisation der Operationsinstrumente erreicht. Eine wirklich aseptische Operationstechnik war jedoch erst möglich, nachdem sich auch systematische Handwaschungen, die Desinfektion des Operationsfeldes und schließlich das Tragen von hauchdünnen

Gummihandschuhen durchgesetzt hatten. Um die Desinfektion der Hände mit den weniger aggressiven Mitteln Seife und Alkohol, hat sich in den späten achtziger Jahren des 19. Jahrhunderts insbesondere Paul Fürbringer (1849-1930) verdient gemacht. Das Aufstreichen von Jodtinktur geht auf Antonio Grossich (1849-1926) zurück, während Paul Friedrich (1867-1925) in Deutschland und William Stuart Halsted (1852-1922) in Amerika das Tragen von Gummihandschuhen einführten. Gleichzeitig wurden experimentelle Arbeiten zur Verhütung von Tröpfcheninfektion durch Mundschutz in Form von Operationsmasken, bestehend aus einer Mullbinde, entwickelt.

Mirkulicz postulierte 1897 die Verwendung von sterilisierten Zwirnhandschuhen und Mullbinden während der Operation als Beitrag zur Sicherung des aseptischen Verlaufs von Operationswunden (46).

Hübener bestätigte 1898 mit seinen zahlreichen Versuchen die Möglichkeit der oralen Bakterienübertragung. Weiterhin erbrachten seine Tests über die Verwendung erster Operationsmasken zur Vermeidung der Krankheitsübertragung bei Leprakranken interessante Ergebnisse (31).

Die Bestrebungen der Antisepsis und der Asepsis vereinigten sich etwa um die Jahrhundertwende und das Bild des im Frack, ohne Mundschutz und ohne Gummihandschuhe operierenden Chirurgen verschwand allmählich (19).

Seit dem Einführen des Mundschutzes findet neben dem Effekt der aseptischen Operationsbedingungen auch eine persönliche Beeinflussung des Chirurgen durch die Operationsmaske statt. Diese Veränderungen ergeben sich aufgrund von atemphysiologischen Vorgängen, welche im nachfolgenden Kapitel dargestellt sind.

1.2 Atemphysiologie: Ventilation, Perfusion und Gasaustausch

Die Atmung des Menschen ist ein wesentlicher Bestandteil zur Aufrechterhaltung und Regulation der Stoffwechselvorgänge des Körpers. Zur Energiegewinnung aus aufgenommenen Nährstoffen brauchen menschliche Zellen in der Regel Sauerstoff. Als Abbauprodukt muss das Kohlendioxid aus dem Körper eliminiert werden. Dieser Vorgang wird ganz allgemein als Atmung bezeichnet.

Mit jedem Liter Luft atmen wir etwa 170 ml O₂ (STPD) ein. Ein Teil des Sauerstoffes gelangt in den Alveolarraum und von dort ins Blut, so dass die ausgeatmete Luft bei normaler Atmung in Ruhe noch etwa 130 ml O₂ je Liter enthält. Wird die Ventilation bei unveränderter O₂-Aufnahme ins Blut gesteigert, so wird sogar noch mehr O₂ wieder ausgeatmet. Wird umgekehrt der O₂-Bedarf des Organismus gesteigert, ohne dass die Ventilation in gleichem Maße erhöht wird, so wird auch mehr O₂ aus der Atemluft ausgeschöpft. Die wichtige Beziehung zwischen expiratorisch gemessener Ventilation VE, O₂-Aufnahme VO₂ und expiratorischer Gaszusammensetzung lässt sich durch folgende Bilanzgleichung ausdrücken:

$$VO_2 = VE \cdot (FI - FE) O_2 \quad (\text{Gl. 1})$$

FI und FE sind hier die O₂-Fraktionen in der Inspirationsluft bzw. Expirationsluft. Für die CO₂-Abgabe (abgegebene CO₂-Menge pro Zeit, VCO₂) gilt eine analoge Beziehung:

$$VCO_2 = VE \cdot FE_{CO_2} \quad (\text{Gl. 2})$$

Die Ventilation, auch Atemzeitvolumen genannt, wird meist aus Atemzugvolumen (VT) und Atemfrequenz (fR) bestimmt:

$$VE = VT \cdot fR \quad (\text{Gl. 3})$$

Inspiratorisches und expiratorisches Atemzugvolumen (unter BTPS- Bedingungen) sind nahezu gleichgroß; geringfügige Unterschiede ergeben sich daraus, dass die CO₂-Abgabe in der Regel etwas niedriger ist als die O₂-Aufnahme (RQ < 1), so dass insgesamt etwas weniger Volumen aus - als eingeatmet wird. Für die weitere Betrachtung sollten diese Unterschiede, die durch Einführung der sogenannten Stickstoffkorrektur berücksichtigt werden können, vernachlässigt werden, und das Symbol VT kennzeichnet das (expiratorisch gemessene) Atemzugvolumen. Entsprechende Unterschiede gibt es zwischen der inspiratorischen und der expiratorischen Ventilation, welche jedoch als gering vernachlässigt werden sollen. Statt des Symbols VT für die Ventilation hat sich allgemein das Symbol VE eingebürgert. Es trägt der Tatsache Rechnung, dass die Ventilation meist expiratorisch, z.B. durch Sammeln im Spirometer, gemessen wird. Bei der Verwendung der Gleichungen 1 und 2 müssen die Messbedingungen beachtet werden. So sind VO₂ und VCO₂ in STPD, VE aber in BTPS einzusetzen. Mit der Gleichung 3 und den folgenden Gleichungen 4 und 5 können diese Untersuchungen in die Gleichungen 1 und 2 eingeführt werden und es kann die Fraktion F ersetzt werden durch den Partialdruck P (der bei der weiteren Betrachtung des Gasaustausches vorgezogen wird). Daher ergibt sich:

$$VO_2 = 1/115 \cdot VE \cdot (P_I - P_E) O_2 \quad (Gl.4)$$

$$VO_2 = 1/115 \cdot VE \cdot (P_E) CO_2 \quad (Gl.5)$$

(VO₂ und VCO₂ in l_{STPD} ; P in kPa; die Zahl 115 hat die Dimension kPa und besitzt einen anderen Wert, wenn P in anderen Einheiten gemessen wird). Die Gleichungen 4 und 5 zeigen die Messung der pulmonalen O₂-Aufnahme (VO₂) und CO₂-Abgabe (VCO₂). Hierzu wird die Ausatemluft gesammelt (gemischt-expiratorisches Gas) und die darin enthaltene O₂- und CO₂-Fraktion oder deren Partialdruck gemessen. Die Ventilation (Atemzeitvolumen) VE ergibt sich als gesammeltes Gasvolumen pro Zeit. Der in die Lungen eingeatmete Sauerstoff wird von dem die Lungenkapillaren

durchströmenden Blut aufgenommen; nur ein sehr kleiner Anteil von höchstens einigen Prozent wird vom Lungengewebe selbst verbraucht. Wegen der O₂-Aufnahme in den Alveolen hat das Blut in den Pulmonalvenen eine höhere O₂-Konzentration als in der Pulmonalarterie. Letzteres entsteht im Herzen als gemischt-venöses Blut. Die Zusammensetzung des Blutes in den Pulmonalvenen ist nahezu gleich derjenigen in irgendeiner peripheren Arterie. Ist also Q die Lungenkapillardurchblutung und sind CaO₂ und CvO₂ arterielle und gemischt-venöse O₂-Konzentration, so gilt die Fick'sche Gleichung als Massenbilanz:

$$VO_2 = Q \cdot (Ca - Cv) O_2 \quad (Gl.6)$$

$$VCO_2 = Q \cdot (Cv - Ca) CO_2 \quad (Gl.7)$$

Die Lungenkapillardurchblutung Q ist normalerweise etwa gleich dem Herzzeitvolumen HZV. Die praktische Bedeutung der Gleichung 6 liegt daher darin, dass sie das Herzzeitvolumen aus der Messung von O₂-Aufnahme und arteriovenöser Konzentrationsdifferenz zu messen gestattet (Ficksches Prinzip):

$$HZV = VO_2 / (Ca - Cv) O_2 \quad (Gl.8)$$

Bei bekannter Herzfrequenz lässt sich aus Gleichung 7 auch das Herzschlagvolumen berechnen. Das Verhältnis von CO₂-Abgabe zu O₂-Aufnahme wird respiratorischer Quotient, RQ, genannt:

$$RQ = VCO_2 / VO_2 \quad (Gl.9)$$

Nur wenn sich der Organismus im Fließgleichgewicht (steady state) befindet, sind pulmonale O₂-Aufnahme und CO₂-Abgabe dem O₂-Verbrauch bzw. der CO₂-Bildung im Stoffwechsel gleich; nur dann ist also der im Atemgas gemessene Lungen-RQ gleich dem durch die Zellatmung bestimmten Stoffwechsel-RQ. Abweichungen

des Lungen-RQ vom Stoffwechsel-RQ ergeben sich besonders bei Veränderung der Ventilation. Die Belüftung der luftleitenden Wege wie Mundhöhle, Nase, Pharynx, Larynx, Trachea, Bronchien bis zu den Bronchioli terminales, trägt nicht zum Gasaustausch bei und bilden den sogenannten anatomischen Totraum. Von dem anatomischen Totraum unterscheidet sich der physiologischen Totraum. Dieser entsteht, weil nicht alle anatomisch vorhandenen Alveolen am Gasaustausch teilnehmen, sondern ein Anteil der Alveolen zwar perfundiert, das sauerstoffarme Blut dabei jedoch nicht oxygeniert wird. Durch den Anteil des nichtoxygenierten Blutes, welcher sich mit dem oxygenierten Blut vermischt, ergibt sich ein funktioneller Shunt. Nach Abzug dieser Totraumbelüftung von der gesamten Ventilation verbleibt die alveoläre Belüftung, deren Höhe die Zusammensetzung des Alveolargases bestimmt. Bei der Einatmung eines Atemzugvolumens sind die Atemwege von der letzten Expiration mit Gas aus dem Alveolarraum (Alveolargas) gefüllt. Wird nun ein Atemzugvolumen V_T mit Frischluft eingeatmet, so gelangt in den Alveolarraum zunächst das Alveolargas, das sich noch im Totraum befindet (Volumen V_D) und nur mit dem Rest $V_T - V_D$ kommt Frischluft in die Alveolen; der übrige Teil der Frischluft bleibt im Totraum liegen. Nur der alveoläre Teil des Atemzugvolumens $V_{TA} = V_T - V_D$ wird mit dem Alveolargas durchmischt und dient so der Frischgasbelüftung des Alveolarraumes; das Totraumvolumen wird unverändert wieder ausgeatmet. Ist also V_A die alveoläre Ventilation, d.h. die gesamte Ventilation (V_E) abzüglich der Totraumventilation ($V_D = V_D \cdot f_R$), gilt:

$$V_A = V_E - V_D \quad (\text{Gl.10})$$

Je höher die alveoläre Ventilation, desto "frischer" ist das Alveolargas, d.h. desto ähnlicher ist seine Zusammensetzung der eingeatmeten Luft. Nicht die gesamte Ventilation sondern nur die alveoläre Ventilation bestimmt die alveolären Partialdrücke von CO_2 und O_2 und damit auch die arteriellen Partialdrücke dieser Gase. Man charakterisiert die Zustände normaler oder veränderter alveolärer Ventilation daher auch nach dem Verhalten des arteriellen PCO_2 :

- Normoventilation. Normale alveoläre Ventilation, d.h. PCO_2 ist normal (=5,3 kPa / 40 mmHg).
- Hyperventilation. Alveoläre Ventilation über den Stoffwechselbedarf hinaus gesteigert, so dass PCO_2 erniedrigt ist (< 5,3 kPa / 40mmHg).
- Hypoventilation. Alveoläre Minderbelüftung in Relation zum Stoffwechselbedarf mit Anstieg von PCO_2 (>5,3 kPa / 40mmHg).

Beschreibend und ohne Bezug auf Gasaustausch oder Blutgase sind die Begriffe Eupnoe (normale Ruheatmung), Hyperpnoe (erhöhte Atemzeitvolumen), Tachypnoe (Atemfrequenz gesteigert) und Apnoe (Atemstillstand). Dyspnoe und Orthopnoe bezeichnen subjektiv empfundene Atemnot (36).

Unter Verwendung von Operationsmasken findet kein ungehindertes Entweichen des unter Normoventilation ausgeatmeten CO_2 statt. Dadurch kann es zu einer Akkumulation von CO_2 unter den Operationsmasken kommen. Die mit CO_2 vermehrt angereicherte Luft wird wieder eingeatmet, was einen daraus resultierenden Anstieg von CO_2 im Blut zur Folge hätte. Eine Erhöhung des CO_2 -Partialdruckes im Blut kann zu einer kompensatorischen Hyperventilation führen. Diese Effekte können einen Einfluss auf die Qualität des Operationsergebnisses haben, worauf im folgenden Kapitel näher eingegangen werden soll.

1.3 Aspekte der Qualitätssicherung

Bei der Einführung und Entwicklung des Mundschutzes war der gewünschte Effekt, die bakterielle Infektion offener Wunden durch den Chirurgen zu verhindern. Die Sicherung des Aseptischen Operationsfeldes stellte hierbei das Hauptkriterium für die Qualität der Maske dar.

Ford und Peterson untersuchten die Effektivität von 11 verschiedenen Maskentypen durch quantitative Messung der zurückgehaltenen Bakterien. Die dabei erzielten Ergebnisse erbrachten eine Variabilität der Effektivität von 15,5 bis 99,19% (23).

Für eine optimale chirurgische Leistung spielen jedoch neben der Keimverhütung weitere Faktoren eine Rolle. In der Literatur wird von Effekten, wie die der persönlichen Beeinflussung des Chirurgen durch subjektive Faktoren wie Diskomfort berichtet. Weiterhin liegen Studien über objektive physiologische Veränderungen vor, welche sich durch das Tragen der Maske ergeben.

So widmeten sich Enerson, Eisenfeld und Kajikuri der Wärme - und Feuchtigkeitsentwicklung unter Operationsmasken und des subjektiven Komforts als beeinflussende Faktoren der chirurgischen Leistung. Dabei zeigte sich bei allen 6 getesteten Masken eine Temperaturerhöhung um 5°C und eine relative Feuchtigkeitszunahme um 16%. Beide Messwerte wurden dabei im unkomfortablen Bereich liegend gewertet (20).

Es ist eine Tatsache, dass das Operationspersonal, vor allem bei längeren Operationen, über Müdigkeit und wiederholtes Gähnen klagt. Dies könnte Folge einer durch CO₂-Rückatmung bedingten Veränderung des physiologischen Gasaustausches sein.

Ramanathan untersuchte die unmittelbare Umgebung unter Operationstüchern bei wachen Patienten während Augenoperationen. Neben einer signifikanten Temperaturerhöhung um 6,9 °C und Zunahme der relativen Luftfeuchtigkeit um 26% wurde eine Abnahme der Sauerstoffkonzentration von durchschnittlich 3,4% und eine Zunahme der Kohlendioxidkonzentration von durchschnittlich 3,5% unter dem Operationstuch bestätigt. Nach Einsatz eines Absaugers und Applikation eines Sauerstoffzuführenden Schlauches wurde eine zufriedenstellende Annäherung an die Umgebungswerte erzielt (51).

Schlager untersuchte die Rückatmung von CO₂ unter Operationstüchern und beschreibt eine Zunahme der Kohlendioxidkonzentration unter dem Operationstuch zwischen 8 mmHg und 10 mmHg. Weiterhin stellte er erhöhte transkutan ermittelte PCO₂-Werte und eine reflektorisch erhöhte Atemfrequenz fest. Die Zuführung von 2 l.min⁻¹ konnte dabei Hypoxie, nicht jedoch Hyperkapnie vermeiden (58).

1.4 Ziel dieser Studie

Bislang existieren keine Studien, welche prüfen, ob es neben den genannten und bislang untersuchten Effekten, zu einer CO₂-Rückatmung bei Operationsmasken kommt. Die vorliegende Studie geht auf diesen Effekt, welcher sich durch das Tragen einer Operationsmaske ergibt, ein. Es soll bewiesen werden, dass es zu einer CO₂-Akkumulation unter der Maske und infolgedessen zu einer CO₂-Rückatmung und einem daraus resultierenden Anstieg des Kohlendioxid im Blut kommt. Als Hauptvariable gilt hierbei der transkutan gemessene CO₂-Partialdruck. Als Nebenvariable wird die Atemfrequenz bestimmt, dabei wird untersucht, ob eine reflektorische Zunahme der Atemfrequenz infolge von Hyperkapnie zu verzeichnen ist. Als Nullhypothese 1 wurde formuliert: Verglichen mit der Gruppe ohne OP-Maske führt die Verwendung einer OP-Maske zu keinen Unterschieden in den Hauptzielkriterien. Als Alternativhypothese 1 gilt: Die Verwendung der OP-Maske führt im Vergleich zur Gruppe ohne Maske zu einer Rückatmung von Kohlendioxid und einem Anstieg der Parameter für Kohlendioxid und einer Zunahme der Atemfrequenz. Die hieraus resultierenden Ergebnisse sind von Interesse in Bezug auf die sich hieraus ergebenden gesundheitlichen Überlegungen für medizinisches Personal. Sie sollen jedoch vor allem unter dem Aspekt der Qualitätssicherung, in Bezug auf die mögliche Beeinträchtigung der Leistungsfähigkeit des OP-Personals beleuchtet werden. Mögliche qualitätssichernde Konsequenzen sollen dargelegt und diskutiert werden.

2. METHODEN

Es handelt sich um eine nicht geblindete, randomisierte Pilotstudie im Cross-over Design. Die experimentellen Untersuchungen zur Bestimmung der CO₂-Parameter wurde nicht invasiv durchgeführt und von der Ethikkommission der Universität Innsbruck genehmigt.

2.1 Probanden

2.1.1 Einschluss und - Ausschlusskriterien

Die Messungen wurden an 15 männlichen Probanden durchgeführt. Die Teilnahme an der Untersuchung war freiwillig. Eine schriftliche Einverständniserklärung wurde von jedem Probanden eingeholt. Einschlusskriterien waren ein Body-Mass-Index von 20 bis 25 und ein Alter von 18 bis 40 Jahren. Als Ausschlusskriterien wurden eine regelmäßige Einnahme von Medikamenten, kardiorespiratorische, metabolische und neurologische Erkrankungen herangezogen. Außerdem wurden Personen mit fieberhaften Infekten und Probanden, welche 24 h vor Messbeginn besonderen körperlichen Belastungen ausgesetzt waren, von der Untersuchung ausgeschlossen. Rauchen stellte ein weiteres Ausschlusskriterium dar.

Die anamnestischen Angaben, die vor Zulassung der Probanden als Versuchsteilnehmer erhoben wurden, waren durch eine klinische Untersuchung ergänzt worden. Hierbei wurde neben dem allgemeinen körperlichen Status besonderer Wert auf Normalbefunde hinsichtlich Körpergewicht, beziehungsweise Body-Mass-Index, Puls und Atemfrequenz gelegt.

Die Studie wurde so entworfen, dass die Messungen in drei Studiengruppen durchgeführt werden sollten. So nahmen alle Probanden an jeder der drei

Studiengruppen in zufälliger Reihenfolge teil. Die Reihenfolge der Testreihen wurde anhand eines Randomisierungsschemas (siehe Anhang) zufällig bestimmt. Die Zuteilung der Probanden zu den Studiengruppen erfolgte unter Zuhilfenahme eines Zufallsgenerators (Microsoft® Excel).

2.2 Messparameter

Unter Durchführung der drei Testreihen wurden die Versuche in Studiengruppe A ohne Maske durchgeführt, während in den Studiengruppen B Testmaske 1 und in Studiengruppe C Testmaske 2 Verwendung fanden. In jeder der genannten Studiengruppen wurden die transkutane CO₂-Konzentration und die Atemfrequenz zu unterschiedlichen Zeitpunkten als Messparametern ermittelt. Als Kontrollparameter wurden die nicht invasive pulsoximetrische Sauerstoffsättigung, die Herzfrequenz sowie die gemessene CO₂-Konzentration unter der Operationsmaske, d.h. die Konzentration des CO₂-Gehaltes in der Einatemluft, herangezogen.

Des Weiteren wurden die Testpersonen nach dem subjektiven Komfort beim Tragen der beiden Masken befragt.

2.3 Verwendete Messgeräte

2.3.1 Operationsmasken

Für den Versuch wurden zwei handelsübliche OP-Masken verwendet, welche im täglichen Klinikalltag der Universitätsklinik Innsbruck Verwendung finden.

Es wurde darauf geachtet, dass die Masken so angelegt wurden, dass eine hohe Dichtigkeit gewährleistet war, um die am Maskenrand entweichende Rate der Ausatemluft so gering wie möglich zu halten. Dies wurde durch eine sachgemäße, relativ straffe Schnürung der Masken erreicht. Um der Situation der Benutzung der Masken im Operationssaal gerecht zu werden, wurde auf größtmöglichen subjektiven Komfort geachtet. Es kamen die beiden folgenden Masken zum Einsatz:

2.3.1.1 Maske 1



Abb.1: Maske 1 vom Typ 3M[®] OP-Maske 1810F

2.3.1.2 Maske 2

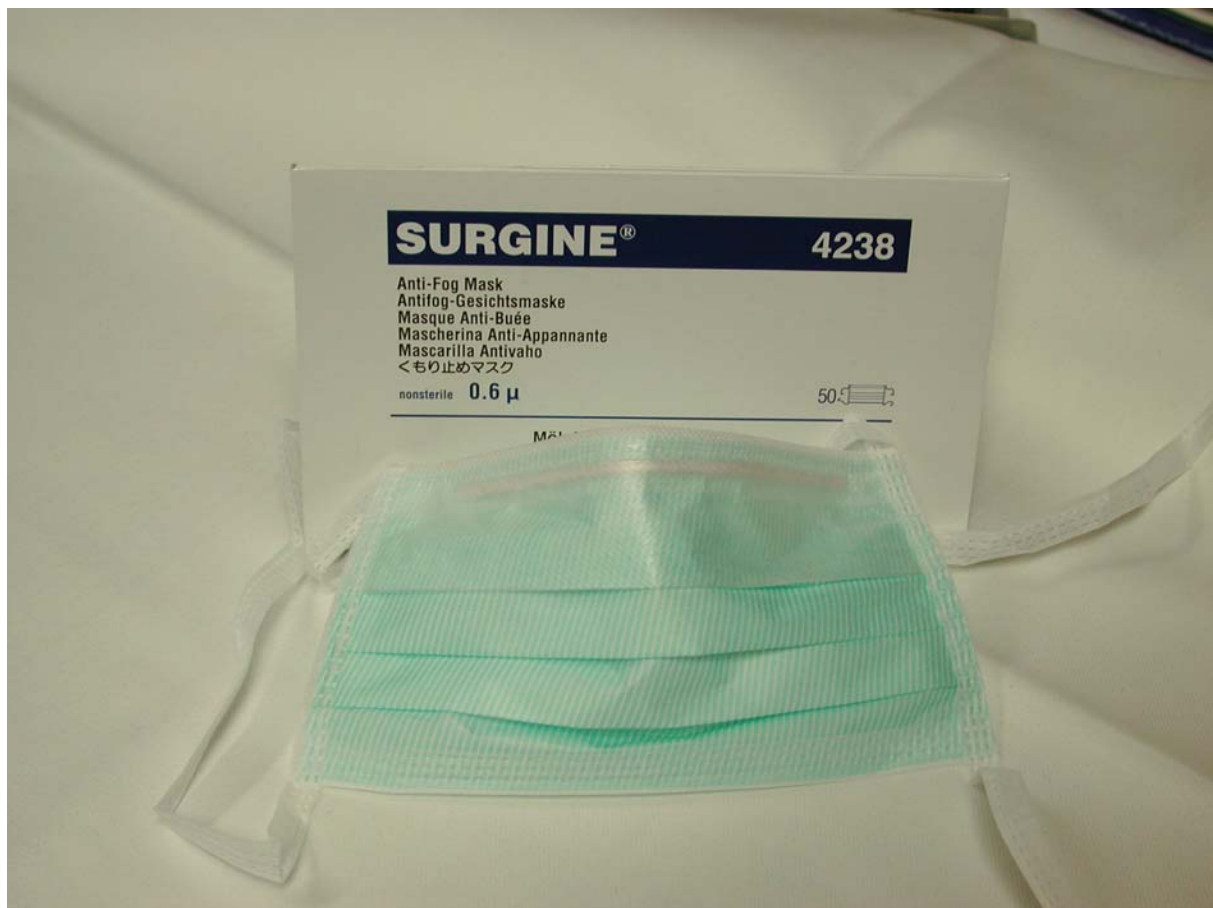


Abb.2: Maske 2 vom Typ SURGINE® 4238 Antifog-Gesichtsmaske, Mölnlyche Health Care

2.3.2 Transkutane Blutgasanalyse

Zur Bestimmung des Kohlendioxidgehaltes im Blut wurde die nicht invasive transkutane CO₂-Bestimmung herangezogen.

Hierbei wird eine Elektrode mit Hilfe eines separaten Fixierringes auf die Haut des Patienten festgeklebt. Die Elektrode erwärmt das darunter liegende Hautareal auf 43° C. Dies führt zu einer starken Erhöhung der Durchlässigkeit der Hautkapillaren für CO₂ und O₂. Die Gase diffundieren durch die Haut und können in ihrer Konzentration mittels einer kombinierten Platin- und Silberelektrode polarographisch für O₂ und über eine pH- Glaselektrode für CO₂ bestimmt werden. Nach rechnerischer Elimination des Messverzuges von 20 s für P_{tc}O₂ und 50 s für P_{tc}CO₂ liegt die Messabweichung für

P_{tc}CO₂ im Messbereich von 0 mmHg bis 999 mmHg bei 1 mmHg. P_{tc}O₂ liegt im Messbereich von 5 mmHg bis 200 mmHg unter 0,5% (50).

Vor Beginn der Untersuchung findet eine Kalibrierung des Gerätes statt. Hierzu wird Raumluft für die O_2 und ein spezielles Gasgemisch für die für CO_2 -Kalibrierung verwendet. Das Gasgemisch, bestehend aus 5% CO_2 , 20,9 % O_2 und ergänzendem N_2 , wird vom Hersteller als standardisiertes Prüfgas geliefert. Die Temperatur für die Kalibrierung beträgt $43^\circ C$. Vor dem Ende der Messung erfolgte zur Überprüfung einer systemischen Drift nochmals eine Kalibrierung des Messgerätes. Die Untersuchung wurde mit einem Gerät vom Typ Radiometer[®] (Abb.3) mit kombinierter O_2 / CO_2 -Elektrode (Abb.4 und 5) Copenhagen, Denmark sowie einem zugehörigen TCM-3[®]-Monitor (Abb.3) durchgeführt.



Abb.3: RADIOMETER™ -Überwachungssystem mit TCC3[®] mit TCM3[®]-Monitor



Abb.4: RADIOMETER™ $P_{tc}O_2/P_{tc}CO_2$ –Festkörperelektrode
Der PCO_2 –Meßteil befindet sich in der Mitte der Elektrode

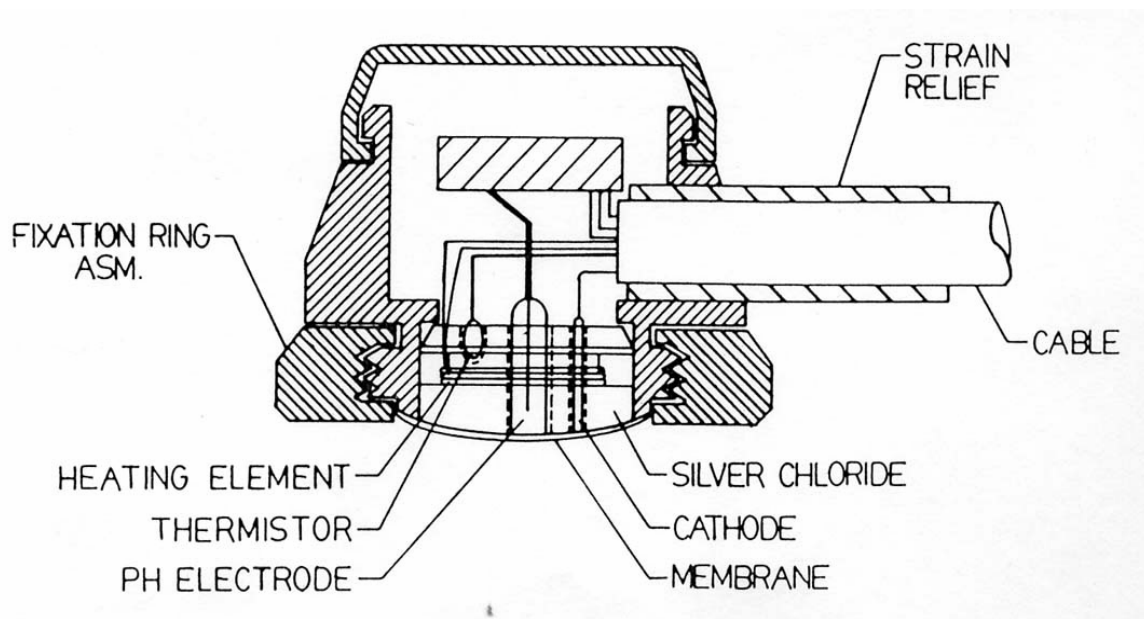


Abb.5: Querschnittene Ansicht auf einen kombinierten PO_2/P_{CO_2} –Sensor

2.3.3 Herzfrequenz, Atemfrequenz und Sauerstoffsättigung

Bei allen Probanden wurde über die gesamte Versuchszeit die arterielle Sauerstoffsättigung als Kontrollparameter bestimmt. Hierfür wurde die nichtinvasive Pulsoxymetrie verwendet. Benutzt wurde das Gerät vom Typ Ohmeda Biox 3700[®]. Das Pulsoxymeter misst über eine angelegte Fingersonde den Anteil des oxygenierten Hämoglobins am Gesamthämoglobin. Dies geschieht unter Ausnutzung der unterschiedlichen Infrarotabsorption für oxygeniertes und nichtoxygeniertes Hämoglobin. Der Anteil des gemessenen oxygenierten Hämoglobins wird verrechnet und prozentual angegeben. Gleichzeitig wird aus der Pulswelle des Messsignals die periphere Pulsfrequenz pro Minute errechnet und angezeigt. Der Messfehler liegt für einen Messbereich von 80% bis 100% unter 2% (49). Als Monitor kam ein Anästhesiemonitor vom Gerätetyp Cardiocap[®], Datex[®] zum Einsatz.

Die Atemfrequenz wurde anhand der atmungsabhängigen Thoraxexkursion der Probanden bestimmt. Gezählt wurden die Atemzüge im Zeitraum von einer Minute, ab dem Messzeitpunkt.

Als weiterer Kontrollparameter wurde die CO₂-Konzentration unter der Operationsmaske ermittelt. Hierfür wurden zwei Plastikschläuche verwendet. Die Schläuche wurde mit einem handelsüblichen Klebeband unter der Maske festgeklebt. Um einen konstanten Fluss der Atemluft zu gewährleisten, bzw. atmungsabhängige Schwankungen der CO₂-Werte zu vermeiden, wurde eine spezielle Konstruktion zwischengeschaltet. Diese Konstruktion übernahm die Funktion eines Reservoir. Dies wurde erreicht, indem zwei großkalibrige Spritzkanülen luftdicht miteinander verbunden wurden, an deren vorderen Enden jeweils die Schläuche befestigt waren.

2.4 Versuchsablauf

Es fanden drei verschiedene Testreihen zu zufälligen Zeitpunkten statt. Dabei wurden zwei Testreihen mit zwei verschiedenen Operationsmasken und eine Testreihe ohne Operationsmaske durchgeführt (Tab.1).

Studiengruppe	Untersuchung
A	ohne Maske
B	Maske 1
C	Maske 2

Tab.1: Untersuchungsmerkmal der Studiengruppen

2.4.1 Messung der Ausgangswerte

Der Proband wurde aufgefordert auf einer Untersuchungsstuhl mit Rückenlehne Platz zu nehmen. Das Pulsoxymeter war am Zeigefinger der rechten Hand angebracht worden. Anschließend wurde die Elektrode für die transkutane Datenerhebung fixiert. Hierbei wurde ein separater Fixierring auf die Haut des Probanden geklebt, in welchen die Elektrode platziert wurde. Diese befand sich am linken lateralen Thorax, in der Höhe des vierten Intercostalraumes.

Nach Abschluss aller Vorbereitungen wurden unter Ruhebedingungen in Studiengruppe A die folgenden Ausgangswerte bestimmt:

- Atemfrequenz (AF)
- Herzfrequenz (HF)
- Sauerstoffsättigung (SpO₂)

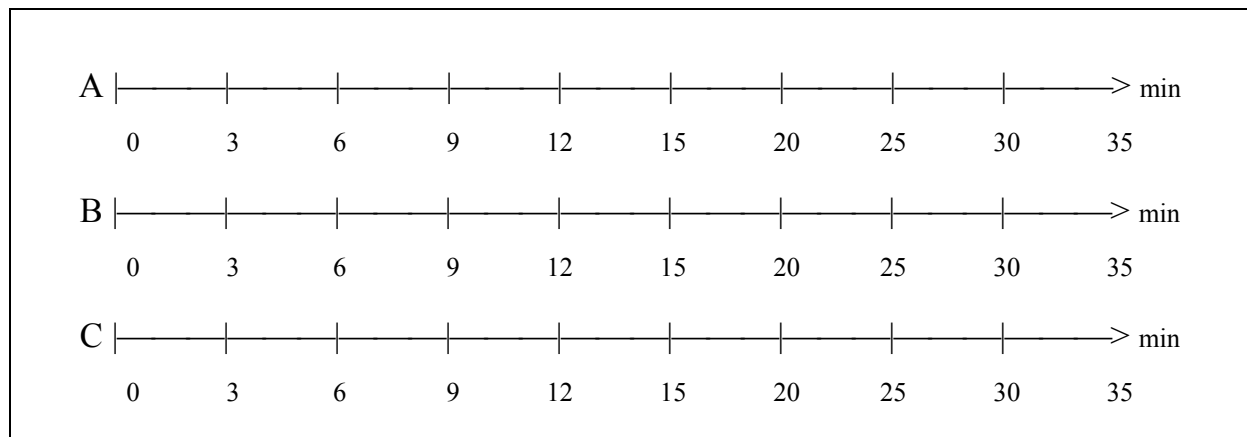
Nach 10 Minuten wurde der annähernd konstante Wert des

- Transkutanen CO₂-Partialdruckes (P_{tc}CO₂)

dokumentiert. Bei Durchführung der Messungen in den Studiengruppen B und C wurden nach Anlage des Pulsoxymeters und der Elektrode zusätzlich die Plastikschläuche mit einem handelsüblichen Klebeband in Mundnähe an der Gesichtshaut festgeklebt. Nach Ende der Versuchsvorbereitungen wurden vor dem Anlegen der Maske die Ausgangswerte AF, HF, P_{tc}CO₂ und SpO₂ als erste Kontrollwerte dokumentiert.

2.4.2 Ermittlung der Messwerte

Nach dem ersten Erfassen von P_{tc}CO₂, AF, HZ und SpO₂ als Ausgangswerte zum Zeitpunkt 0 wurde der Versuch fortgeführt und dem Probanden in Studiengruppe B die Maske 1 (3M[®] OP-Maske 1810 F) und in Studiengruppe C die Maske 2 (Surgine[®] 4238 Antifog Gesichtsmaske) angelegt. Es wurde darauf geachtet, dass eine hohe Dichtigkeit der Maske gewährleistet wurde, um die am Maskenrand entweichende Ausatemluft so gering wie möglich zu halten. Dies wurde durch eine sachgemäße, relative straffe Schnürung der Masken erreicht. Nun wurden zu unterschiedlichen Zeitpunkten neun weitere Messungen zu den Zeitpunkten nach 3, 6, 9, 12, 15, 20, 25, und 30 Minuten durchgeführt (Tab.2). Wiederum wurden AF, HZ, P_{tc}CO₂, SpO₂, sowie die CO₂-Konzentration unterhalb der Maske gemessen. Nach 30 Minuten wurde die Maske entfernt. Nach weiteren 5 Minuten wurde ein weiterer Wert erfasst. Dieser Wert nach Abnehmen der Maske wurde als Kontrollwerte für die Studiengruppe A herangezogen.



Tab.2: Versuchsverlauf nach Gruppen

Für die Darstellungen der Messwerte wurde ein TCM 3[®]-Monitor sowie ein Anästhesiemonitor verwendet. Die exakte Erfassung der Messzeitpunkte erfolgte mit einer Stoppuhr.

Am Ende der drei verschiedenen Untersuchungen wurden die Versuchspersonen nach dem subjektiv empfundenen Komfort beim Tragen der Masken befragt. Dabei sollten beide Masken hinsichtlich des angenehmeren Tragens miteinander verglichen werden. Die Teilnehmer sollten bewerten, welche der beiden Testmasken während des Versuchszeitraumes als angenehmer zu Tragen empfunden wurde.

2.5 Statistik

Für die Statistische Analyse wurde MS Excel (Microsoft[®]) und SPSS[®] 8.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) benutzt. Es wurde der experimentelle Effekt auf einer Maske zu Maske Basis untersucht und graphisch dargestellt. Die Veränderung von $P_{tc}CO_2$ in mmHg sowie die Atemfrequenz in min^{-1} wurden gegen die Zeit aufgetragen. Die demographischen Daten und die Ausgangswerte wurden innerhalb der Gruppe mit dem einseitigen Anova-Test verglichen.

Weil die individuellen Ausgangsmesswerte für Atemfrequenz, Herzfrequenz und $P_{tc}CO_2$ variierten, wurden die Berechnungen der Datenanalyse und die graphischen Darstellungen mit Deltawerten durchgeführt. Diese errechneten sich aus den

Differenzen der Messwerte zum jeweiligen Zeitpunkt X der Untersuchung und den Ausgangswerten. Die Datenanalyse wurde mit dem Anova-Test für wiederholte Stichproben, gefolgt von dem zweiseitigen ungepaarten T-Test durchgeführt (Tallaria and Murray 1986) . In jeder Gruppe wurde die $P_{tc}CO_2$ und Atemfrequenzänderung quantitativ bestimmt. Nach der Bonferroni Korrektur für wiederholende Vergleiche wurden Unterschiede als signifikant gewertet, wenn $p \leq 0,05$.

3. ERGEBNISSE

3.1 Demoskopie

Während dieser Pilotstudie wurden 45 Testversuche an 15 verschiedenen Probanden durchgeführt. Die Studienteilnehmer waren im Alter von 21 bis 38 Jahren.

Alle Probanden waren hinsichtlich kardiorespiratorischer, metabolischer und neurologischer Erkrankungen gesund. Dementsprechend nahm keiner der Versuchsteilnehmer regelmäßig Medikamente ein. Der Body-Mass-Index der Teilnehmer lag zwischen 20 und 25 (Tab.3). Außerdem waren alle Teilnehmer zum Zeitpunkt der Untersuchung Nichtraucher. Die angegebenen Werte der Herzfrequenz (HZ) sowie der Atemfrequenz (AF) wurden durch die Mittelwerte der jeweils gemessenen Einzelwerte bestimmt (Tab.4).

Proband	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	BMI
1	32	81	185	23
2	25	73	180	22
3	28	67	186	20
4	21	90	190	24
5	33	84	196	21
6	28	68	172	22
7	28	88	187	25
8	24	66	178	20
9	25	74	182	22
10	26	86	185	25
11	28	85	182	25
12	36	82	184	24
13	27	79	182	23
14	28	86	183	25
15	29	81	179	25

Tab. 3: Angaben zu den Probanden

		Alter	KG	Größe	BMI
1	MEAN	27,4	79,26	183,93	23,0
2	STDEV +/-	3,60	7,87	6,02	1,77

Tab. 4: Mittelwerte (1) und Standardabweichung (2) der untersuchten Probanden

3.2 Verlaufsanalyse der Messwerte

3.2.1 Transkutanes CO₂

In den Studiengruppen B und C, d.h bei den Messungen mit den Masken 1 und 2 nahmen die transkutan gemessenen Partialdrucke des intrakapilären Kohlendioxid im Vergleich zu den Ausgangswerten signifikant zu. Im Vergleich dazu waren in Studiengruppe A, d. h bei den Betrachtungen ohne Maske, erwartungsgemäß keine Unterschiede zu verzeichnen.

Sobald die Operationsmaske angelegt wurde, stiegen die Werte für transkutanes CO₂ kontinuierlich an. Nach Entfernung der Maske fielen die Messergebnisse wieder auf die Ausgangswerte bzw. bei Maske 1 teilweise unter die Ausgangswerte ab (Abb.6).

Im Vergleich der beiden Studiengruppen miteinander zeigte sich, dass bei Maske 2 zu den Messzeitpunkten nach 3 min, 6 min und 9 min ein stärkerer Anstieg des CO₂-Partialdruckes zu beobachten war, als dies bei Maske 1 sowie bei der Versuchsreihe ohne Maske zu finden war.

Alle Ergebnisse der mit Maske 1 durchgeführten Testreihe waren durchgehend niedriger, als die der vergleichenden Maske 2 und der Gruppe ohne Maske.

Die beobachteten Unterschiede zwischen den Studiengruppen waren jedoch nicht signifikant.



Abb. 6: Zeitlicher Verlauf der transkutanen CO₂–Partialdrücke unter Anwendung der verschiedenen Operationsmasken (B=Maske 1, C=Maske 2) sowie ohne Maske (A)

3.2.2 Atemfrequenz

Die Atemfrequenz der untersuchten Probanden verhielt sich erwartungsgemäß in der Bandbreite der physiologischen Schwankungen (Tab.5). Eine signifikante Veränderung der Atemaktivität unter Verwendung der Operationsmaske 1 in Testreihe B im Vergleich zur Testreihe A ohne Maske wurde nicht bestätigt. Die Testversuche mit Maske 2 in Testreihe C ergaben geringfügig erhöhte Ausgangswerte, ein signifikanter Effekt war auch hier nicht zu finden (Abb.7).

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
AF	10	12	14	15	12	10	12	12	8	8	11	11	13	14	14

Tab.5: Ausgangswerte der Atemfrequenz



Abb.7: Zeitlicher Verlauf der Atemfrequenz unter Verwendung der beiden Operationsmasken (B=Maske 1, C=Maske 2) und ohne Maske (A)

3.3 Beobachtungen der Kontrollparameter

3.3.1 Herzfrequenz

Die Herzfrequenz während der Versuche wurde als einer der Kontrollparameter erfasst. Sie unterlag der physiologischen Schwankung (Tab.6). Ein signifikanter Effekt hinsichtlich einer Erhöhung oder Verringerung der Herzfrequenz wurde während der gesamten Messzeit nicht beobachtet (Abb.8).

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
HZ	66	68	64	72	66	65	73	72	63	66	85	71	64	75	70

Tab.6: Ausgangswerte der Herzfrequenz



Abb.8: Zeitlicher Verlauf der Herzfrequenz. Als Einheit wurden die Schläge pro Minute (Beats (b)/min) verwendet.

3.3.2 Sauerstoffsättigung

Sauerstoffsättigung wurde als Kontrollparameter beobachtet und erfasst. Die gemessenen Werte lagen alle im Normbereich. Eine signifikante Änderung während der Tests war nicht zu beobachten.

3.3.3 CO₂ -Konzentration unter der Operationsmaske

Die Konzentration des Kohlendioxids unter der Operationsmaske ergab Partialdrucke von 21,33 mmHg bis 24,13 mmHg. Die Kumulation setzte rasch nach dem Anlegen der Maske ein. Nach Entfernen der Maske fielen die Werte wiederum rasch auf den Ausgangswert ab (Abb.9).



Abb.9: Druck-Zeit-Kurve der Akkumulation des Kohlendioxids unter der Operationsmaske

3.3.4 Subjektiver Komfort

Bei allen Testpersonen wurde eine Befragung nach dem subjektiv empfundenen Komfort beim Tragen der beiden Einwegmasken durchgeführt.

Alle Probanden gaben einstimmig an, Maske 1 als angenehmer zu empfinden als die vergleichende Maske 2. Als Begründung wurde der subjektiv niedriger empfundene Temperaturunterschied und die subjektiv als besser beurteilte Belüftung der OP-Maske angegeben.

4. DISKUSSION

4.1 Vergleich der verschiedenen Ergebnisse

Verschiedene Studien ergaben eine Zunahme der Kohlendioxid Konzentration im Blut von Patienten, deren Kopf während Augenoperationen mit Operationstüchern bedeckt war (39, 57, 58, 68). Dies führte zu der Fragestellung, ob medizinisches Personal beim Tragen von chirurgischen Operationsmasken von ähnlichen Effekten betroffen ist. In der vorliegenden Pilotstudie wurden zwei verschiedene Einwegoperationsmasken an medizinischem Fachpersonal getestet.

In der Literatur wird von einer Abhängigkeit der Atmungsparameter von Geschlecht und Alter berichtet (33, 40, 62). Um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurden nur männliche Probanden im Alter von 18 bis 40 Jahren ausgewählt.

Steinschneider und Weinstein berichteten von einer Beeinflussung der Atmung durch fieberhafte Infektionen. Deshalb führten auch akute Infekte zum Ausschluss von den Messungen (61).

Es gibt keine Untersuchungen in Bezug auf Veränderungen der Atmung und CO₂-Empfindlichkeit in Abhängigkeit vom körperlichen Trainingszustand. Weiterhin wird die Bedeutung von körperlicher Arbeit für die CO₂-Empfindlichkeit der Atmung in der Literatur unterschiedlich bewertet (5, 14, 41,45). Daher wurden nur Probanden mit einem durchschnittlichen Trainingszustand zugelassen, welcher durch den Body-Mass-Index quantifiziert wurde. Alle Probanden wiesen einen Body-Mass-Index von 20 bis 25 auf. Insbesondere 24h von Messbeginn waren die Probanden keiner besonderen körperlichen Belastung ausgesetzt.

Das Ergebnis dieser Studie zeigt bei beiden untersuchten Maskentypen einen signifikanten Anstieg des Partialdruckes für Kohlendioxid im Blut der Probanden.

Die transkutan gemessenen arteriellen CO₂-Werte nahmen bis zu 5,5 mmHg zu. Dieser Anstieg wurde durch die eingeschränkte CO₂-Permeabilität der Masken verursacht. Das ausgeatmete CO₂ konnte nur teilweise durch die OP-Masken entweichen, dadurch kam es unter den Masken zu einer Akkumulation von CO₂. Dieser Effekt führte zu dem Ergebnis, dass die Probanden Luft einatmeten, deren CO₂-Gehalt höher war als derjenige, der umgebenden Raumluft. Dies wiederum führte zu einem Anstieg der Kohlendioxid-Konzentration im Blut der Versuchspersonen, welcher sich unmittelbar nach Anlegen der Operationsmaske zeigte. Die Konzentrationsänderung wurde durch die transkutan gemessenen CO₂-Partialdrucke erfasst.

In Vergleich der beiden Masken war bei Maske 2 ein schnellerer Anstieg des transkutan gemessenen CO₂-Partialdruckes zu verzeichnen. Insgesamt wurden bei der untersuchten Maske 2 höhere Blutwerte für PCO₂ gefunden. Dieser Unterschied zwischen den beiden Masken war jedoch nicht signifikant.

Eine Zunahme der Atemfrequenz als hyperkapnischer Kompensationsmechanismus, wie sie in vorausgegangenen Studien (57) beschrieben wurde, konnte in dieser Studie nicht bestätigt werden. Eine mögliche Erklärung könnte eine kompensatorische Erhöhung des Atemminutenvolumens sein. Dieser Effekt konnte anhand dieser Pilotstudie nicht weiter untersucht werden, da hierbei ein anderer Versuchsaufbau erforderlich sein würde.

Auch stellt sich die Frage, ob die vorangegangene Studie auch deshalb einen signifikanteren Effekt auf die Atmung zeigte, weil das dabei untersuchte Patientenkollektiv bereits höheren Lebensalters war, während bei der vorliegenden Studie jüngere Probanden in mittlerem Fitnesszustand untersucht wurden. Aufgrund von physiologischen Veränderungen beim ausdauertrainierten Organismus

(17, 34) und pathophysiologischen Variablen während des Alterungsprozesses (62, 69) kann davon ausgegangen werden, dass sich die Effekte entsprechend diskreter zeigen, desto besser die allgemeine Anpassungsfähigkeit des Körpers ist, für welche das Lebensalter, körperliche Gesundheit und der Trainingszustand eine Rolle spielen.

Es wurden nur Versuchspersonen zugelassen, bei welchen keine bekannten pulmonalen Beschwerden vorlagen. Auch Raucher wurden von der Studie ausgeschlossen. Aparici, Arabaci und Frans untersuchten die pulmonalen Veränderungen bei Rauchern (2, 3, 25). Die Studien zeigen eine signifikant verminderte pulmonale Diffusionskapazität, eine verminderte Hypoxietoleranz sowie eine Einschränkung der spirometrisch erfassten Lungenparametern. Es wäre denkbar, dass sich bei Personen mit restriktiven pulmonalen Erkrankungen, sowie bei Rauchern, die in dieser Studie gezeigten Effekte, aus oben genannten Gründen, stärker auswirken könnten.

Die vorliegende Studie konnte auch zeigen, dass alle an der Studie teilnehmenden Probanden, ausnahmslos Maske 1 als jene Maske nannten, bei welcher ein höherer Tragekomfort gewährleistet würde. Als Kriterien waren der subjektiv empfundene Temperaturanstieg und eine wiederum subjektiv wahrgenommene Belüftung beschrieben worden. Beide genannten Kriterien wurden als unkomfortabel bewertet. Die Passform und Verarbeitung der Masken wurden dabei nicht berücksichtigt.

4.2 Methodische Durchführbarkeit der Versuche

Die Methode der transkutanen Blutgasmessung wird als effektive Methode für die nicht invasive CO₂-Bestimmung beschrieben. Der Einsatz des transkutanen Blutgasanalysesystems erfolgt vor allem in Bereichen, in welchen eine kontinuierliche, präzise CO₂-Bestimmung gewährleistet werden soll. Zahlreiche Studien zeigen die Eignung dieses Systems um Veränderungen des CO₂-Partialdruckes im Blut zu quantifizieren.

Reid, Martineau und Miller verglichen in ihrer Studie transkutan, arteriell und massenspektrometrisch gemessenes Kohlendioxid, an lungengesunden 22 Patienten, welche sich einem elektiven operativen Eingriff in Vollnarkose unterzogen. Dabei handelte es sich um allgemeinchirurgische, urologische, orthopädische und gynäkologische Operationen. Die Prämedikation der Patienten erfolgte jeweils mit einem oralen Diazepam, 0,15 mg·kg⁻¹. Mit Fentanyl, 2-4 µg mg·kg⁻¹ und Thiopentan, 4-5 mg·kg⁻¹ und einem Muskelrelaxans wurde die Narkose durchgeführt. Die Herzfrequenz und der mittlere arterielle Blutdruck waren mit einem nichtinvasiven Dinamapp 1846 SXP[®] - Monitor gemessen worden. Die Sauerstoffsättigung wurde mit der Pulsoxymetrie und die Temperatur mit einer nasopharyngealen Temperatursonde bestimmt. Das transkutane Kohlendioxid wurde mit dem Fastrac[®] P_{tc}CO₂ -Monitor bestimmt. Die Messelektrode ist hierbei am vorderen Brustkorb angebracht worden. Eine weitere Bestimmung von Kohlendioxid erfolgte unter Zuhilfenahme eines massenspektrometrischen Systems (Anesthetic and Respiratory Analysis[®], PPC, Missouri), welches am oberen Ende des Endotrachealtubus zwischengeschaltet war. Die arteriellen CO₂ -Werte wurden aus Blutgasproben, welches aus der Radialarterie gewonnen wurde, gemessen und mit einem Blutgasanalysierer (Ciba-Corning) ausgewertet. Durch die simultane Messung von P_{tc}CO₂, P_{et}CO₂ und PaCO₂ wurden 66 Datensätze gewonnen. Die Auswertung ergab einen Korrelationskoeffizienten von P_{tc}CO₂ und P_aCO₂ von 0,92. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die transkutane Methode eine genaue, einfache und nichtinvasive Methode darstellt, eine kontinuierliche CO₂-Überwachung durchzuführen. Weiterhin schlussfolgerten sie,

dass diese Methode eine in Zukunft größere Rolle in der perioperativen Behandlung spielen könnte (55).

Von Green, Hassell und Mahutte wurde die Korrelation zwischen intraarteriell- und transkutanen angebrachten O_2 / CO_2 - Sensoren untersucht. Das Testkollektiv umfasste 47 hämodynamisch stabile Patienten mit respiratorischen Erkrankungen. Die transkutanen Messungen wurden mit einer an der vorderen Bauchwand applizierten Methode durchgeführt. Die Versuchsleiter wechselten den Ort der Elektrode alle 8 Stunden. Die transkutanen Messungen wurden simultan zu arteriell ermittelten vollzogen. Insgesamt wurden 514 korrespondierende Datenstichproben gewonnen. Als Ergebnis konnte gezeigt werden, dass beide Systeme zur kontinuierlichen PO_2 - Erfassung geeignet sind. Die erzielten Ergebnisse erbrachten einen sehr hohen Korrelationskoeffizienten zwischen $P_{tc}O_2$ und $P_{ia}O_2$. Dieser Koeffizient konnte durch einen Ortswechsel der Klebeelektrode nach 4 Stunden noch gesteigert werden (27).

Bhat, Diaz-Blanco und Chaudhry berichten in ihrer Studie über die sichere Nutzung von kombinierte O_2/CO_2 - Sensoren in der Neonatologie. Dabei wurden neu entwickelte kombinierte O_2/CO_2 - Sensoren getestet, bestehend aus einer Clark[®] PO_2 - Elektrode mit Platinmikrokathode und einer Silberchloridanode, sowie einer Severinghaus[®] PCO_2 - Elektrode. Die Messungen wurden an beatmeten Neugeborenen mit Umbilikalarterienkatheter durchgeführt und berücksichtigten den Effekt von Kathodengröße, Membrandurchmesser und integriertem Korrekturfaktor der verschiedenen Elektroden. Die Studie wurde an 42 Neugeborenen in drei verschiedenen Phasen durchgeführt und belegt eine sichere Anwendung der neuen kombinierten O_2/CO_2 -Sensoren (10).

Hand, Shepard und Krauss untersuchten ebenfalls Diskrepanzen zwischen dem transkutan und dem massenspektrometrisch bestimmten Kohlendioxidpartialdruck und verglichen die Werte mit dem arteriell ermittelten CO_2 -Partialdruck. Diese Studie wurde an 12 Neugeborenen mit einem klinisch und röntgenologisch diagnostizierten

Respiratory Distress Syndrome am New York Hospital- Cornell Medical Center durchgeführt. Das Gestationsalter der Säuglinge reichte von der 24 bis zur 36 Woche und das Geburtsgewicht variierte zwischen 760g bis 2322g. Die Studie ist in den ersten zwei Lebenswochen der Neugeborenen vollzogen worden. Dabei waren die Kinder beatmet und hatten einen arteriellen Katheter, mit welchem die arteriellen Blutgaswerte ermittelt und analysiert worden sind (Bloodgas Analyzer 168, Corning Medical, Medfield, MA). Die transkutanen Werte wurden simultan mit einem Blutgasmonitor (Transend, Sensormedics, Anaheim, CA) und einem kombinierten O₂/CO₂-Sensor (Duo-Sense, Sensormedics, Anaheim, CA) gemessen. Die CO₂-Elektrode vom Typ Stowe-Severinghaus wurde am Brustkorb oder Abdomen angebracht, alle 4 Stunden mit einer Gasmischung aus 4% CO₂, 12% O₂ und 10% CO₂, 0% O₂ neu kalibriert und platziert. Die massenspektrometrische Messung wurde mit einem Bloodgas Analyzer (7754D, Beckman Instruments, Fullerton, CA) und einem Polygraph (7754D, Hewlett, Waltham, CA) durchgeführt. Dabei wurde der Schlauch 3cm tief in den Endotrachealentubus der intubierten Säuglingen hineingeschoben. Die Werte wurden direkt nach Ermittlung der arteriell ermittelten Werte gemessen. Bei insgesamt 153 Messungen ergaben sich 51 simultan gewonnene Messungen für P_{tc}CO₂, PaCO₂ und P_{pet}CO₂. Als Ergebnis zeigte sich eine lineare Korrelation zwischen P_{tc}CO₂ und PaCO₂ und damit wiederum eine gute Eignung der transkutanen CO₂-Analyse. Weiterhin wurde eine weniger gute Korrelation zwischen PaCO₂ und P_{pet}CO₂ und damit eine schlechtere Eignung dieses Verfahrens auf diesem Einsatzgebiet gezeigt (28).

Nakamura, Kanai und Mizushima untersuchten die Genauigkeit von transkutan gemessenen Kohlendioxid während laparoskopischen Operationen an Erwachsenen Patienten und bestätigten eine sehr enge Korrelation zwischen transkutan und intraarteriell gemessenen Kohlendioxid. Die Autoren dieser Studie sprechen sich ebenfalls für die Nutzung der nicht invasiven transkutanen Überwachung von Kohlendioxid aus (47).

Zusammenfassend erlaubt die Methode der transkutanen Messung von Kohlendioxid den Vorteil einer nichtinvasiven Bestimmung des CO₂-Partialdruckes. Um die Gefährdung und Beeinträchtigung der Testpersonen so gering wie möglich zu halten, wurde dieser Methode den Vorzug gegeben.

Die getesteten Operationsmasken stellen den handelsüblichen, in der täglichen Krankenhausroutine verwendeten Mundschutz der Universitätsklinik Innsbruck dar. Durch die unterschiedlichen Varianten des Anlegens der OP-Maske können sich Unterschiede in der Zirkulation ergeben. Bei einer unsachgemäß locker angelegten Maske kann eine bessere Zirkulation unter der Maske stattfinden, da der mittlere Bereich beidseitig lateral nicht dem Gesicht anliegt. Eine entsprechende Verschlechterung der Mikrozirkulation ist zu finden, wenn die Maske so eng am Gesicht anliegt, dass es bei längerem Gebrauch zu einer Durchfeuchtung im Bereich der Öffnungen von Nase und Mund kommt. Um diese Varianz im Anlegen des Mundschutzes auszuschalten und die Vergleichbarkeit der Messergebnisse zu gewährleisten, wurden die Masken vom Untersucher angelegt.

Hersteller von OP-Masken geben keine konkreten Empfehlungen bezüglich der Zeitdauer nach welcher der Einwegmundschutz gewechselt werden sollte. Es ist jedoch denkbar, dass sich die Eigenschaften der Maske nach längerer Tragedauer verändern, besonders wenn es zu oben genannter Durchfeuchtung in Nasen und -Mundbereich kommt. Dies stellte eine Fehlerquelle dar. Der gewählte Messzeitraum von 30 Minuten schaltete diese Fehlerquelle aus und stellte sicher, dass die Untersuchungen unter sachgerechten Bedingungen durchgeführt wurden.

4.3 Klinische Relevanz der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde die Hypothese der Akkumulation von CO₂ bei der Verwendung von chirurgischen Operationsmasken bewiesen. Die Akkumulation führte zu einer verstärkten Rückatmung von CO₂ und dies führte wiederum zu einem signifikanten Anstieg von CO₂ im Blut der getesteten Probanden.

Die Messzeit von 30 Minuten und der bestehende Versuchsaufbau führten zu keiner signifikanten Steigerung der Atmung im Sinne einer kompensatorischen Hyperventilation. Es darf jedoch angenommen werden, dass die Effekte in der täglichen Klinikroutine ausgeprägter ausfallen würden: Die Operationsmasken werden häufig sehr viel länger getragen als dies in der vorliegenden Studie geschah. Des weiteren wurde die Studie an normal atmenden Personen im Ruhezustand gemessen. Bei körperlicher Arbeit und psychischer Anspannung wird die Atmung aktiviert, was zu einer stärkeren Rückatmung von CO₂ und wiederum zu einer Erhöhung der CO₂-Konzentration im Blut des OP-Personals führen könnte.

Eine Änderung der Blutgase kann Ursache eingeschränkter kognitiver Fähigkeiten sein. Van der Post beschreibt eine Zunahme der Reaktionszeiten bei Hypoxämie (64). Noble, Jones und Davis untersuchten ebenfalls die kognitive Leistung unter moderater Hypoxämie und berichten von einer Abnahme psychomotorischer Fähigkeiten, einer Steigerung der Reaktionszeit und einer insgesamt eingeschränkten kognitiven Leistungsfähigkeit (48). Fothergill untersuchte den Effekt eines erhöhten CO₂-Partialdruckes auf das Nervensystem und bewies eine Abnahme der Geschwindigkeit und der Genauigkeit beim Lösen von psychomotorischen Aufgaben (24). Es wäre denkbar, dass die gezeigten Effekte das chirurgische Ergebnis beeinflussen könnten.

Von klinischem Interesse ist auch der in der vorliegenden Studie beschriebene Unterschied in Komfortabilität der Masken. Das Ziel sollte sein, ein weitgehend störungsfreies Arbeitsfeld zu schaffen, um ein möglichst optimales chirurgisches

Ergebnis zu erreichen.

Diese Studie soll Hersteller von chirurgischen Operationsmasken aufrufen, neue Möglichkeiten zur Steigerung der Permeabilität insbesondere der Kohlendioxidpermeabilität ihrer Produkte zu finden. Dies sollte dazu führen, dass eine verminderte Akkumulation und Rückatmung von Kohlendioxid bei medizinischem Fachpersonal gewährleistet und deren subjektiver Komfort beim Verwenden der Produkte gesteigert wird.

Weiterhin sollte eine kritische Diskussion über den Einsatzbereich der OP-Masken angeregt werden, um unnötig lange Tragezeiten zu vermeiden.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Die Akkumulation von Kohlendioxid unter chirurgischen Operationsmasken wird bei normal atmenden Personen durch die beeinträchtigte Permeabilität der Masken verursacht.

Diese Effekte wurden an zwei verschiedenen Masken und 15 gesunden, männlichen Probanden getestet. Es wurden drei verschiedene Testreihen durchgeführt, wobei eine Testreihe mit dem Maskentyp 1 (3M[®] OP-Maske 1810 F), eine zweite Testreihe mit Maskentyp 2 (Surgine[®] 4238 Antifog Gesichtsmaske) sowie eine dritte Testreihe ohne chirurgische Operationsmaske vollzogen wurde. Jeder Proband nahm an jeder Testreihe in zufälliger Reihenfolge teil. Vor dem Aufsetzen der Maske, zu acht Zeitpunkten während 30 min Tragedauer und 5 min nach Entfernen der Maske, wurden der transkutane Kohlendioxid-Partialdruck, die Atemfrequenz, die Herzfrequenz und die pulsoxymetrische Sauerstoffsättigung gemessen.

Die Akkumulation von Kohlendioxid (22,49 mmHg, STEV 2,30) unter jeder untersuchten chirurgischen Operationsmaske erhöhte den transkutan gemessenen Kohlendioxid-Partialdruck (5,60 mmHg, STEV 2,38). Eine kompensatorische Erhöhung der Atemfrequenz oder ein Abfall der Sauerstoffsättigung wurde dabei nicht nachgewiesen.

Da Hyperkapnie verschiedene Hirnfunktionen einschränken kann, soll diese Studie Hersteller von chirurgischen Operationsmasken aufrufen, Filtermaterialien mit höherer Permeabilität für Kohlendioxid zu verwenden. Dies sollte dazu führen, dass eine verminderte Akkumulation und Rückatmung von Kohlendioxid bei medizinischem Fachpersonal gewährleistet wird. Solange muss der Einsatzbereich der OP-Masken kritisch diskutiert und definiert werden, um unnötige Tragezeiten zu vermeiden.

6. ANHANG

RANDOMISIERUNG CO2-REBREATHING OP-MASKE

GRUPPE	NAME	DATUM
B		
A		
A		
A		
A		
B		
C		
A		
A		
C		
C		
C		
C		
C		
C		
B		
B		
C		
B		
B		
A		
C		
B		
B		
B		
A		
B		
A		
A		
C		
B		
A		
A		
C		
A		
A		
C		
C		
B		
C		
B		
B		
B		
A		

Anhang 6: Randomisierung der Probanden für die Versuchsreihen

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. **Altman DG**. Statistics and ethics in medical research. V. Analyzing data. Br Med J 1980; 281:1473.
2. **Aparici M**, Fernandez F, Gonzales AL, Alegria E. Respiratory function test. Differences between smokers and non smokers. Effects of withdrawel. Rev Clin Esp 1993; 192:169-72.
3. **Arabaci U**, Akdur H, Yigit Z. Effects of smoking on pulmonary functions and arterial blood gases following coronary artery surgery in turkish patients. Jpn Heart J 2003; 44:61-62.
4. **Arai T**, Hantano Y, Kamatsu K. Real-time analysis of change in arterial oxygen tension during endotracheal suction with a fiberoptic bronchoscope. Crit Care Med 1985; 13:855.
5. **Asmussen E**, Nielsen M. Ventilatory response to CO₂ during work at normal and low Oxygen tensions. Acta Physiol Scan 1957; 39:27-35.
6. **Barker SJ**, Tremper KK. Transcutaneous oxygen tension: A physiological variable for monitoring oxygenation. J Clin Monitoring 1985; 1:130.
7. **Beck W**. The air permeability of surgical masks. Guthrie Clin Bull 1964; 34:26.
8. **Beran AV**, Tolle CD, Huxtable RF. Cutaneous blood flow and its relationship to transcutaneous O₂/CO₂ measurements. Crit Care Med 1981; 9:736-41.
9. **Berkenbosch A**, Bovill JG, Dahan A, DeGoede J, Olivier ICW. The ventilatory CO₂ sensitivities from Read's rebreathing method and the steady-state method are not equal in man. J Physiol 1989; 411:367-377.
10. **Bhat R**, Diaz-Blanco J, Chaudhry U. Transcutaneous oxygen and carbon dioxide monitoring in sick neonates using combined sensors. Chest 1985; 88: 890.
11. **Bland JM**, Altmann DG. Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986; 307-310.

12. **Bratanow N**, Polk K, Bland R. Continuous polarograph monitoring of intra-arterial oxygen in the perioperative period. Crit Care Med 1985; 13: 859.
13. **Brosius G, Brosius F**. SPSS bas system and professional statistics. An International Thomson Publishing Company 1995.
14. **Casey K**, Duffin J, McAvoy GV. The effects of exercise on the central-Chemorezeptor threshold in man. J Physiol 1987; 383:9-18.
15. **Cole P**. Further observations on the conditioning of respiratory air. J Laryng 1953, 67:669.
16. **Collin PH**. Dictionary of Medicine, 2nd Edition. Peter Collin Publishing 1994.
17. **Doyle IR**, Morton S, Crocett AJ. Composition of alveolar surfactant changes with training in humans. Respirology 2000; 5(3):211-20.
18. **Eberhard P**, Mindt W, Schafer R. Cutaneous blood gas monitoring in the adult. Crit Care Med 1981; 9:702-5.
19. **Eckard T**. Geschichte der Medizin, 1998, Springer.
20. **Enerson DM**, Eisenfeld LI, Kajikuri H. Heat and moisture trapping beneath surgical face masks: A consideration of factors affecting the surgeon's discomfort and performance. Surgery 1967; 62:6/ 1007-1016.
21. **Fletcher R**, Malmkoist G, Niklasson L, Jonson B. On-line measurement of gas exchange during cardiac surgery. Acta Anaesthesiol Scand 1986; 30:295-9.
22. **Fluegge C**. Über Luftinfektion. Hygiene 1897; 25:179.
23. **Ford CR**, Peterson DE. The efficiency of surgical face masks. Am J Surg 1963; 106:954.
24. **Fothergill DM**, Hedges D, Morrison JB. Effects of CO₂ and N₂ partial pressures on cognitive and psychomotor performance. Undersea Biomed Res 1991; 18:1-19.

25. **Frans A**, Gerin-Portier N, Veriter C, Brasseur L. Pulmonary gas exchanges in asymptomatic smokers and nonsmokers. *Scand J Respir Dis* 1975; 56:233-44.
26. **Germano E**. Die Uebertragung von Infektionskrankheiten durch die Luft. *Hygiene* 1897; 25:179.
27. **Green GE**, Hassell KT, Mahutte K. Comparison of arterial blood gas with continuous intra-arterial and transcutaneous PO₂ sensors in adult critically ill patients. *Critical Care Medicine* 1987; 15: 5/ 491-494.
28. **Hand I**, Shepard E, Krauss A, Auld P. Discrepancies between transcutaneous and end-tidal carbon dioxide monitoring in the critically ill neonate with respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 1989; 17:556-9.
29. **Heister R**, Lexikon medizinisch-wissenschaftlicher Abkürzungen, 3. Auflage. Schattauer 1993.
30. **Hirshman CA**, McCullough E, Weil JV. Normal values for the hypoxic and hypercapnic ventilatory drives in man. *J Appl Physiol* 1975; 38:6.
31. **Hübener W**. Über die Möglichkeit der Wundinfektion vom Munde aus und ihre Verhütung durch Operationsmasken. *Hygiene* 1898; 28:348.
32. **Irsigler GB**. Carbon dioxide response lines in young adults: The limits of the normal response. *Am Rev Respir Dis* 1976; 114:529-535.
33. **Jones RL**, Neary JM, Ryan TG. Normal values for the hypercapnic ventilation response: effects of age and the ability to ventilate. *Respir* 1993; 60: 197-202.
34. **Kasch FW, Wallace JP**. Physiological variables during 10 years of endurance exercise. *Med Sci Sports* 1976; 8(1): 5-8.
35. **Khoo MCK**. Determinants of ventilatory instability and variability. *Resp Physiol* 2000; 122:167-182.
36. **Klinke R, Silbernagel S**. Lehrbuch der Physiologie 2. Auflage, 1996, Georg Thieme.

37. **Kobel M**, Rifat K, Roth A. Accumulation of carbon dioxide in the operative field in ophthalmic interventions under local anesthesia. *Ophtalmologica* 1984; 53: 1212-18.
38. **Lammarsch J**. Scientific Computing 1995. An International Thomson Publishing Company.
39. **Lillie PE**, Roberts JP. Carbon dioxide monitoring. *Anaesth Intensive Care* 1988; 16: 41-4.
40. **Loeschke HH**. Homoistase des arteriellen CO₂ -Drucks und Anpassung der Lungenventilation an den Stoffwechsel als Leistungen eines Regelsystems. *Klinische Wochenschrift* 1960; 38: 366-376.
41. **MacFarlane DJ**, Cunningham DJC. Dynamics of the ventilatory response in man to step changes of end-tidal carbon dioxide and of hypoxia during exercise. *J of Physiol* 1992; 539-557.
42. **Mahutte CK**, Michiels TM, Hassel KT. Evaluation single transcutaneous PO₂-PCO₂ sensor in adult patients. *Crit Care Med* 1984; 12: 1063.
43. **McAsland TC**. Automated respiratory gas monitoring of critically injured patients. *Crit Care Med* 1976; 4: 255-60.
44. **McEvedy BA**, McLeod ME, Mulera M, Kirpalini H, Lerman J. End-tidal, transcutaneous and arterial PCO₂ measurements in critically ill neonates: a comparative study. *Anesthesiology* 1988; 69:112-6.
45. **Mercier J**, Ramonatxo M, Prefaut C. Hyperpnoea and CO₂- sensitivity of the respiratory centres during exercise. *Eur J Appl Physiol* 1990; 59:411-415.
46. **Mirkulicz J**. Das Operieren mit sterilisierten Zwirnhandschuhen und Mullbinde. *Zentralbl Chir* 1897; 24:713.
47. **Nakamura A**, Kanai M, Mizushima M, Katashima S. The accuracy of transcutaneous carbon dioxide monitoring during laparoscopic surgery. *Masui* 2003; 52:846-51.
48. **Noble J**, Jones JG, Davis EJ. Cognitive function during moderate hypoxaemia. *Anaesth Intensive Care* 1993; 21:180-4.

49. **Ohmeda**. Pulse oxymeter Ohmeda Biox 3700, Operating/ Maintenance Manual, Boc Health Care 1986.
50. **Radiometer Copenhagen**. Transcutanes Blutgassystem TCM 222, Handbuch 1984, Kopenhagen.
51. **Ramanathan S**, Capan L, Chalon J, Rand PB, Klein GS, Turndorf H. Minienvironmental control under the drapes during operations on the eyes of the eyes of conscious patients. *Anaesthesiology* 1978; 48:286-8.
52. **Ramm B**, Hofmann G, Biomathematik, Reihe zur AO(Ä), Enke 1987.
53. **Read DJC**. A clinical method for assessing the ventilatory response to carbon dioxide. *Australas Ann Of Med* 1966; 16:20-32.
54. **Rebuck AS**, Jones NL, Campbell EJM. Ventilatory response to exercise and to CO₂ rebreathing in normal subjects. *Clin Sci* 1972; 43:861-867.
55. **Reid CW**, Martineau RJ, Miller DR, Hull KA, Baines J, Sullivan PJ. A comparison of transcutaneous end-tidal and arterial measurements of carbon dioxide during general anaesthesia. *Can J Anaesth* 1992/ 39:1/ 31-6.
56. **Sabo B**, Smith RB, Gilbert TJ. Evaluation of rebreathing in patients undergoing cataract surgery. *Ophtalmologica* 1988; 19:249-51.
57. **Schlager A**. Accumulation of carbon dioxide under ophthalmic drapes during eye surgery: a comparison of three different drapes. *Anaesthesia* 1999; 54:683-702.
58. **Schlager A**, Straud H. New equipment to prevent carbon dioxide rebreathing during eye surgery under retrobulbar anaesthesia. *Brit J Ophtalmology* 1999; 83:10/ 1131-1134.
59. **Schlager A**, Lorenz IH, Luger TJ. Transcutaneous CO₂/O₂ and CO₂/air suction in patients undergoing cataract surgery with retrobulbar anaesthesia. *Anaesthesia* 1998; 53:1212-18.
60. **Serveringhaus JW**. Transcutaneous blood gas analysis. *Resp Care* 1982; 27:152.

61. **Steinschneider A**, Weinstein A. Sleep respiratory instability in term neonates under hyperthermic conditions: age, sex, type of feeding and rapid eye movement. *Pediatr Res* 1983; 17(1):35-41.
62. **Swanson GD**, Belville JW. Step in changes in end-tidal CO₂: methods and implications. *J Appl Physiol* 1975; 39:377-385.
63. **Pschyrembel**. Klinisches Wörterbuch, 257. Auflage. de Gruyter 1994.
64. **Thorson SH**, Marini JJ, Pierson DJ. Variability of arterial blood gas values in stable patients in the ICU. *Chest* 1983; 84:14.
65. **Töpfer K**, Rüdiger M, Hammer H, Wauer RR, Grauel EL. Ärger mit der Genauigkeit der transcutanen Blutgaswerte? Vergleich von transkutanen und Blutgaswerten in der klinischen Routine. *Zgn* 2000, PF 19, Georg Thieme.
66. **Tonner PH**, Kampen J, Scholz J. Pathophysiological changes in the elderly. *Best Res Clin Anaesthesiol* 2003; 17(2):163-77.
67. **Tremper KK**, Waxman K, Bowman R. Continuous transcutaneous oxygen monitoring during respiratory failure, cardio decompensation, and cardiac arrest. *Cpr Crit Care Med* 1988; 8:377.
68. **Van der Post J**, Noordzij M, de Kam ML. Evaluation of tests of central nervous system performance after hypoxemia for a model of cognitive impairments. *J Psychopharmacol* 2002; 16(4):337-43.
69. **Windhorst G**. Comprehensive Human Physiology, Vol. I. Springer 1996.
70. **Winterstein H**. Die Regulierung der Atmung durch das Blut. *Pfluegers Arch.*, 1911; 138:167-184.
71. **Workshop** on Assessment of Respiratory Control in Humans. Methods of measurement of ventilatory response to hypoxia and hypercapnia, conference report. *Am Rev Respir Dis* 1977; 115:177-201.
72. **Zeitlin GL**, Hobin K, Platt J, Woitkoski N. Accumulation of carbon dioxide during eye surgery. *J Clin Anaesthesia* 1989; 1:262-7.

73. **Zelenik J.** Normative aging of the respiratory System. Clin Geriatric Med 2003; 19(1):1-18.

DANKSAGUNG

Mein persönlicher Dank gilt allen, die mir bei der Durchführung der vorliegenden Arbeit geholfen haben. Ganz besonders danke ich:

Herrn A.Univ.-Prof. Ing. Dr. med. A. Schlager an der Universität Innsbruck für die Überlassung des interessanten Themas, die Bereitstellung des Arbeitsplatzes und der erforderlichen Mittel sowie seine stets unbürokratische Bereitschaft zur Diskussion und Unterstützung während des gesamten Entstehungsprozesses der vorliegenden Arbeit.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. C. Werner an der TU München für die Bereitschaft der Weiterbetreuung der vorliegenden Studie und seine freundliche fachliche Betreuung während der Verfassung und Ausarbeitung des Themas.

Den Mitarbeitern der Aufwachstation der Klinik für Anaesthesie- und Notfallmedizin an der Leopold-Franzens-Universität Innsbruck, für deren freundliches Interesse und die Rücksichtnahme am Arbeitsplatz.

Meiner Schwester Karin Butz-Laule für die Durchsicht und die Anregungen bei der redaktionellen Überarbeitung dieser Dissertation.

Nicht zuletzt danke ich allen Probanden, die sich mit nicht unerheblichem Zeitaufwand dazu bereit erklärt haben, diese Untersuchung als Versuchspersonen zu unterstützen.

LEBENS LAUF

Ulrike Petra Butz

Geburtstag: 24.12.1974
Geburtsort: Bad Säckingen
Eltern: Karl Butz
Florentina Butz
Familienstand: ledig
Nationalität: Deutsche

Schulbildung

1981 - 1985 Grundschohle in Rippolingen/ Harpolingen
1985 - 1991 Werner-Kirchhofer-Realschule Bad Säckingen
1991 - 1994 Ernährungswissenschaftliches Gymnasium Waldshut
Juni 1994 Ablegung der Allgemeinen Hochschulreife

Hochschulausbildung

Okt. 1997 Beginn des Medizinstudiums an der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Aug. 1999 Ärztliche Vorprüfung

Aug. 2000 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Okt. 2000 Beginn der klinisch- experimentellen Doktorarbeit bei Herrn A.Univ.-Prof. Ing. Dr. med. A. Schlager an der Universitätsklinik für Anaesthesie und Allgem. Intensivmedizin Innsbruck

Okt. 2001	Fortführung des Studiums an der Technischen Universität München und Weiterführung der Dissertation bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. C. Werner am Institut für Anaesthesiologie des Klinikums Rechts der Isar
Aug. 2003	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Okt. 2003	Erstes Tertial des Praktischen Jahres an der Abteilung für Chirurgie, Klinikum Rechts der Isar, München
Feb. 2004	Zweites Tertial des Praktischen Jahres an der Abteilung für Innere Medizin, Kreuzspital Chur, Schweiz
Juni 2004	Drittes Tertial des Praktischen Jahres an der Abteilung für Gynäkologie, Klinikum Rechts der Isar, München
Okt 2004	Dritter Abschnit der Ärztlichen Prüfung

Tätigkeiten neben dem Studiums

1995-1996	Einjähriger Auslandsaufenthalt in Nord, Mittel,- und Südamerika
Feb. 1997	Krankenpflegepraktikum an der Herzchirurgischen Abteilung, Universitätsklinik Barcelona, Spanien
Feb. 2000	Famulatur an der Gynäkologischen Abteilung, Universitätsklinik Basel, Schweiz
März 2001	Famulatur an der Neurologischen Abteilung, Universitätsklinik Innsbruck
Aug 2001	Famulatur am Emergency Department, Rockingham- Kwinana District Hospital, Rockingham, Australien

Feb. 2002

Famulatur in der Praxis für Kardiologie, Dr. Joachim Rockstroh,
Friedrichsdorf

Ehrenamtliche Tätigkeiten

Mitglied in der Deutschen Gesellschaft für Berg- und Expeditionsmedizin

Sprachkenntnisse

Deutsch (Muttersprache), Englisch (fließend), Spanisch, Französisch
(Grundkenntnisse)

Persönliche Interessen

Bergsport, Literatur, Reisen.

München, November 2004