

Titel: Das System der räumlichen Orientierung in der Schwerelosigkeit

Autoren: Jähn, S.; Schedler, O.¹

Institution: ¹ Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

Abstract: Der Einfluss der Schwerelosigkeit auf das System der räumlichen Orientierung erfolgt sowohl unmittelbar in Form der Beendigung der Einwirkung der Schwerkraft auf die gravitationsabhängigen Strukturen als auch durch die Veränderung des Charakters der Bewegungsabläufe in der SL selbst.

Das Fehlen der Wirkung der Schwerkraft beeinflusst in erster Linie das Otolithensystem des Vestibularapparates, welches für die Wahrnehmung von linearen Beschleunigungen bei Bewegungen des Kopfes verantwortlich ist. In der SL wird eine Neigung des Kopfes als eine Drehung registriert, aber die Otolithen nehmen die Neigung des Kopfes nicht wahr. Das ruft einen sogenannten sensorischen Konflikt hervor.

Analoge Veränderungen erfolgen in allen Analysatoren, die von der Gravitation beeinflusst werden.

Veränderungen im System der Bewegungen und Orientierung des Körpers im Raum treten von den ersten Sekunden der Schwerelosigkeit an auf. Sie treten zutage als Schwindelgefühl, als Illusionen in der Wahrnehmung des Raumes verschiedenster Art. 90% der Kosmonauten sprechen von solchen Illusionen. Diese äußern sich in Gestalt einer scheinbaren Kipplage oder Rückenlage des Körpers. Einige Kosmonauten sprechen von der Empfindung, als ob sich die Eingeweide nach oben verlagerten oder auch von Schwierigkeiten, den Blick auf einen bestimmten Gegenstand zu fixieren.

Die Veränderungen des Charakters der Bewegungen in der SL im Unterschied zu irdischen Bewegungen (Lauf, Gehen) bestehen im Folgenden:

- Die Verlagerungen des Körpers in der SL erfolgen durch Abstoßen mit Händen und Füßen von einem Festpunkt bzw. durch Erfassen von vorstehenden Elementen der Kabinausrüstung.
- Die Lageveränderungen haben keinen zyklischen Charakter.
- Die Verlagerung des Massenzentrums erfolgt gleichmäßig über alle drei Achsen etwa im gleichen Umfang; unter irdischen Bedingungen sind Schwankungen in Richtung von oben nach unten ausgeprägt.
- Der elementare Akt der Fortbewegung im Raum geht langsamer als unter irdischen Bedingungen vor sich und besteht aus drei Phasen: Beschleunigung - freier Flug (Schweben) - Abbremsen.

In der Schwerelosigkeit ist die Frequenz der Bewegung unter 0,5 Hz (infolge der Ausgeglichenheit der Bewegung). Das ist einer der Auslöser für einen sensorischen Konflikt und provoziert - im Zusammenspiel mit den unmittelbaren Einflüssen der Schwerelosigkeit - die kosmische Form der Bewegungskrankheit.

Bei etwa der Hälfte der Kosmonauten werden Symptome der kosmischen Form der Bewegungskrankheit als Reaktion des vegetativen Nervensystems (Übelkeit, Erbrechen, Appetitsverlust) und des zentralen Nervensystems (Schläfrigkeit, Schwäche, verringerte Arbeitsfähigkeit) beobachtet. Provozierende Faktoren der Bewegungskrankheit sind Bewegungen des Kopfes, besonders Neigungen, Fortbewegungen im Raumfahrzeug und (in geringerem Maße) Drehungen des Kopfes in horizontaler Ebene.

Wir unterscheiden bei Raumfahrern 3 Typen von Reaktionen der sensorischen Systeme auf die Bedingungen der Schwerelosigkeit:

- Der resistente Typ. Bei ihm fehlen Symptome von sensorischem und vegetativem Diskomfort. Dabei sind schwach ausgeprägte Illusionen möglich.
- Typ mit stark ausgeprägte Reaktionen für 2-3 Tage.

- Typ mit gemäßigten, aber bis zu 2 Wochen hingezogenen Symptomen von sensorischem und vegetativem Diskomfort.

Im Prozess der Adaptation an die Schwerelosigkeit formiert sich ein funktionelles System der räumlichen Orientierung, das normale Reaktionen des Kosmonauten im Raumfahrzeug bis zur Landung auf der Erde ermöglicht. Nach der Landung entsteht allerdings bei einigen Kosmonauten im Prozess der Readaptation ein Rezidiv der Bewegungskrankheit, welches die Fähigkeit zu selbständigen Bewegungen verschlechtert.

Der Blutkreislauf in der Schwerelosigkeit: Der Blutkreislauf unterliegt im Prozess der Adaptation an den Zustand der Schwerelosigkeit einer Evolution. Man spricht von einem Phänomen der Umverteilung des Blutes zu Beginn des Eintretens der Schwerelosigkeit zu einer schrittweisen Schwächung der Mechanismen, die der Gravitation entgegenwirken. Schließlich kommt es zu einer orthostatischen Instabilität bei der Rückkehr auf die Erde.

Mit dem Verlust des hydrostatischen Drucks in der SL führt der verständlicherweise höhere Tonus in den Blutgefäßen der unteren Körperhälfte zur Umverteilung des Blutes in die Gefäße der oberen Körperhälfte und hier hauptsächlich in die Lunge und Brusthöhle. Dabei wird der Abfluss des Blutes aus dem Gehirn erschwert. Der Blutdruck im Kopf ist lästig und auch sichtbar. Das Phänomen der Umverteilung des Blutes wird mit der Zeit schwächer, verschwindet aber selbst bei Langzeitflügen nicht vollständig.

Zu anderen gewichtigen Abweichungen von der normalen Funktion des Blutkreislaufes gehören Herzrhythmusstörungen bei einigen Kosmonauten.

Im Großen und Ganzen passt sich der Blutkreislauf effektiv an die Bedingungen der Schwerelosigkeit an. Er sichert unter anderen

hohe physische Belastungen, wie mehrstündige Arbeiten im freien Weltraum.

Bericht über medizinische Untersuchungsmethode eines Arztes. Kipptisch mit Lageveränderungen um 360°. Ausgangspunkt: Lage in der SL entspricht 7° Neigung.

Methodik unbeliebt, besonders die Empfehlung, in dieser Lage zu schlafen. Heute nicht mehr üblich.

Der Stütz- und Bewegungsapparat in der Schwerelosigkeit: Die Bewegungsaktivitäten des Menschen entwickelten sich im Verlauf der Evolution unter ständiger Einwirkung der Schwerkraft, die die Struktur und das Funktionieren der komplizierten Mechanismen der Bewegungskoordination in bedeutendem Maße bestimmte.

Mit dem Verschwinden des Schweregefühls als dem wichtigsten Moment der Bewegungskoordination in der Anfangsphase eines Raumfluges:

- leidet die Genauigkeit von Bewegungen,
- vergrößert sich die Zeit für die Durchführung von Operationen beim Arbeiten,
- wird die Einschätzung der erforderlichen Muskelkraft beim Umgang mit Gegenständen erschwert,
- verringert sich der Tonus der Muskeln, die der Schwerkraft entgegenwirken (Beuger für Hals, Oberkörper, Füße).

Die in der Schwerelosigkeit einsetzenden adaptiven Reaktionen des Bewegungsapparates ermöglichen eine relativ schnelle Umstellung auf die erforderliche Regulation der Bewegungen unter den neuen Bedingungen. Schon nach einigen Tagen werden die Bewegungen genau und ausgewogen. Die Koordination der Bewegungen in der Schwerelosigkeit ist somit ein Problem der ersten Tage beim Raumflug. Vorbereitendes Training, z. B. Parabelflüge auf speziellen Flugzeugen, ist dabei hilfreich.

Im Weiteren kommt es infolge der Verringerung der Belastung auf die Muskeln (besonders der statischen Belastung) und der ungenügenden Muskeltätigkeit zu Subatrophie (Atrophie ist die Verringerung von Organen oder Körperstoffen), also eines Abtrainierens der Muskeln - vorwiegend jener, die der Schwerkraft entgegenwirken. Es verringert sich die Rolle des muskulären Faktors im Funktionieren des Blutkreislaufes.

Das so genannte „Abtrainieren“ der Muskeln, aufgrund der orthostatischen Instabilität in der Schwerelosigkeit, stellt für den Raumfahrer hinsichtlich der Sicherung selbstständiger Bewegungen nach der Rückkehr auf die Erde eine schwierige Aufgabe dar. Besonders natürlich in einer Situation, wenn die Landung an einem unvorhergesehenen Ort erfolgt und keine Hilfe zu erwarten ist.

Die Verringerung der Belastung auf den Stütz- und Bewegungsapparat wirkt sich negativ auf die Knochenfestigkeit bei Langzeitflügen aus. Die Verringerung der statischen Belastung führt zu einer Verringerung der Prozesse der Neubildung der Knochensubstanz, der Störung des Phosphor-Kalium-Stoffwechsels, was letzten Endes zu einer Verringerung der Mineralstoffe im Knochen und damit zu einer Verringerung seiner Festigkeit führt. Der Entmineralisierung unterliegen vor allem jene Knochen, die unter irdischen Bedingungen die Gewichtsbelastung zu tragen haben.

Blutbildungsprozesse: Ausgangspunkt: Ein Mensch mit einem Gewicht von 70 kg hat etwa 5.500ml Blut, was 8% seiner Körpermasse entspricht. Die Blutverteilung im Organismus wird beeinflusst durch die Lage des Körpers, bezogen auf den Vektor der Schwerkraft. Das ist auch zutreffend in der Schwerelosigkeit, d. h. auch dann, wenn dieser Vektor wegfällt.

In sitzender oder stehender Position befinden sich etwa 3300ml im venösen Kreislauf, im arteriellen sind es 900ml; d. h. nur etwa 15% des Gesamtvolumens.

Unter Bedingungen der Schwerelosigkeit verlagert sich das Blut aufgrund des fehlenden hydrostatischen Druckgradienten aus dem venösen System in die zentralen Gefäße. Dieser Zustand löst eine Reihe von Anpassungsreaktionen aus. Es verringert die Produktion von Erythrozyten. Als Reflexreaktion vergrößert sich die Ausscheidung von Flüssigkeit und Salzen aus den Nieren. Im Ergebnis dieser Reaktionen verringern sich Blutvolumen, Zellflüssigkeit und Lymphflüssigkeit, was letztlich zur Entwässerung des Körpers und zur Eindickung des Blutes führt. Allmählich aber stellt sich ein Gleichgewichtszustand dieser Körperflüssigkeiten ein, der dem irdischen Verhältnis ähnlich ist.

Nach Ergebnissen der Untersuchungen an 42 amerikanischen Astronauten, die Raumflüge mit Raumfahrzeugen vom Typ APOLLO, SPACE SHUTTLE und SKYLAB unternommen haben, betrug im Mittel die Verringerung der Masse der Erythrozyten 197, des Blutplasma 301 und des gesamten Blutvolumens 498ml.

Hervorzuheben ist der wesentliche Unterschied dieser Probleme im Blutkreislauf zwischen Kurzzeitflügen und Langzeitflügen im Weltraum.

Bei kurzen Aufenthalten im Weltraum bleiben die energetischen Anforderungen des Organismus gesichert. Dagegen ist bei längeren Raumflügen eine Verlangsamung der Blutbildung charakteristisch, was zur Verringerung der Anzahl der Erythrozyten und des Hämoglobins führt. Die Wiederherstellung des Normalzustandes im roten Blut erfolgt bei längeren Flügen, im Vergleich zu Kurzzeitflügen, langsamer.

Title: Functional analysis of ventilators under hyperbaric conditions

Titel: Funktionsanalyse von Beatmungsgeräten unter hypobaren Bedingungen

Authors/Autoren: Schedler, O.¹; Stein, E.²

Institutes/Institutionen:

¹ Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

² Fachhochschule Lausitz, Fachbereich Informatik, Elektrotechnik, Maschinenbau (Dekan Prof. Dr. Ing. Biegel)

Abstract: 38,553 air rescue assignments are flown every year. 16.5% of this (n=6,347) affect disorders of the respiratory function with acute dyspnea and 5.7% (n=1,924) are carried out for lung diseases specifically. Altogether 3,560 treatments (9.2%) lead on to the performance of a mechanical ventilation therapy.

This therapy with ventilators takes place during the helicopter flight in 28.8% with emergency respirators and in 71.3% with ventilators from intensive therapy. Emergency respirators are portable ventilators with a limited range of functions. If ventilations performed, they take place in 16.6% as volume-controlled ventilation and in 14.6% as a pressure-controlled ventilation. Only in 2.5% of treatments assisted ventilation is performed. There was no differentiation of mechanical ventilation therapy in 66.3%.

Seven ventilators in five height profiles and seven measurements per device carried out about 10,000 individual measurements. Certainly nobody is able to represent the breathing gas distribution of the compact respirator Oxylog 3000 in two-compartment model in volume controlled mode for 750ml with 341.254ml*s.

Ausmaß und Bedeutung: Im folgenden Beitrag soll ein praxisnahes und -relevantes Ergebnis aus der Zusammenarbeit der Medizin, vertreten durch die ADAC Luftrettung und der Hochschule unter dem Motto: "Aus der Praxis, für die Praxis." vorgestellt werden.

In Senftenberg unterhält die ADAC Luftrettung GmbH München einen Luftrettungsdoppelstützpunkt, das bedeutet, dass hier ein Rettungstransporthubschrauber (RTH) Christoph 33 und ein Intensivtransporthubschrauber (ITH) Christoph 71 stationiert sind. Beide Hubschrauber entstammen der neusten Generation des Hubschrauberherstellers Eurocopter und sind mit modernen medizintechnischen Geräten ausgestattet. Insgesamt bestehen 31 ADAC Luftrettungsstationen, an welchen 38.553 Luftrettungseinsätze im Jahr geflogen werden. 16,5% (n=6.347) der Einsätze davon betreffen Störungen der Atemfunktion, wie zum Beispiel akute Luftnot. 5,7% der Rettungseinsätze (n=1.924) werden speziell wegen Krankheiten der Lunge durchgeführt, was in insgesamt 3.560 Behandlungsfällen (9,2%) zur Durchführung einer maschinellen Beatmungstherapie führt.

Diese Therapie mit Beatmungsgeräten erfolgt während des Hubschrauberflugs in 28,8% mit Notfallrespiratoren und in 71,3% mit Beatmungsgeräten aus der Intensivtherapie. Notfallrespiratoren sind transportable Beatmungsgeräte mit einer eingeschränkten Funktionsbreite. Werden Beatmungen durchgeführt, finden sie in 16,6% als volumenkontrollierte Beatmung und in 14,6% als druckkontrollierte Beatmung statt. Nur in 2,5% der Behandlungsfälle wird eine assistierte Beatmung durchgeführt. In 66,3% erfolgte keine Differenzierung der maschinellen Beatmungstherapie.

Problemidentifikation: Die Unterscheidung der Beatmungsformen spielt im Zusammenhang der Problemidentifikation eine wesentliche Rolle. Während in der volumenkontrollier-

ten Beatmung das zu applizierende Atemhubvolumen konstant und der dadurch entstehende Beatmungsdruck in den Atemwegen variabel ist, wird während der druckkontrollierten Beatmung der maximal zu erreichende Atemwegsdruck vorgegeben. Das applizierte Atemvolumen ist dabei variabel. Eine assistierte Beatmung bedeutet, dass der Patient eigene Atembemühungen hat, welche in der Regel druckunterstützte Beatmungshilfe erfährt. Die voreingestellten Beatmungsmöglichkeiten unterscheiden sich jedoch im Wesentlichen durch den Atemgasstrom (Flow). Die damit verbundene Problemidentifikation betrifft somit die Veränderungen des Flow durch Barometerdruckveränderungen, Vibrationen der Hubschrauberkabine sowie höhenbedingten Temperaturänderungen [Literatur].

Da diese in der Luftrettung auftretenden physikalischen Veränderungen erheblichen Einfluss auf den Atemgasfluss und damit auf die Durchführung der Beatmungstherapie haben, wurden in Laborsimulationsstudien und Beatmungsanalysen sowie in gemeinsamen Datenberechnungen deren medizinische Bedeutung und der damit begründeten physiologischen Auswirkung analysiert.

Aus Untersuchungen während Bergexpeditionen und Unterdruckkammerexperimenten ist bekannt, dass sich mit zunehmender Höhe die Atemwegsparameter und Atemvolumina verändern. So kommt es in 8.000 Fuß (2.600m) zur Zunahme des Residualvolumens, des maximal expiratorischen Atemwegsflusses (PEF) mit höhenbedingten Abnahme des Strömungswiderstandes (W_{turb}) und der Atemgasdichte.

Das Residualvolumen ist die Gasmenge, welche sich nach einer maximalen Ausatmung noch in den Lungen befindet. Ihre Größe wird mit etwa 2.500ml angegeben. Der maximale expiratorische Atemwegsfluss (PEF) bezeichnet den Atemgasfluss während der Ausatmung und gilt als Größe für die Ausatemwider-

stände. Diese werden durch das Bronchialsystem und durch die Atemgaszusammensetzungen beeinflusst.

Studienergebnisse: Die Laborsimulationsstudien fanden in der Unterdruckkammer der Luftwaffe im flugphysiologischen Institut in Königsbrück statt. In diesen Untersuchungen wurden Notfallbeatmungsgeräte und Beatmungsgeräte aus der Intensivmedizin einer Funktionsanalyse in einem realen Höhenprofil von 2.500 Fuß (750m) bis 10.000 Fuß (3.500m) unterzogen. Dazu wurde ein computergestützter Lungensimulator (ASL 5000 Ingmar Medical) verwendet. Die Steuerungs- und Auswertungssoftware beruhte auf LabVIEW. Anhand dieser Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass während der Beatmung in hypobare Umgebungsbedingungen mehr Volumen appliziert wurde, als von dem Anwender erwünscht. Diese Volumenbelastung wird jedoch nicht vom Beatmungsgerät erkannt.

Je nach Hersteller werden für Notfallbeatmungsgeräte Abweichungen von 15 bis 20% des Atemminuten- bzw. Atemhubvolumens als Referenzwertbereich toleriert. In der Gruppe der Notfallbeatmungsgeräte wurden bis zu 400ml pro Atemzug mehr Volumen verabreicht. Das entspricht dem normalen Atemzugvolumen eines erwachsenen Menschen. In der Graphik 1 sind die Volumenabweichungen dargestellt. In der Abszisse befinden sich die applizierten Volumina in Milliliter. Auf der Ordinate sind die gewählten Atemhubparameter (z. B. 500ml) in den jeweiligen Druckhöhen in Fuß dargestellt. Die Tabelle 1 zeigt die Messergebnisse in Milliliter. (Grafik 1/Tabelle 1).

Grafik 1: Volumenmessungen an Notfallrespiratoren in hypobaren Bedingungen

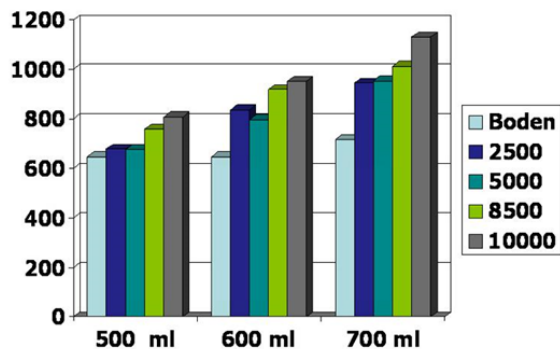


Tabelle 1: Volumenveränderungen in hypobaren Untersuchungen

	500ml	600ml	700ml
Boden	648	647	717
2.500	678	836	945
5.000	676	797	953
8.500	758	919	1.011
10.000	807	952	1.131

In der Tabelle 1 sind die Änderungen der Beatmungsparameter für die jeweiligen Atemhubparameter z. B. 500ml in den entsprechenden Druckhöhen z. B. 5.000 Fuß angegeben. Auch in der Gruppe der Beatmungsgeräte aus der Intensivmedizin sind Atemvolumenzunahmen nachgewiesen worden. Diese übersteigen mit zunehmender Höhe ihre von Hersteller angegebenen Referenzwerte, so dass ab 10.000 Fuß (3.500m) alle Beatmungsparameter außerhalb ihrer Referenzwerte lagen [Literatur]. Die Tabelle 2 zeigt die Messergebnisse aus der Messung der Intensivrespirator in ml.

Tabelle 2: Volumenveränderungen bei Intensivrespiratoren in hypobaren Bedingungen

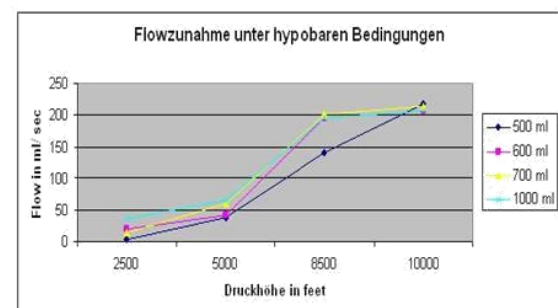
	500ml	600ml	700ml	1.000ml
Boden	502	604	706	1.065
2.500	520	615	732	1.107
5.000	572	691	812	1.190
8.500	516	808	941	1.386
10.000	689	832	983	1.438

Die Tabelle 2 zeigt die Veränderungen der voreingestellten Atemhubparameter, z. B. 600ml in der entsprechenden Druckhöhe, z. B. 8.500

Fuß auf. Im Gegensatz zu den Messungen der Notfallrespiratoren wird die Atemgaszusammensetzung nicht durch das Venturi-Prinzip, sondern durch oszillierenden High Pressure Servo Ventile (HPSV) realisiert. Dadurch wird eine verbesserte Atemgasmischung entsprechend der voreingestellten Sauerstoffkonzentration erreicht. Dennoch unterliegen die HPSV und damit auch Intensivrespiratoren den physikalischen Veränderungen durch wechselnde Umgebungsbedingungen.

Da die verabreichten Atemhubvolumen eine Funktion des Atemgasflusses sind ($\text{Flow} = \text{Volumen} / \text{Zeit}$), konnte ein konstant ansteigender Atemgasfluss nachgewiesen werden. In der Grafik 2 werden die maximalen Atemgasströmungen (Peak Flow) in ml/sec und die entsprechende Druckhöhe in Fuß aufgezeigt. Dabei sind die eingestellten Atemhubvolumen als Linie aufgezeigt.

Grafik 2: Atemgasflussveränderungen von Intensivrespiratoren in hypobaren Bedingungen



In der Grafik 2 ist zu erkennen, dass mit zunehmender Höhe auch der maximale Atemgasfluss stark zunimmt. So wird eine Steigerung des Atemgasflusses von 200ml/sec aufgezeichnet, was bei einer Einatemzeit von 2 Sekunden eine Volumenzunahme von 400ml entspricht.

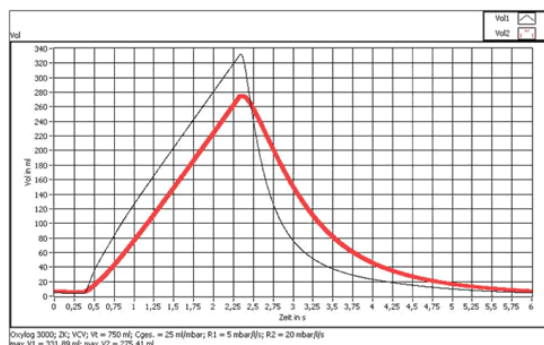
Somit wurden von 7 Beatmungsgeräten in 5 Höhenprofilen und 7 Messreihen pro Gerät etwa 10.000 Einzelmessungen durchgeführt. Dadurch konnte die physikalische Gesetzmäßigkeit auch für die Beatmung im Luftrettungsdienst nachgewiesen werden. Es blieb

jedoch ungeklärt, wie diese Atemwegsdruckunterschiede und Atemvolumenschwankungen die intraalveoläre Gasverteilung beeinflussen. Weiterhin bestand keine Möglichkeit den Betrag der Gasverteilungen zu berechnen.

Für die Verarbeitung und komplexe Auswertung dieser großen Datenmengen ist die übliche Standard-Software nicht geeignet.

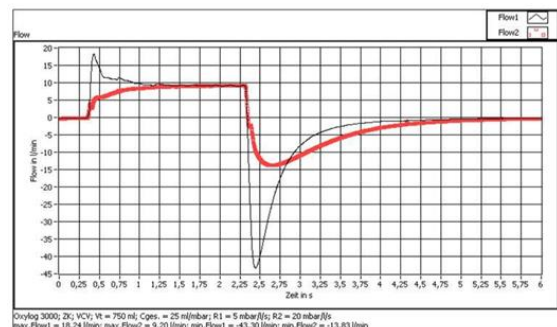
Praktische Relevanz: Zur Analyse der Messdaten für Atemvolumen und -gasfluss aus den Lungen-Kompartiment-Versuchen wurde, mit Hilfe der besonders für Messdatenerfassung und -verarbeitung geeigneten Software-Entwicklungsumgebung Lab-VIEW, ein Auswertungsprogramm zur Berechnung der intraalveolären Gasverteilung entwickelt. Mit dessen Hilfe kann nicht nur der Betrag der strömenden Gasvolumina in ml/sec errechnet werden, sondern es sind auch Aussagen darüber möglich, wohin sich das Gasvolumen verteilt.

Grafik 3: Volumendifferenzen unterschiedlich konfigurierter Lungenabschnitte



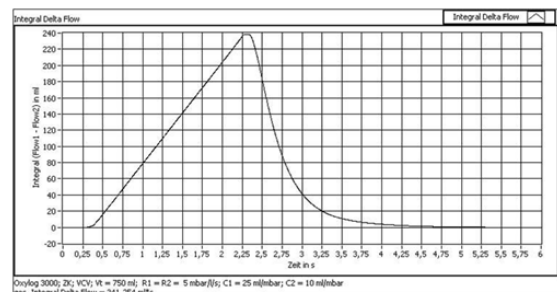
In der Grafik 3 sind die Beatmungskurven für das Volumen im Zweikompartimentmodell aufgezeigt. In einem Zweikompartimentmodell werden den Bereichen unterschiedliche Dehnbarkeitswerte (Compliance) und Widerstandswerte (Resistance) zugeordnet. So kann nachgewiesen werden, dass die „erkrankte“ Lunge (rot) weniger belüftet wird. Aus der inspiratorischen und expiratorischen Volumendifferenz ergibt sich die intrapulmonale Gasvolumenverteilungsstörung. In der Graphik 4 sind die im Zweikompartimentmodell zugehörigen Atemgasflusskurven abgebildet.

Grafik 4: Atemgasflussveränderungen unterschiedlich konfigurierter Lungenabschnitte



Aus der Differenz des durch Widerstand veränderten Strömungskanal ergeben sich die intraalveolären Gasverteilungsstörungen. Wiederum kann nachgewiesen werden, dass in die „erkrankte“ Lunge weniger Atemgas transportiert wird.

Grafik 5:



Die Bedeutung dieser Entwicklung ist in ihrer Größe und Relevanz für die Beatmungstherapie noch nicht abschätzbar. Sicher ist, dass niemand die Atemgasverteilung des Kompaktrespirator Oxylog 3000 im Zweikompartimentmodell im volumenkontrollierten Modus für 750ml mit 341,254ml*s angeben kann. In Grafik 5 wird das Integral des Atemgasflusses als intraalveoläre Gasverteilungsstörung aufgezeigt.

Literatur:

[1] Schedler, O.; Arterielle Blutgasanalyse in der Luftrettung. Abschätzung des alveolären Sauerstoffpartialdrucks und der Shuntfraktion. Notfall-&Rettmed.2003;6:414-18

[2] Schedler, O.; Kalske, P.; Handschak, H.; Bedside blood gas analysis in air rescue operations. AMJ.2004;23(2):36-9

[3] Schedler, O.; RTH Transport von ARDS Patienten. Welche Auswirkungen hat die Veränderung des Sauerstoffpartialdrucks? Rettungsdienst.2004;27(3):60-4

[4] Schedler, O.; Stein, E.; Veränderung von Beatmungsparametern unter hypobaren Umgebungsbedingungen. 13. Jahrestagung Luftrettung 2005; ISBN 3-933266-90-4; S:308

[5] Schedler, O.; Handschak, H.; Das Liquid-oxygen-System (LOX). Neues System für Transport und Applikation von Sauerstoff in der Luftfahrt. Notfall-&Rettmed.2007(1):32-36

[6] Schedler, O.; Miosga, J.; Hensel, M.; Funktionsparameter des Notfallrespirator Oxylog Standard/1000 - Eine Laboruntersuchung in der Druckkammer. Der Notarzt2007;23;130-134

[7] Schedler, O.; Volume controlled ventilation with Evita 4 intensive ventilator under hypobaric conditions: A lung simulator analysis. Journal of Chinese clinical medicine 2007;2(3), ISSN 1562-9023

Titel: Volumensubstitutionstherapie im Luftrettungsdienst

Autor: Schedler, O.

Institution: Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

Abstract: Rettungsdienst und Luftrettung: Die präklinische notfallmedizinische Versorgung der Bevölkerung erfolgt im Rahmen des Rettungsdienstes, wobei die notärztliche Versorgung im Verbund mit der Notfallrettung und dem Krankentransport erfolgt. Die Notfallversorgung der Bevölkerung im Rettungsdienst erfolgt durch speziell qualifizierte Ärzte (Notärzte) mit den Mitteln der präklinischen Intensivmedizin. Der Notarzt ist zuständig für akut und potentiell lebensbedrohliche Erkrankungen und Verletzungen. Einer möglichst geringen Hilfsfrist - der Zeitspanne zwischen der Annahme eines Notrufes in der Leitstelle für den Rettungsdienst und dem Eintreffen des Notarztes/der Rettungsassistenten beim Unfall/Notfallpatienten - kommt im Rahmen der Notfallrettung zentrale Bedeutung zu [1]. Die Bundesrepublik Deutschland verfügt heute über 53 Rettungshubschrauber, die nicht nur den bodengebundenen Rettungsdienst, sondern darüber hinaus auch die Versorgung von Patienten in für Rettungs- und Notarztwagen schlecht erreichbarem Gelände sichern. Bei der Analyse der Letalität bei polytraumatisierten Patienten zeigten sich jüngst Vorteile beim nicht-bodengebundenen Transport [2]. Seit der Einführung der Luftrettung (erster Modellversuch 1968) in Deutschland wurden mehr als 1 Million Einsätze geflogen. Davon über 375.000 alleine von der gemeinnützigen ADAC-Luftrettung. Das ADAC-Luftrettungsnetz umfasst derzeit 41 Hubschrauber an 32 Standorten. Dazu gehören sechs Intensivtransport-Hubschrauberstationen (Greven, Hamburg, Köln, Mainz, Murnau, Senftenberg) [3].

Traumatologie und Volumensubstitution: Für Patienten <50 Jahren haben Traumata eine

größere sozioökonomische Bedeutung als kardiovaskuläre oder maligne Erkrankungen [4]. Die Gabe von Volumenersatzmittel in der Erstversorgung von trauma- bzw. polytraumatisierten Patienten gehört zu den primären ärztlichen Maßnahmen. Eine reduzierte Menge des Blutvolumens durch Verletzungen oder aufgrund zentralnervöser Einflüsse (z.B. vasovagaler Schock) hat schwerwiegende Folgen für die Makro- und Mikrozirkulation des Organismus. Die Versorgung des Gewebes mit Sauerstoff und der Abtransport von Stoffwechselabfallprodukten sind entsprechend stark eingeschränkt, mit letztendlich lebensbedrohlichen Konsequenzen. Die präklinische und klinische Gabe von Infusionen hat vor allem das Ziel, das intravasale Volumen zu stabilisieren und somit das extrazelluläre Volumen zu sichern. Mit der Stabilisierung des Blutdrucks soll gleichzeitig die Versorgung der Organe mit Sauerstoff gewährleistet werden.

Neben der primären cerebralen Versorgung ist vor allem eine Funktionsaufrechterhaltung der Nieren durch einen stabilen Blutdruck essentiell [5].

Bei bestimmten Verletzungen kann die rasche Beseitigung von Hypovolämie und Hypotension jedoch die Prognose des Patienten verschlechtern [6]. Eine ausgewogene, zielorientierte und kalkulierte Volumentherapie sollte also das Ziel eines jeden Rettungsmediziner sein.

Volumenersatzmittel:

Kristalloide

Kristalloide sind Elektrolytlösungen oder niedrigmolekulare Kohlehydratlösungen (Glucose), die frei durch die Gefäßmembran diffundieren können. Man differenziert hier zwischen Teil- und Vollelektrolytlösungen entsprechend ihrem Natriumgehalt (Vollelektrolytlösungen > 120 mmol/l bei einem max. Kaliumgehalt von 5 mmol/l).

Kolloidale Lösungen

Kolloidale Volumenersatzmittel kommen bei Patienten mit großem Volumenverlust (Polytrauma etc.) zur Anwendung. Man unterscheidet hier zwischen:

- körpereigene Lösungen (z. B. Albumin)
- synthetische Lösungen (z. B. HAES, Dextrane, Gelatine) sowie zwischen
- Plasmaersatzmitteln und
- Plasmaexpandern.

Am meisten verbreitet ist die aus Wachsmaisstärke hergestellte Hydroxyethylstärke (HAES). Ihr Wirkmechanismus beruht darauf, dass die HAES-Moleküle mit dem durch sie gebundenen Wasser in der Blutbahn bleiben, da sie zu groß sind, um diese zu verlassen. Dies führt zu einem wesentlich besseren Volumeneffekt, als das mit Teil- oder Vollelektrolytlösungen möglich wäre. Des Weiteren könne Kolloidale, insbesondere die Plasmaexpander die Fließeigenschaften des Blutes verbessern, was sich vor allem bei Hypovolämien und Schock positiv bemerkbar macht. Nachteil der kolloidalen Lösungen ist das erhöhte Allergiepotential aufgrund der Kolloide (Eiweißmoleküle), daher ist bei Gabe dieser Infusion besonders auf allergische Reaktionen zu achten (Quaddelbildung, Hautrötungen etc.).

Hypertone-hyperonkotische Lösungen (Plasmaexpander)

Plasmaexpander sind hochkonzentrierte hypertone Natriumlösungen. Sie sind in der Lage in Verbindung mit HAES Flüssigkeit aus den Gefäßwandzellen und dem Interstitium zu ziehen und so einen maximalen Volumeneffekt zu erzielen. So kann die Gabe einer bestimmten Menge des Plasmaexpanders (z. B. HyperHAES) zu einem Vielfachen des intravasalen Volumens führen (sog. "Small-volume-resuscitation").

Material und Methode:

Material

Sechs aus Microsoft Access® umgewandelte Office Excel® Datenbanken mit den Einsatzdaten der Jahre 1999, 2000, 2001, 2002, 2003, 2004 und 2005. Die Daten beziehen sich auf die Luftrettungseinsätze des CHR 33 und des CHR 17 im Raum Senftenberg/Spremberg. Hier wurde anhand des Rettungsdiensteinsatzprotokolls pro Jahr eine Datenbank mit den vollständigen ärztlichen Tätigkeiten inklusive Orts- und Zeitangaben angelegt.

Die Hubschrauben unterstehen dem ADAC und wurden uns freundlicherweise für folgende Analysen zur Verfügung gestellt.

Weiterhin fand eine Recherchearbeit in den angeflogenen Krankenhäusern statt. Hier erfolgte die manuelle Erhebung weiterer wichtiger Parameter für die Verweildauereanalysen. Den Archiv- und Aktenzugang ermöglichte unter anderem das Carl Thieme Klinikum in Cottbus und das Klinikum Senftenberg.

Zusätzlich erfolgte eine Hintergrundrecherche in verschiedenen Studien und Journal via PubMed und dem Zugang der Charité.

Methode

Die Auswertung der Daten, die Erstellung der Statistiken erfolgte via Office Excel 2003 und Word 2003 (©Microsoft) mit einem üblichen Personalcomputer.

Folgende Kriterien der Originaldaten wurden bei der Auswertung berücksichtigt und in einer Excel Tabelle zusammengefasst (alphabetische Sortierung):

Atemfrequenz Ankunft, Atemfrequenz Übergabe, Alarmierungszeit, Ankunftszeit, Blutzucker, Einsatzende, Einsatzort, Flugzeitpatient, GCS Ankunft, GCS Übergabe, Geburtsdatum, Geschlecht, Herzfrequenz Ankunft, Herzfrequenz Übergabe, Kolloide, Kristalloide, Medikamente, MEES Score Ankunft, MEES Score Übergabe, NACA Score, RR_{Syst.} Ankunft, RR_{Syst.}

Übergabe, Sauerstoffsättigung Ankunft, Sauerstoffsättigung Übergabe, Todesfeststellung, ISS Score Face, ISS Score Hals, ISS Score Abdomen, ISS Score Brust, ISS Score Extremitäten, ISS Score Weichteile, Übergabezeit, Venöser Zugang, Transportziel.

Ergänzt wurden die Daten durch folgende Kriterien bzw. Berechnungen:

Delta MEES, Alter bei Unfall, Analgesie, Narkose, Delta RR, Trauma, Prähospitalisierungszeit, Jahr, Entlassungsdatum, Tage Aufenthalt, Entlassungsgrund, ITS Verweildauer, Predicted Blunt TRISS, Predicted Penetrated TRISS.

Aufgabenstellung

Die Idee ergab sich aus der Tatsache, dass aktuelle Studien zeigten...

So mussten zunächst die 10.423 Originaldatensätze nach den Studienvorgaben gefiltert werden. Folgende Filter kamen dabei zu Einsatz:

1. Filter:

- Primäreinsatz, Primärtransport, Sekundäreinsatz
- Ausschluss von: Fehltransporten, Sonstige Transporte

2. Filter:

- Traumapatienten mit mindestens einem Trauma
- Ausschluss von Bagatelverletzungen oder internistischen/neurologischen Ursachen

3. Filter:

- (Über-)lebende Patienten und im Hubschrauber behandelte Patienten
- Ausschluss von Verstorbenen am Unfallort und ambulant behandelten

4. Filter:

- Vollständigkeit Angaben über Alter/GCS (1/2); RR (1/2); AF (1/2); NACA/MEES (1/2)

Dadurch ergab sich eine endgültige Datenmenge von 1.117 Datensätzen, die Grundlage für folgende Analysen wurde.

Epidemiologie:

Datenmenge

Insgesamt wurden in den Jahren 1999-2005 1.117 Datensätze mit traumatologisch relevanten Diagnosen aus der ADAC Einsatzdatenbank gefiltert. Das entspricht 10,72% von der Gesamtmenge der Daten.

Während die erfasste Datenmenge in den Jahren 1999-2003 stabil geblieben war (max. +0,6%), bestand ab dem Jahr 2004 eine deutliche Steigerung in der Anzahl. Im Vergleich zu 1999 war die analysierbare Datenmenge um 29,8% im Jahr 2004 und 22,7% im Jahr 2005 gestiegen.

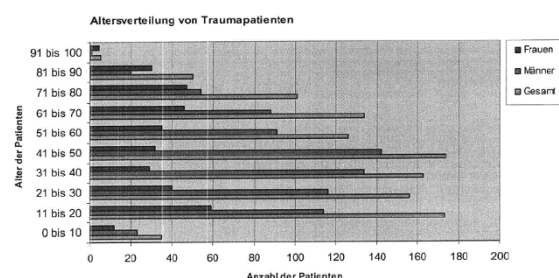
Jahr	Fallzahl
1999	154
2000	143
2001	130
2002	155
2003	146
2004	200
2005	189
Gesamt	1.117

Tabelle 1: Anzahl der erfassten Datensätze im Jahresvergleich

Altersverteilung von Traumapatienten

Untersucht wurde hier die Abhängigkeit vom Geschlecht der Patienten auf das Risiko ein Trauma zu erleiden. Eingeschlossen wurden Patienten von 2 Monaten bis 93 Jahren. (n=1117) In der zugrundeliegenden Datenmenge waren die meisten betroffenen Patienten in einem Alter zwischen 20 und 50 Jahre (n=392/29,5%) alt und männlich. Ältere männliche Erwachsene (Alter > 50 Jahre) waren die zweihäufigste (n=254/22,7%) Größe.

Kinder und Jugendliche bis zu einem Alter von 18 Jahren waren die am wenigsten vertretene Datenmenge (n=137/12,3%). Im Alter von 1-80 Jahren dominierte der Anteil der männlichen Verletzten (71,8% zu 28,2%) während ab 80 die Anzahl der weiblichen Patientinnen überwog (61,8% zu 38,2%). Der weibliche Anteil sinkt im Verhältnis zum männlichen Geschlecht bis einem Alter von 31-40 (17,8% zu 82,2%) ab und steigt dann jedoch wieder an.



Grafik 1: Altersverteilung von Traumapatienten (n=1.117); Unterscheidung von Traumahäufigkeit bei Männern (n=783) und Frauen (n=334)

Verletzungsmuster bei Traumata

Untersucht wurde nun die Häufigkeit von Verletzungen bei Traumapatienten (n=1.117). Bei einigen Patienten traten mehrere Verletzungen auf. Jede Verletzung wurde einzeln gezählt (n=2.029 Verletzungen). Prozentual gesehen waren die meisten Verletzungen an den Extremitäten (30%) zu finden. Weiterhin zeigten 24% ein Schädel-Hirn-Trauma. 16% zeigten Wirbelsäulen- und 11% Thoraxverletzungen. Weniger häufig waren die Verletzungen des Gesichtes (8%), der Weichteile (7%) oder des Beckens (4%).

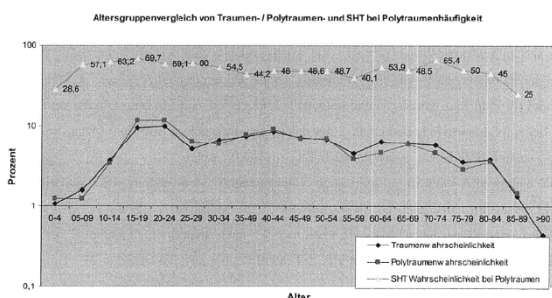
Traumamuster	Häufigkeit
Becken	85
Weichteile	132
Gesicht	160
Thorax	227
WS	325
SHT	497
Extremitäten	603

Tabelle 2: Verletzungsmuster von Traumapatienten (n=1.117) in den Jahren 1999-2005

Altersgruppenvergleich zwischen Traumata, Polytraumata und SHT

Zunächst wurden Altersgruppen (jeweils 5 Jahre Schritte/ $n=1.117$) gebildet und dann die Wahrscheinlichkeiten ein Trauma überhaupt, ein Polytrauma oder ein Schädel-Hirn-Trauma bei Polytrauma zu erleiden untersucht. Die Patienten mit dem höchsten Risiko ein Trauma zu erleiden waren zwischen 15 und 24 Jahre alt ($n=218/19,5\%$). Die Wahrscheinlichkeit ein Polytrauma in dieser Altersgruppe zu haben korrelierte mit der Wahrscheinlichkeit ein Trauma zu erleiden und lag hier bei 23,86%. Patienten unter 5 Jahren und über 90 Jahren hatten mit unter 2% das geringste Risiko ein Trauma oder Polytrauma zu erleiden. (0-4 Jahre: 1,07% / <90 Jahre: 0,44%). Das Risiko eines Schädel-Hirn-Traumas bei traumatischen Verletzungen in der untersuchten Datenmenge lag in jeder Altersgruppe über 25%. Mit 69,7% war die Altersgruppe der 15-19-jährigen die am häufigsten mit einem SHT assoziierte Traumapatientengruppe. Damit hatten mehr als zwei Drittel der Polytraumata im Alter von 15-19 ein Schädel-Hirn-Trauma erlitten. Ein zweiter Peak fand sich bei Patienten im Alter von 70-74 Jahren mit 65,4%.

Grafik 2: Wahrscheinlichkeitsberechnung eines Patienten mit einem bestimmten Alter ein Trauma zu erleiden



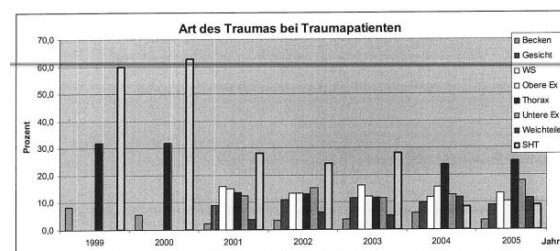
Unterschieden zwischen Polytrauma und Wahrscheinlichkeit ein SHT bei einem Polytrauma mit zu erleiden. Logarithmische Skalierung.

Häufigkeiten von erfassten Traumamustern im Jahresvergleich

Untersucht wurden die Traumamuster in der Entwicklung über die Jahre 1999-2005 und ihre Veränderungen in der Häufigkeit. ($n=2.029$). Erst ab dem Jahr 2001 wurden zusätzlich die Traumamuster Gesicht, Extremitäten, Weichteile miterfasst. Es wurden die absoluten Zahlen in Verhältnis zur Verletzungshäufigkeit des entsprechenden Jahres gesetzt.

Da in den Jahren 1999 und 2000 weniger Kategorien erfasst worden sind, beginnt die Analyse erst ab dem Jahr 2001.

Die Schädel-Hirn-Traumastatistik zeigt einen deutlichen Abfall in der Häufigkeit: Während 2001 noch 28,2% aller Verletzungen ein Schädel-Hirn-Trauma enthielt, waren es im Jahre 2005 nur noch 9,0%. Das entspricht einer Reduktion von 67,9% innerhalb von vier Jahren. Verletzungen des Thorax (2001 = 13,5%) nahmen über die Jahre (2005 = 25%) stark zu (85,2%). Weichteilverletzungen hingegen stiegen von 2001 bis 2005 um über 300% an (3,9% auf 11,7%). Eine Zunahme erfolgte auch bei Verletzungen der unteren Extremitäten: 2001: 12,5% auf 2005 17,8% (Zunahme von 42,5%).



Grafik 3: Relative Häufigkeiten von verschiedenen Verletzungen und deren Auftreten in den Jahren 1999-2007

Übersicht von Maßnahmen an Traumapatienten in den Jahren

Statistische Analyse über die Häufigkeit verschiedener ärztlicher Tätigkeiten an Traumapatienten. Untersucht wurde, wie oft einzelne Maßnahmen im Verhältnis zum Gesamtkollektiv der Traumafälle des jeweiligen Jahres

durchgeführt worden sind. Erst ab dem Jahr 2004 gibt es Daten über die Häufigkeit der venösen Zugänge.

Zusammenfassend kann gesagt werden: Die Quote von notwendiger Analgesie von traumatischen Patienten lag in den Jahren 1999-2003 über 60%, sank jedoch ab 2004 auf nur noch 42%, während die Zahl der notwendigen Intubationen von 1999 in 8,9% der Fälle auf im Jahr 2005 auf 14,3% angestiegen ist. Auch die Anzahl der Patienten mit einer GCS von 15, einer Sauerstoffsättigung von über 95% und einem Blutdruckwert von über 120mmHg stieg von 22,3% im Jahr 1999 auf 39,1% im Jahr 2005. Das bedeutet eine Steigerung von 75% von Transporten von Vitalparameter stabilen Patienten via Hubschrauber.

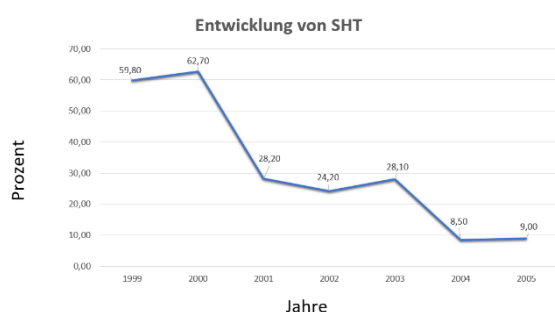
	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005
Analgesie	61,68	69,91	66,92	77,41	60,96	42,00	42,30
Intubation / Beatmung / Narkose	14,29	28,87	20,77	19,35	19,18	7,50	8,99
Blutzuckerbestimmung	4,45	2,79	5,38	10,97	10,27	23,00	14,81
O ₂ über 95%	71,43	67,13	72,31	68,38	64,38	72,50	78,31
RR über 120	61,04	57,34	64,62	63,23	63,01	60,50	61,09
GCS bei 15	-	39,10	54,50	52,90	58,22	27,00	29,10
Venöser Zugang	-	-	-	-	-	88,00	86,86

Tabelle 3: Übersicht über die Entwicklung der verschiedenen ärztlichen Tätigkeiten in ihrer prozentualen Häufigkeit bei Traumapatienten über die Jahre 1999-2005 (Angaben in % erfüllt)

Entwicklung des Risikos des Vorliegens eines SHT bei Traumapatienten

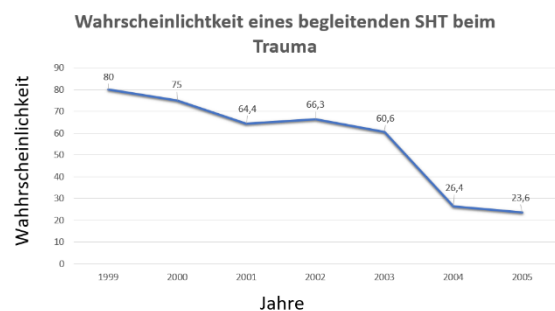
Entwicklung des Schädel-Hirn-Trauma-Anteils bei traumatischen Verletzungen. Im Jahr 1999 zeigten 59,8% der Verunfallten ein isoliertes oder begleitendes Schädel-Hirn-Trauma, während es 2005 noch 9,0% waren.

Grafik 4: Abfall des Anteils der SHT bei Traumapatienten von 1999-2005



Wahrscheinlichkeit bei einem Monotrauma ein begleitendes SHT zu finden

Grafik 5: Monotraumata mit SHT Beteiligung

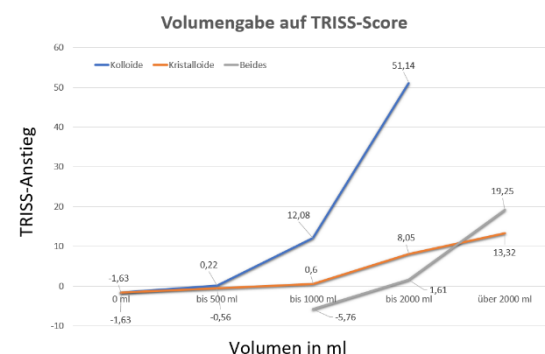


Während man 1999 noch bei circa 80% der Verunfallten ein begleitendes SHT finden konnte, sank die Zahl in den letzten Jahren weit ab (2005/23,6%). Die stärkste Abnahme gab es zwischen dem Jahr 2003 (60,6%) auf 2004 (26,4%).

Ergebnisse:

TRISS-Effekte

Grafik 6: Verschiedene Volumenersatzmittel bei Traumapatienten



Analysiert wurde die Auswirkung der prähospitalen Gabe von Volumenersatzmitteln auf die Entwicklung des TRISS Score. Untersucht wurde die Gabe von kristalloiden und kolloidalen Volumenmitteln.

Kein Volumen (n=547):

Die Daten zeigen, wo kein Volumen nötig war bzw. gegeben worden ist, einen durchschnittlichen Benefit für den Patienten (-1,63 Punkte Senkung auf der TRISS Score).

Kristalloide Volumenersatzmittel (n=529):

Bei der Gabe von kristalloider Flüssigkeit zeigte sich durchgehend eine ansteigende Verschlechterung der Überlebenswahrscheinlichkeit des Patienten. Selbst bei kleinen Mengen (500ml; n=375) zeigte sich keine Abnahme in der Sterbewahrscheinlichkeit (TRISS 0,22). Bei großen Volumenmengen zeigte sich eine proportionale Steigerung des TRISS-Score (TRISS 13,32 bei mehr als 2 Litern).

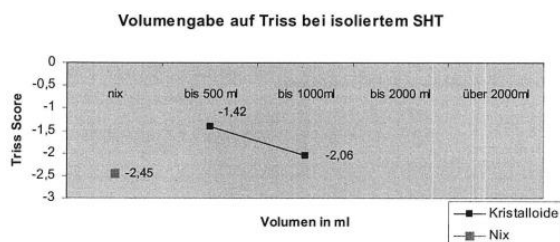
Kolloide Volumenersatzmittel (n=12)

Hier zeigte sich in der Gabe von wenig Volumen ein geringer Benefit für den Patienten (TRISS -0,56) während große Volumenmengen eine Verschlechterung zeigten (n=1; 2000ml TRISS 51,1).

Kristalloide + Kolloide Volumenersatzmittel (n=29)

Die Gabe von kristalloider und kolloidaler Volumenersatzmittel in geringer Menge (jeweils 500ml; n=7) zeigte den besten Benefit für das wahrscheinliche Überleben. (TRISS -5,78), während die Gabe von größeren Mengen wieder eine Senkung bedeutete.

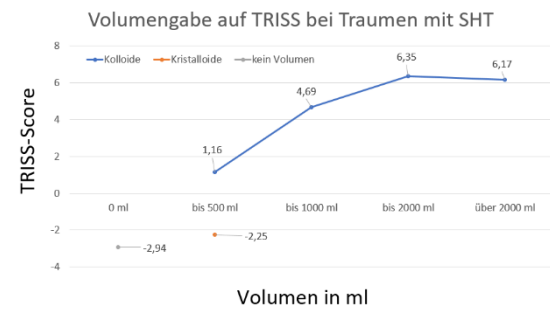
Grafik 7: Volumenersatzmittel bei isoliertem SHT



Grafik 7: TRISS-Score-Veränderungen bei Patienten mit einem isoliertem SHT (ohne weitere Verletzungen) bei Volumengabe

Es wird deutlich, dass der stärkste Benefit in der Restriktion liegt (TRISS -2,45 bei 0ml). Eine geringe Volumengabe muss jedoch nicht unbedingt negativ sein.

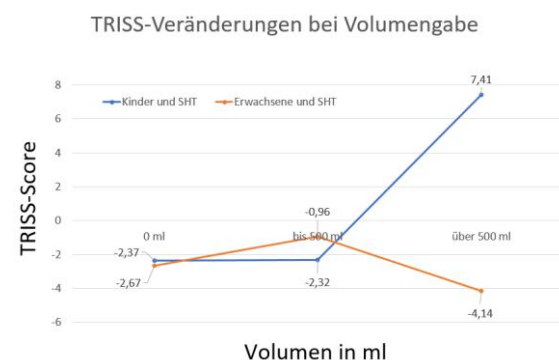
Grafik 8: Volumenersatzmittel bei Monotraumata mit SHT



Grafik 8: TRISS-Score-Veränderungen bei Patienten mit einem begleitendem SHT (mit weiterer Verletzung) bei Volumengabe

Hier zeigte sich auch der stärkste Benefit in der Restriktion. Keine Gabe senkt den TRISS-Score um -2,94 Punkte. Die Gabe von geringer kolloidaler Flüssigkeit scheint hier auch einen positiven Effekt zu haben (500ml/TRISS -2,25), während die Gabe von kristalloider Flüssigkeit, im Gegensatz zum isolierten SHT, hier auch in kleinen Volumengaben keine Senkung der Sterbewahrscheinlichkeit zeigte (500ml/TRISS 1,16).

Grafik 9: Volumengabe bei SHT - Vergleich Kinder + Erwachsene



Grafik 9: Vergleich Kinder (bis 18 Jahren) und Erwachsene mit Schädel-Hirn-Trauma bei Volumensubstitution von kristalloiden Ersatzmitteln

Kinder:

Personen unter 18 Jahren zeigen einen Benefit von gar keiner bis geringer Volumensubstitution (bis 500ml/TRISS -2,32). Bei mehr als 500ml erhöht sich der TRISS-Score wieder (bei über 500ml/TRISS 7,41).

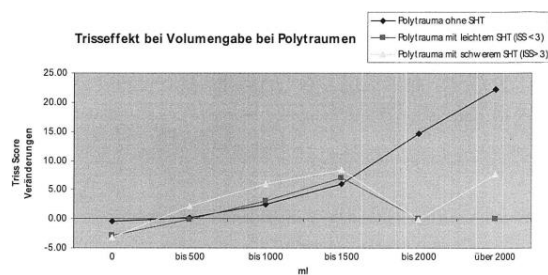
Erwachsene:

Erwachsene haben ebenso einen Benefit von einer größeren Volumensubstitution, was sich mit Grafik oben () deckt.

Vergleich Kinder und Erwachsene:

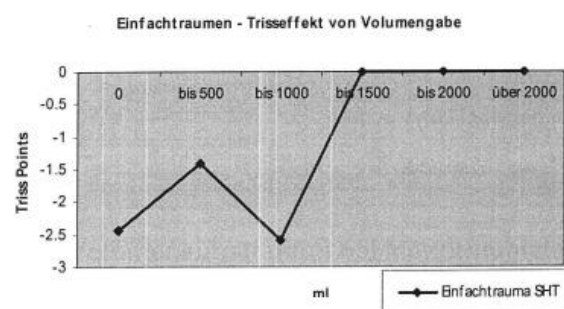
Kinder scheinen besonders empfindlich auf größere Mengen Volumensubstitution zu reagieren. Im Gegensatz zu Erwachsenen sind hier größere Mengen von Nachteil auf den TRISS-Score.

Grafik 10: Volumengabe bei Polytraumen mit SHT (Leicht/Schwer/Ohne)

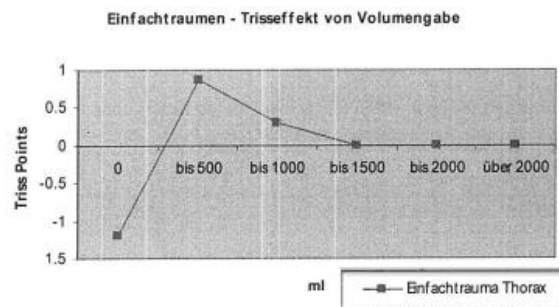


Grafik 10: Benefit von Volumengabe bei Polytraumen mit leichtem (ISSI-2) und schwerem (ab ISS-3) ohne SHT

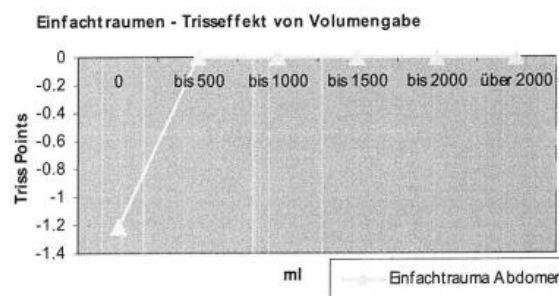
Grafik 11: Volumensubstitution bei Einfachtraumen SHT



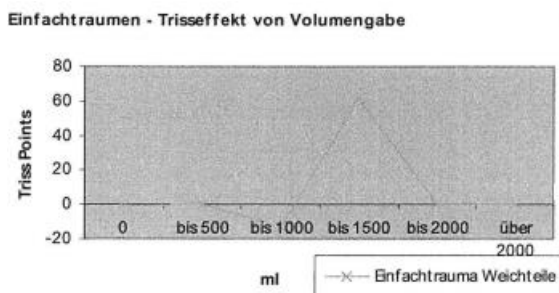
Grafik 12: Volumensubstitution bei Einfachtraumen Thorax



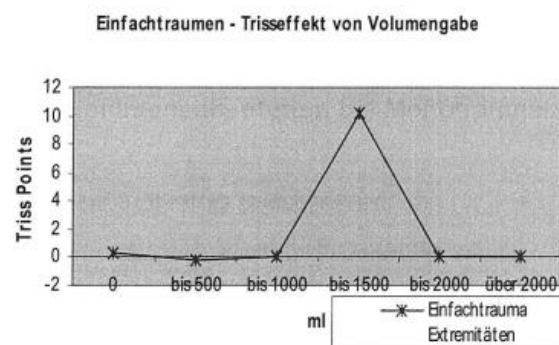
Grafik 13: Volumensubstitution bei Einfachtraumen Abdomen



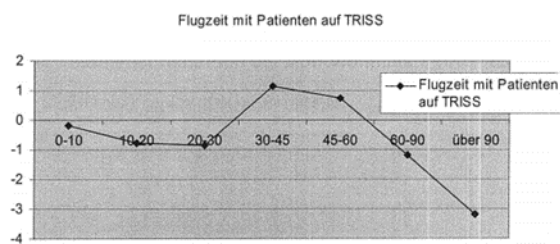
Grafik 14: Volumensubstitution bei Einfachtraume Weichteile



Grafik 15: Volumensubstitution bei Einfachtraumen Extremitäten

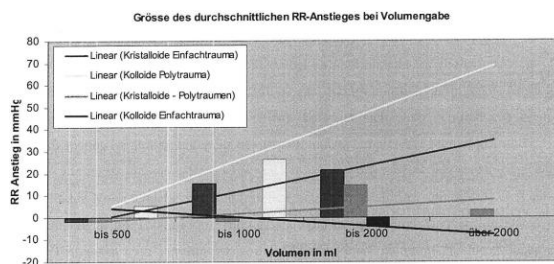


Grafik 16: Flugzeit in Minuten



Blutdruckeffekte

Grafik 17: Volumengabe bei Einfach-/Polytraumen

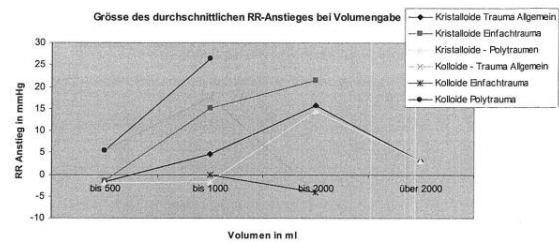


Grafik 17: Verhältnis von Volumengabe zu durchschnittlichem RR-Anstieg bei Volumenersatzmitteln (Kristalloide/Kolloide bei Einfach-/Polytraumen)

Ein positiver Volumeneffekt zeigte sich bei Gabe von kristalloidem Volumenersatz bei Monotraumata. Der größte Anstieg war bei der größten Volumengabe. Hingegen zeigte sich ein geringerer Anstieg bei Kristalloiden bei Monotraumata in hohen Dosen. Hohe Volumengaben (über 2000ml) führten zu einem durchschnittlich geringeren Anstieg des Blutdrucks als Volumen bis 2000ml (Rot). Es zeigte sich auch deutlich ein geringerer Blutdruckanstieg bei Polytraumata als bei Monotraumata bei gleicher Menge Volumen.

Bei kolloider Volumengabe bei Polytraumata zeigte der Blutdruck am stärksten (Gelb) bei Volumenmengen bis 1000ml an (+mmHg), während bei größeren Mengen die Daten leider fehlten. Hingegen zeigte ein Einsatz von Kolloiden bei Monotraumata eine Abnahme des Blutdrucks (Blau).

Grafik 18: Volumengabe bei Einfach-/Polytraumen/Allgemein

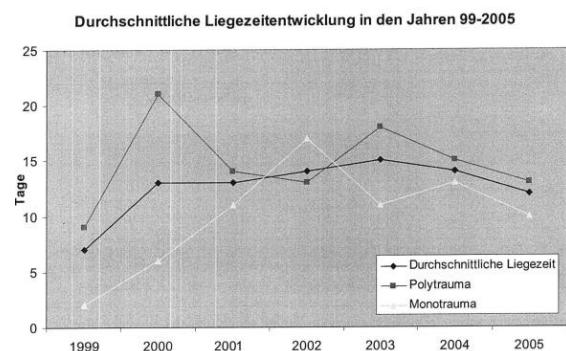


Grafik 18: Übersicht Volumenersatzmittel bei Traumata, Monotraumata, Polytraumata von Benefit Blutdruck bei Menge in ml

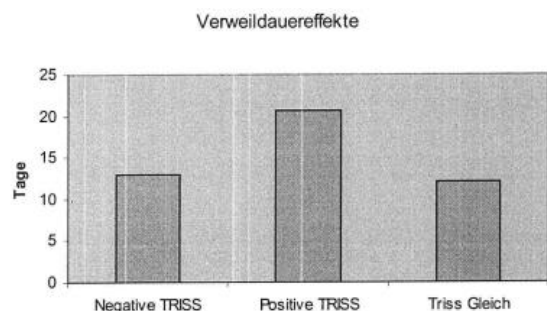
Im Allgemeinen scheinen Volumengaben ab 2000ml (Kolloide oder Kristalloide) einen nicht mehr so stark positiven Effekt auf den Blutdruck zu zeigen. Der höchste Benefit liegt bei Mengen bis zu 2000ml.

Liegedauereffekte/ITS-Verweildauereffekt

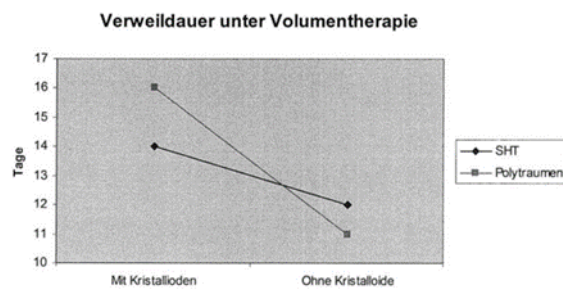
Grafik 19: Liegezeitentwicklung in den Jahren 1999-2005



Grafik 20: Verweildauer bei TRISS-Score-Veränderungen



Grafik 21: Verweildauer bei Volumensubstitution



Title: Signal Extraction Technology in Aviation Medicine: Perfusion-Independent Determination of Peripheral Oxygen Saturation

Authors: Schedler, O.; Boye, R.

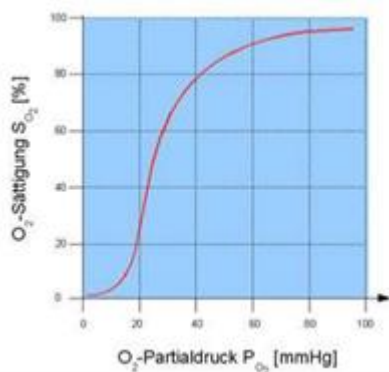
Institute: Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

Abstract: During air rescue, the technical limitations of conventional pulse oximetry for cases of centralised circulation and shock are amplified due to additional vibration and hypobaric conditions. The current study of 50 patients evaluated different methods of peripheral oxygen saturation (SpO_2) measurement at an average altitude of 2200 feet. Signal extraction technology (SET) measured markedly higher SpO_2 values compared to conventional methods (97% vs. 76%). The SET measurements also took considerably less time (30 vs. 90 seconds), regardless of perfusion status. In 20% of the patients, conventional pulse oximetry yielded no usable measurement. SET oximetry also allows calculation of the perfusion index (PI). In our data, PI values correlated with blood pressure ($r=-0.4$) and the shock index ($r=0.82$). In conclusion, the SET Rad5 Oxymeter gives a more reliable measurement than conventional pulse oximetry in cases of patient movement, vibration, decreased perfusion and shock.

Introduction: Pulse oximetry transmits information regarding oxygen absorption and transport to the peripheral circulation. On the basis of the haemoglobin-oxygen binding curve, the relationship between peripheral oxygen saturation and the arterial partial pressure of oxygen can be derived. This derivation allows comparability between the pulse oximetry-derived peripheral saturation (SpO_2) and the calculated or measured arterial saturation (SaO_2) from arterial blood gas analysis [2, 6].

The pulse rate is also indicated by pulse oscillometry. Conventional plethysmometric oximetry calculates oxygen saturation by evaluating the absorption of oxygenated haemoglobin in the near infrared spectrum (940 nm) and that of deoxygenated haemoglobin in the red spectrum (660 nm). The peripheral oxygen saturation (as a percent) is derived from this densitometry ratio, and gives the empiric percentage of oxygenated haemoglobin. Patient movement, artefact and decreased blood flow to the area of measurement can all distort the conventional measurement of oxygen saturation. An investigation of the sensitivity and specificity of pulse oximeters showed that with patient movement and and/or hypoperfusion states, saturation extraction technology (SET) was markedly superior to conventional pulse oximetry (Nellcor) [1].

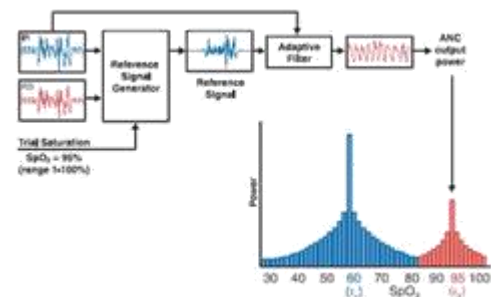
Figure 1: Oxygen-Binding Curve



Fourier Artefact Suppression Technology (FASTSat) enables signal processing irrespective of movement. Then this suppressed-suppressed signal is processed with SET using a specially developed adaptive filter (adaptive noise canceller). The calculation of functional arterial saturation is performed with Fourier analysis. Specific physiologic noise frequencies for venous and arterial signals are calculated with the SET analysis. Using optical densitometry with a Discrete Saturation Transform Algorithm (DST TM), the specific non-arterial oxygen saturation is extracted from the red and infrared spectrums. The venous and arterial saturation spectrums are then sepa-

ately analysed. Therefore, this technology allows a direct calculation (in real time) of the peripheral SaO₂.

Figure 2: Discrete Saturation Transform and FAST-SET



The pulse oximeters (Rad5) with SET also furnish a perfusion index (PI). This PI is an estimate of the pulse and perfusion intensity in the measured area, and gives a numeric value for the quality of infrared reflection. The proportion of pulsatile and non-pulsatile components of the infrared radiation correlates with blood flow in the measured area. The absolute PI value varies between individual measurements and depends on the physiologic conditions of the vessel musculature [4]. The measured PI value correlates with immediate perfusion status, as has been clinically validated [3].

Using the Rad5 pulse oximeter from Masimo® with SET, DSM and FAST technology, the immediate arterial oxygen saturation is calculated and the peripheral circulation is characterized using the PI. Thus, not only oxygenation but also oxygen utilization in the peripheral circulation can be estimated. No correlation between pulse oximetry-determined perfusion index and the cardiac output has been established.

The determination of peripheral oxygen saturation (SpO₂) is widely used in prehospital medicine [5, 7 and 8]. SpO₂ measurements are consistently performed during the supervision of air-transported patients [5]. In clinical practice, it is accepted that saturation determination is not possible in cases of decreased peripheral circulation, violent movement of

patients or helicopter vibrations, or hypothermia.

The goal of the current study, then, is to compare the use of SET with conventional pulse oximetry during air rescue/transport. The improved signal quality with SET should allow more stable determinations than conventional oximetry, even in cases of patient movement, vehicle vibration and conditions of decreased perfusion.

Materials and Methods: SpO₂ determinations were carried out during air rescue/transport of patients over a period of three months. Both index fingers were used to perform simultaneous readings with reusable probes. The Rad5 (Masimo®) instrument was used for SET-measurements, and conventional plethysmometric oximetry was measured with the OxySensor II with integrated Propag Encore® (Nellcor®). Examinations were performed at a cruising altitude of 2000 to 3000 feet. Initial measurements were performed with the Rad5 probe on the patients left index finger, and the Nellcor® OxySensor II on the right. The oximeters were then reversed for a second measurement. Both measurements were admitted into calculations to avoid bias based on side differentiation. A total of 200 oxygen saturation readings were recorded for 50 patients. Non-invasive blood pressure determination was not performed during the saturation readings. However, vital signs (pulse and blood pressure) were recorded. Temperature measurement was not performed but variability between the extremities was ruled out tactilely. The time-to-signal (TTS) as well as the calculated PI were measured with the SET oximetry on maximally sensitive mode. Indications for bilateral oxygen saturation measurements were patients with reduced perfusion, shock (cardiogenic, hypovolemic, or hypoglycaemic), or peripheral hypothermia. In patients with arterial access (n=8) for continuous blood pressure measurement, the results of peripheral saturation were compared with

the values of arterial oxygen saturation calculated with an Istat® blood gas analyser. Statistical analysis was performed using SPSS version 11.5. Level of significance was defined as $p < 0.05$. The Chi-Square test as well as the Student t-test was performed.

Results: SET oximetry was performed with the Rad5 oximeter from Masimo® on 50 patients during air transport.

Fifty-two percent of patients (n=26) had conditions affecting the heart and/or vascular system. Ten patients (20%) were transported because of intracerebral haemorrhage, and 18% (n=9) were victims of polytrauma with multiple injuries. Five patients (10%) had otherwise acute illnesses with shock-like symptoms. Twenty-two percent of patients (n=11) were mechanically ventilated. The descriptive statistics showed no significant differences between the illness-groupings or between spontaneously breathing and artificially ventilated patients. On average, the systolic blood pressure was 120.7 ± 23.6 mmHg and the heart rate 93.4 ± 20.5 beats per minute. The mean arterial pressure (MAP) averaged 75.5 ± 12.8 mmHg.

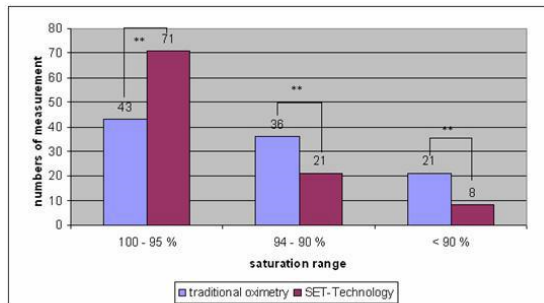
In 27% of patients (n=14), the shock index (SI) was =1 while the average SI was 1.2 ± 0.4 . SI was calculated as the ratio of heart rate to MAP.

Using conventional oximetry, the average SpO₂ values were $76.3 \pm 39.5\%$. In contrast, the average value with SET oximetry was $97 \pm 4.1\%$. Figure 3 shows all oxygen saturation measurements for one measurement side. This measured value is significantly higher using the Student t-Test ($p < 0.001$).

PIs calculated with SET oximetry averaged 3.3 ± 1.3 . All patients with SI=1 had PIs >2.5, while those with SI <1 had PIs <2.5. The Person Correlation Coefficient between PI and SI was 0.81, and the difference between the two was significant ($p < 0.001$). The comparison of PI and heart rate as well as PI and SpO₂ was

also statistically significant ($p<0.001$), without a correlation ($r=0.12$). In contrast, MAP and PI showed a negative correlation ($r=-0.4$). No analysis for correlation with temperature was carried out.

Figure 3: Saturation Range (n=200)



** $p<0.001$

Table 1 shows the frequency distribution of the measured parameters across from the calculated PI. PI and SI values are the average values.

Table 1: Perfusion Index (calculated with SET)

Systolic BP (mmHg)	Perfusion Index	Shock Index	SpO ₂ in %	SET SpO ₂ in %
<60	4.1	1.8	63.6	99.0
60-70	3.7	1.7	65.4	98.7
70-80	3.2	1.5	73.5	98.7
80-90	3.4	1.3	88.1	98.6
90-100	2.5	1.0	90.6	99.2
100-120	1.4	0.8	96.4	98.5
120-140	1.4	0.7	97.8	95.6
>140	2.9	0.6	97.6	98.7

The time to signal (TTS) was determined from the time of probe placement to the time of signal reading in segments of 15 seconds. The average TTS for traditional plethysmometric oximetry was 90 ± 60 seconds. For SET oximetry, it was 30 ± 15 seconds ($p<0.05$). Blood gas analysis with the Istat® analyser was performed to validate the measured saturation values. There was no significant difference between the values generated by blood gas analysis (average SaO₂ 97.0%) and those from the SET oximeter (average SpO₂ 97.1%) ($p>0.05$). In comparison, the average measured SpO₂ from the conventional oximeter

from Nellcor® (76.3%) was significantly less than the calculated SaO₂ of 97.0% from blood gas analysis ($p<0.05$).

Discussion: Measurement of SpO₂ using conventional plethysmometric methods is limited for patients in shock or with other causes of peripheral vasoconstriction and decreased perfusion. Hyperoxia, dysfunctional haemoglobin, glaring ambient light, and electromagnetic disturbances also bring about measurement errors. During air transport, other factors such as vibration and turbulence, temperature changes due to environmental pressure changes and oxygen tension can also interfere with conventional pulse oximetry [8], leading to measurement errors and loss of signal. In the patients investigated here, 20% of conventional oximetry measurements were insufficient due to patient movement, vibration, decreased perfusion and/or hypothermia.

These problems severely restrict prehospital emergency medicine, and exclude a very useful diagnostic and therapeutic tool. Repercussions of these limitations were reported in a study investigating prehospital oxygenation of traumatised patients in shock. In that study, 10.5% of patients were insufficiently oxygenated ($paO_2<80$ mmHg) [5]. It can be assumed with a PaO₂ of 60-80 mmHg that a measurable decrease in oxygen saturation should be present (see Figure 1).

In the current study, the perfusion index correlated with the shock index. There was a negative correlation between blood pressure and PI. In cases of decreased circulation, stable oxygen saturation values could still be obtained using the SET oximetry. In contrast, conventionally measured SpO₂ values decreased with lower blood pressure and with increased shock index values (see Table 1). The SpO₂ values measured with SET oximetry did not decrease under the same conditions. Blood gas analysis validated the readings from the SET oximeter (97.0% versus 97.1%). Although the SaO₂ values from the blood gas

analyses were calculated and not directly measured, the difference with the conventional pulse oximetry values was substantial.

Conclusion: During air transport, limitations of conventional pulse oximetry are increased. Besides pathologic alterations in perfusion, during air flight there are altitude-dependent temperature and barometric pressure drops as well as flight-dependent vibration and turbulence. Although there is minimal physiologic limitation at 2000-3000 feet, the pathophysiologic changes are substantial when compared to ground transport [8]. In aviation medicine, oxygen saturation is an indispensable diagnostic and therapeutic tool. The observed error of conventional SpO₂ measurements of 20% (n=10), in addition to the already decreased specificity and sensitivity of measured oxygen saturation, is unacceptable. Repercussions on the quality of prehospital care are evident [5].

There was a significant difference between the values of oxygen saturation measured with conventional oximetry and with SET (SpO₂ 76% vs. 97%). Unlike with plethysmometric oximetry, with SET, the SpO₂ could be measured regardless of perfusion. There was an identifiable correlation between the mean arterial pressure and the perfusion index. SET oximetry is markedly superior to conventional oximetry in situations of hypotonic circulation with decreased peripheral circulation, particularly for patients in shock (SI>1). As well, the time to signal (TTS) of the SET oximetry is significantly shorter than that of conventional oximetry (30 vs. 90 seconds). In aviation medicine, therefore, SET oximetry has enormous advantages. Implementation of the SET Masimo measurement technology into monitor systems (i.e. Medtronic, Corpuls, etc.), would have a similar cost to that of the Nellcor sensors. From the price of the individual Rad5 device, it can be assumed that the price of the two technologies are comparable.

References:

- [1] Barker, S. J.; Morgan, S.; A laboratory comparison the newest motion resistant pulse oximeters during motion and hypoxemia. *Anesthesia and Analgesia* 2004; 98: 2
- [2] Chiappini, F. et al.; Accuracy of indirect estimation of oxyhaemoglobin saturation in patients with respiratory failure. *Monaldi Arch Chest Dis.* 2000; 55(5):371-4
- [3] de Felice, C.; Latini, G.; Vacca, P.; Kopotic, R. J.; The pulse oximeter perfusion index as a predictor for high illness severity in neonates. *Eur J Pediatr* 2002;161:561-562
- [4] Hager, H.; Reddy, D.; Kurz, A.; Perfusion Index A valuable tool to assess changes in peripheral perfusion caused by sevoflurane? *Anesthesiology* 2003;99:A593
- [5] Helm, M. et al.; Zur Qualität notärztlicher Beatmung. *Unfallchirurg* 1999;102:347-353
- [6] Maas, A. H.; Hamelink, M. L.; de Leeuw R. J.; An evaluation of the spectrophotometric determination of HbO₂ and Hb in blood with the co-oximeter IL 182. *Clin Chim Acta* 1970; 29(2):303-9
- [7] Mrugalla, H. et al.; Übergabemanagement für Beatmungspatienten im Luftrettungsdienst. *Notfall und Rettungsmedizin* 2003, 6:233-241
- [8] Schedler, O.; Kalske, P.; Handschak H.; Blood gas analysis during air rescue operations. *AMJ* 2002;23(2):36-39

Title: Comparative oxygen saturation measurements in hypobaric conditions

Titel: Vergleichende Sauerstoffsättigungsmessungen in hypobaren Bedingungen

Authors/Autoren: Schedler, O.¹; Günther, O.²

Institutes/Institutionen:

¹Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

²Bundeswehrkrankenhaus Berlin, Klinik für Anästhesie und Intensivmedizin, Scharnhorststraße 13, 10115 Berlin (Chefarzt: PD Dr. Mager)

Abstract: The diagnosis and therapy altitude-related diseases essentially depends on the determination of peripheral arterial oxygen saturation (SpO₂). While up to 11% of height exposed individuals develop pulmonary edema (HAPE, high altitude pulmonary edema), have 53% of all mountain travelers from 3500 meters above sea level, symptoms of acute mountain sickness (AMS, acute mountain sickness) on [1, 2]. Crucial to the development of AMS and HAPE is the decrease of the alveolar oxygen partial pressure due to height-related barometric pressure reduction.

It made two determinations of peripheral arterial oxygen saturation of 14 participants during an Elbrus-Expedition (5642 meters). Due to weather conditions only at an altitude of 5218 meters was reached. The initial height was 2400 meters. Intermediates were in 3040, 3265, 3580 and 4075 meters. The average determined arterial oxygen saturation was by Nonin Onyx 89.7±5.68%, and was significantly different ($p<0.05$) of the ascertained with SET SpO₂ of 91.1±5.60%. The pulse rate was not significantly different ($p>0.05$). She was with Nonin Onyx 89.2±17.4 beats per minute compared with the SET oximetry of 97.1±19.1/min. In the corresponding altitude,

regions arose in Table 1 shown saturation values. The values differed in Students t-Test ($p<0.05$) from each other.

Einleitung: Die Diagnostik und Therapie höhenbedingter Erkrankungen hängt wesentlich von der Bestimmung der peripher arteriellen Sauerstoffsättigung (SpO₂) ab. Während bis zu 11% der höhenexponierten Personen ein Lungenödem (HAPE, High altitude pulmonary oedema) entwickeln, weisen 53% aller Bergreisenden ab 3.500 Meter über dem Meeresspiegel Symptome einer akuten Bergkrankheit (AMS, acute mountain sickness) auf [1, 2]. Entscheidend für die Entwicklung einer AMS und HAPE ist die Abnahme des alveolären Sauerstoffpartialdrucks durch höhenbedingte Barometerdruckreduzierung. Die wichtigsten Risikofaktoren für Höhenkrankheiten sind die Anstiegsgeschwindigkeit und die erreichte Höhe. Eine entsprechende Höhenakklimatisation ist daher notwendig.

Durch eine alveoläre Hypoxie wird reflektorsch die hypoxisch pulmonale Vasokonstriktion (HPV) ausgelöst, um eine Verbesserung des Ventilations- und Perfusionsverhältnisses zu erreichen. Die pulmonale Vasokonstriktion führt bei maximaler Ausprägung ($pAO_2 \sim 60$ mmHg) zur Drucksteigerung im Lungenkreislauf mit nachfolgendem Ödem. Entsprechend der Sauerstoffbindung des Hämoglobins verhalten sich der Sauerstoffpartialdruck und die Sauerstoffsättigung während Spontanatmung in einem definierten Verhältnis. Daher gelingt es mit der Bestimmung der peripheren Sauerstoffsättigung Aussagen über den Sauerstoffstatus zu tätigen.

Neben der herkömmlichen Spektrometrie (Onyx 9500) im roten- und infraroten Licht (660nm, 910nm) wird in der Signal Extraktionsoximetrie (Rad5) eine erweiterte Analyse durchgeführt. Die Fourier Artefact Suppression Technology (Fast Sat) basiert auf einer bewegungsunabhängigen Signalverarbeitung mit der Berechnung der funktionellen arteriellen

len Sättigung durch eine Artefaktunterdrückung in einer Fourieranalyse. Dieses artefaktunterdrückte Signal wird dann mittels der Signalextraktionstechnologie (SET) durch die Verwendung speziell entwickelter adaptiver Filter (adaptive noise canceller) weiterverarbeitet. In der SET-Analyse werden spezifische physiologische Rauschfrequenzen für das venöse- und arterielle Signal ermittelt. Durch eine optische Dichtemessung und im Discrete Saturation Transform Algorithmus (DSTTM) wird eine spezifische Extrahierung nicht arterieller Sättigungsabsorptionen vorgenommen. Es werden somit ein venöser und arterialisierter Sättigungsbereich analysiert. Diese Technologie ermöglicht daher eine direkte Berechnung (real time) der peripheren SaO_2 .

Zusätzlich liefert das Pulsoximeter (Rad5) mit SET-Technologie einen Perfusionsindex (PI). Der Perfusionsindex ist eine Einschätzung der Puls- und Perfusionsstärke im Messbereich und liegt als numerischer Wert für die Qualität der Infrarot Reflektion vor. Das Verhältnis von pulsaktiver- und nicht pulsaktiver Komponenten der Infrarotstrahlung korreliert mit dem Blutfluss im Messbereich. Der absolute PI-Wert variiert zwischen den Einzelmessungen und ist von den physiologischen Bedingungen der Gefäßmuskulatur abhängig [4]. Der gemessene Wert korreliert nach klinischen Validierungen mit der momentanen Durchblutung [3].

Ziel der Untersuchung war es, Unterschiede in der Bestimmung der peripheren arteriellen Sauerstoffsättigung in hypobaren Bedingungen innerhalb differenzierter Messmethoden während Höhenakklimatisationen zu ermitteln.

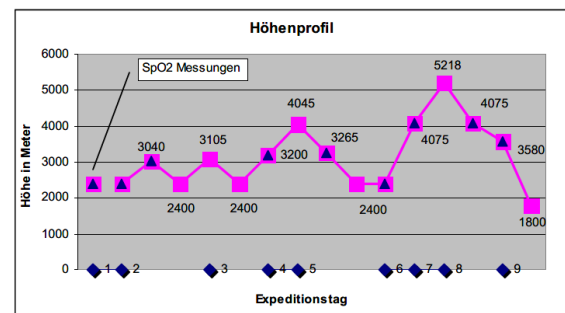
Material und Methoden: Es erfolgten Doppelbestimmungen der peripher arteriellen Sauerstoffsättigung an 14 Teilnehmern während einer Elbrus-Expedition (5.642 Meter). Witterungsbedingt wurde nur eine Höhe von 5.218 Metern erreicht. Das Höhenprofil zeigt Abbildung 2. Die Höhenexposition fand inner-

halb von 6 Tagen statt. Die Ausgangshöhe betrug 2.400 Meter. Zwischenstufen lagen bei 3.040, 3.265, 3.580 und 4.075 Metern. Der erste Messzyklus fand auf 2.400 Metern statt. Dazu mussten alle Teilnehmer sich 5 Minuten in Ruhelage (Rückenlage) befinden. Alle weiteren Messungsergebnisse wurden nach Auf- bzw. Abstieg in Ruhe und im Sitzen erhoben. Um eventuelle Akklimatisationsadaptationsstörungen zu ermitteln wurde eine Zwischenmessung auf 2.400 Metern nach 20 Liegestützen getätigt.

Abbildung 1: Höhenlager in 3.200 Metern



Abbildung 2: Höhenprofil



Alle Messungen wurden freiwillig durchgeführt. Das durchschnittliche Alter der Probanden betrug $23 \pm 8,3$ Jahre. Die Gruppe bestand aus gesunden Bergsteigern mit einer geschlechtsspezifischen Verteilung von 11:3.

Die pulsoxymetrischen Bestimmungen wurden mit zwei Geräten pro Messzeitpunkt durchgeführt. Die Messungen wurden an einem Zeigefinger durchgeführt.

Pro Proband ergaben sich 10 Messzeitpunkte. Zur Sauerstoffsättigungsmessung wurden das

Fingerklemmoxymeter Onyx 9500 von Nonin® und Handgerät Rad5 von Masimo® verwendet. Beide Geräte sind für Sauerstoffsättigungsmessungen in hypobaren Bedingungen zugelassen. Als Höhenmesser kam das Gerät Vektor von Sunto® mit einer Messtoleranz von ± 5 Metern zur Anwendung.

Abbildung 3: Sauerstoffsättigungsmessungen in 4.750 Metern



Ermittelt wurden neben der Sauerstoffsättigung (SpO_2), die Pulsfrequenz und die Signalfortschrittszeit. Für die SET-Oxymetrie wurde der angegebene Perforationsindex (PI) dokumentiert. Die Messungen wurden dokumentiert und in das Tabellenkalkulationsprogramm MS Excel übertragen und ausgewertet. Die statistischen Analysen wurden mit einem Students t-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse: Die durchschnittlich ermittelte arterielle Sauerstoffsättigung betrug mittels Nonin Onyx $89,7 \pm 5,68\%$ und unterschied sich signifikant ($p < 0,05$) von der mit SET ermittelten SpO_2 von $91,1 \pm 5,60\%$. Die Pulsfrequenz unterschied sich nicht signifikant ($p > 0,05$). Sie betrug mit Nonin Onyx $89,2 \pm 17,4$ Schläge

pro Minute gegenüber der SET-Oxymetrie von $97,1 \pm 19,1/\text{min}$. In den entsprechenden Höhenregionen ergaben sich die in Tabelle 1 dargestellten Sättigungswerte. Die Werte unterschieden sich im Students t-Test signifikant ($p < 0,05$) voneinander.

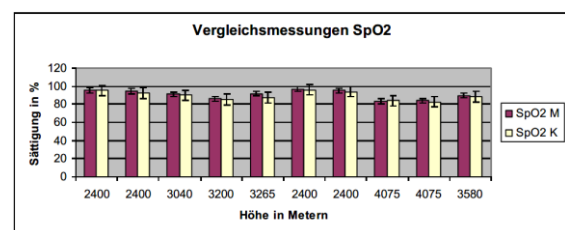
Tabelle 1: Messwerte in den unterschiedlichen Höhenregionen (MW $\pm$ SD)

Höhe in Meter	Aktivität	SpO_2 M in %	SpO_2 K in %
2.400	Ruhe	$95,6 \pm 2,0$	$95,1 \pm 2,3$
2.400	Leicht	$94,5 \pm 1,4$	$92,5 \pm 1,9$
3.040	Leicht	$91,3 \pm 1,4$	$90,3 \pm 1,9$
3.200	Leicht	$86,1 \pm 1,1$	$85,3 \pm 2,0$
3.265	Leicht	$92,0 \pm 3,1$	$87,4 \pm 4,2$
2.400	Leicht	$96,8 \pm 2,5$	$96,1 \pm 2,6$
2.400	Mittel	$95,1 \pm 2,9$	$93,9 \pm 2,2$
4.075	Leicht	$83,5 \pm 3,7$	$83,9 \pm 3,0$
4.075	Leicht	$84,1 \pm 5,6$	$82,7 \pm 4,5$
3.580	Leicht	$89,8 \pm 3,4$	$88,3 \pm 3,2$

Legende: SpO_2 M=Sättigungsmessung Rad5 Masimo; SpO_2 K=Sättigungsmessung Onyx Konventionell

In der Abbildung 4 werden die Messwerte der konventionellen und analytischen Oxymetrie entsprechend der Höhenprofile dargestellt.

Abbildung 4: Messwertergebnisse der Sauerstoffsättigungsbereiche



Gegenüber der herkömmlichen Oxymetrie (SpO_2 K) lag der Messwert der mittels Rad5 bestimmten Sättigungswerte (SpO_2 M) höher. Unterteilt man die bestimmten Sauerstoffsättigungswerte in Untergruppen ergeben sich die in Tabelle 2 aufgeführten Messwerte der Sauerstoffsättigungen (n =Anzahl der Probanden; %=prozentualer Anteil der Gesamtgruppe).

Tabelle 2: Sättigungsbereiche

SpO ₂ Bereich in %	n=SpO ₂ M*	%=SpO ₂ M	n=SpO ₂ K*	%=SpO ₂ K
<80	3,0	2,2	8,0	5,8
81-85	22,0	16,4	26,0	18,9
86-90	25,0	18,7	40,0	30,0
91-95	53,0	39,5	45,0	32,6
96-100	31,0	23,1	19,0	13,8

Die Aufteilung innerhalb der Sättigungsbereiche zeigte eine deutliche Verschiebung in der Gruppe der Sättigungsbereiche SpO₂ zwischen 86 und 90 von 11,3% zur konventionellen Sättigungsmessung. Im Sättigungsbereich <86% bestand ein Unterschied von 6,1% zur konventionellen Sauerstoffsättigung. Weitere Unterschiede von 9,3% befinden sich in der analytischen Sättigungsgruppe zwischen SpO₂ 96 bis 100%.

Betrachtet man die Sauerstoffsättigung anhand der Ableitung der Pulsfrequenz (Pulsoxymetrie) ergeben sich die in Tabelle 3 abgelesenen Werte.

Tabelle 3: Sauerstoffmessungen in definierten Pulsfrequenzbereichen

Hf Messwertbereich/min	n=SpO ₂ M	PfSpO ₂ M in %	n=SpO ₂ K	PfSpO ₂ K in %
≤50	0,0	0	1,0	0,7
50-59	8,0	5,9	8,0	5,8
60-69	17,0	12,7	15,0	10,9
70-79	23,0	17,2	26,0	18,8
80-89	24,0	17,9	27,0	19,6
90-99	11,0	8,2	31,0	22,5
100-109	32,0	23,9	17,0	12,3
110-119	11,0	8,2	10,0	7,2
120-129	13,0	9,7	1,0	0,7
≥130	3,0	2,2	2,0	1,5

(n=SpO₂M=Anzahl der Messungen im Pulsfrequenzbereich der Masimo-Messung; PfSpO₂M in %=Prozentualer Anteil der Pulsfrequenz an der Gesamtgruppe; n=SpO₂K = Anzahl der Messungen im Pulsfrequenzbereich der konventionellen Messung; PfSpO₂K in %=Prozentualer Anteil der Pulsfrequenz an der Gesamtgruppe)

Innerhalb der unterschiedlichen Pulsfrequenz gibt es in der Pulsfrequenzbereichsgruppe 90-

109 Pulsschläge pro Minuten (8,2 vs. 22,5 bzw. 23,9 vs. 12,3) sowie in der Pulsfrequenzbereich 120-129 (9,7 vs. 0,5) signifikante Unterschiede ($p<0,05$), was sich mit der Signalbildungszeit je Zeiteinheit erklären lassen kann. Die Signalbildungszeit unterschied sich signifikant ($p<0,01$) voneinander. In der Rad5 (SpO₂M) Messung konnte höhenunabhängig der Messwert innerhalb von durchschnittlich 15 Sekunden (sec) ermittelt werden. In der Onyx Gruppe (SpO₂K) kam es höhenbedingt zur verlängerten Signalbildungszeit. Während in 2.400 Metern in 20 Sekunden der gewünschte Sättigungswert angezeigt wurde, benötigte die Messwertbildung in 4.075 Metern durchschnittlich 90 Sekunden.

Die Veränderungen der Pulsfrequenz sowie des Perfusionsindex pro Höhenmeter zeigt die Tabelle 4.

Tabelle 4: Pulsfrequenzveränderungen und Perfusionsindexveränderungen je Höhenmeter

Höhe in Meter	SpO ₂ M* in %	Hf SpO ₂ M	SpO ₂ K* in %	Hf SpO ₂ K	PI±SD
2.400	95,6±2,0	71,4±12,2	95,1±2,3	70,6±9,7	2,2±1,9
2.400	94,5±1,4	78,8±17,0	92,5±1,9	76,3±14,9	2,4±1,9
3.040	91,3±3,4	92,9±17,1	90,3±3,2	95,0±12,4	2,2±1,5
3.200	86,4±2,0	99,4±18,5	85,3±2,1	95,5±14,1	3,4±1,6
3.265	92,0±3,2	92,8±8,1	87,4±4,2	92,8±17,5	1,4±0,8
3.580	89,8±3,2	92,7±15,1	88,3±4,2	88,6±13,6	1,1±0,9
4.075	84,0±4,4	84,3±13,8	83,1±4,1	84,2±14,9	1,2±1,2

Hinsichtlich des zurückgelegten Höhenprofils zeigt sich eine adaptierte Pulsfrequenzerhöhung bei entsprechender Veränderung der Sauerstoffsättigung. Bis 3.200 Höhenmetern lässt sich anhand des Perfusionsindex eine Zunahme der peripheren Durchblutung nachweisen, welche dann bis 4.075 Höhenmeter weiter abnimmt. Die Akklimatisierungen zwischen den Höhengestiegen werden physiologisch kompensiert. Insgesamt liegen die Belastungsgrenzen im submaximalen Bereich.

Symptome eines AMS traten innerhalb der Gesamtgruppe der Probanden bei 3 höhenexponierten Personen (21%) auf. Ein Zusammenhang zwischen der exponierten Höhe und der Sauerstoffsättigung sowie dem Unterschied

zwischen konventioneller Oxymetrie und SET-Technologie konnte nicht festgestellt werden. Tendenziell wurde analysiert, dass die Sauerstoffsättigung der mittels Rad5 bestimmter Parameter dieser AMS-Gruppe, unterhalb des statistischen Mittelwertes dieser Gruppe lagen ($x=4,96\%$) und dass der Perfusionsindex sich um $x=0,54$ zur Vergleichsgruppe unterschied. Zwischen SpO_2M und SpO_2K bestand in dieser AMS-Gruppe keine Korrelation ($r=-0,078$). In der Tabelle 5 werden die Abweichungen der AMS zur Vergleichsgruppe für die analytische Sauerstoffsättigung und dem Perfusionsindex aufgezeigt.

Tabelle 5: Veränderungen in der AMS-Gruppe zur Vergleichsgruppe

Höhe in Meter	Aktivität	Differenz zu SpO_2 2400 R	Differenz zu PI 2400R
2.400	Ruhe	0	0
2.400	leicht	-1,1	0,4
3.040	leicht	-4,3	0,2
3.200	leicht	-9,5	1,1
3.265	leicht	-3,6	-0,6
2.400	leicht	1,2	-0,4
2.400	mittel	-0,5	-0,2
4.075	leicht	-12,1	-0,7
4.075	leicht	-11,5	-0,9
3.580	leicht	-5,8	-0,9

Diskussion: Während einer Elbrus-Expedition (5.642 Meter) kam es zu höhenphysiologischen Akklimatisierungen, welche durch die barometerabhängigen Veränderungen bedingt waren. Innerhalb der ersten Höhengaufstiege fiel die Sauerstoffsättigung in beiden Messverfahren ab. Diese Exposition führte zur Akklimatisation mit physiologischer Höhenadaptation und nachfolgend reduziertem Sauerstoffsättigungsabfall. Im entstandenen Höhenprofil kam es innerhalb der vergleichenden Messverfahren zu signifikant unterschiedlichen Messergebnissen der Sauerstoffsättigung. Durch die Signal-Extraktions-Technologie und deren messtechnischen Analysen wird eine Trennung zwischen arteriokapillärer Sau-

erstoffsättigung und venokapillärer Sauerstoffsättigung (Discrete Saturation Transform Algorithmus) durchgeführt. Bei angenommener vergleichbaren Sauerstoffausschöpfung und Sauerstoffverbrauch während des Aufstieges bei allen Probanden, kann der

Messunterschied durch die unterschiedlichen Spektren der arteriokapillärer und venokapillärer Sättigungsbereiche in der analytischen Spektrometrie erklärt werden. Anhaltspunkte dafür sind in der Unterteilung der Sättigungsbereiche (Tab. 2) zu finden. In der Gruppe SpO_2 86-90% fand sich ein Unterschied von 11,3% zwischen den Messergebnissen beider Technologien, was mit einer Untersättigung der konventionellen Methode begründet werden kann. 30% aller Messergebnisse der konventionellen Oxymetrie ($\% = SpO_2K$) fielen in diese Gruppe. Dieser Gruppe (SpO_2 86-90%) und den Sättigungsgruppen $SpO_2 < 86\%$ ist das venokapilläre Spektrum der konventionellen Oxymetrie zuzuordnen. Das bedeutet, dass der Anteil des reduzierten O_2 -Gehaltes des arteriellen Blutes ($SpO_2 < 85\%$) und der Anteil des venokapillären Blutes ($SpO_2 \approx 75\%$) in der Peripherie durch das konventionelle Messverfahren nicht differenziert werden kann. Den Beweis dieser Behauptung findet man in der SpO_2 -Gruppe 96-100%. In dieser Gruppe beträgt der Unterschied 9,3% zu Gunsten der analytischen Sauerstoffmessung. Dort muss man die Erhöhung des Sauerstoffmesswertes der Extraktion des arteriokapillären Spektrums der Masimotechnologie zuordnen.

Auswirkungen auf die frühzeitige Diagnostik bzw. eine signifikant veränderte Therapie der aufgetretenen AMS hatten diese Messunterschiede nicht. Positive Bewertung erfährt das Rad5-System durch die höhenunabhängige Signalbildungszeit. In weiteren Untersuchungen müssen die Veränderungen von Sauerstoffsättigungswerten, Herzfrequenz und Perfusionsindex auf den Effekt der Höhenakklimatisation studiert werden.

Literatur:

[1] Maggiorini, M.; Bühler, B.; Walter, M. et al.; Prevalence of acute mountain sickness in the swiss alps. BMJ 1990;301,853-5

[2] Bärtsch, P.; Maggiorini, M.; Ritter, M. et al.; Prevention of high altitude pulmonary edema by nifedipine. N Engl J Med, 1991;325,1284-9

[3] de Felice, C.; Latini, G.; Vacca, P.; Kopotic, R. J.; The pulse oximeter perfusion index as a predictor for high illness severity in neonates. Eur J Pediatr 2002;161:561-562

[4] Hager, H.; Reddy, D.; Kurz, A.; Perfusion Index- A valuable tool to assess changes in peripheral perfusion caused by sevoflurane? Anesthesiology 2003;99:A593

Titel: Die Funktionsüberprüfung des Intensivrespirators Servo 300 unter hypobaren Umgebungsbedingungen. Eine Lungensimulatoruntersuchung.

Autoren: Schedler, O.¹; Hensel, M.²

Institutionen:

¹ Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

² Park-Klinik Weißensee, Abteilung für Anästhesiologie & Intensivmedizin, Schönstraße 80, 13086 Berlin

Abstract: Die Funktion von Respiratoren unter wechselnden Umgebungsbedingungen hängt wesentlich vom Barometerdruck und von der Gasdichte ab. Wir untersuchten den Respirator Servo 300 unter hypobaren Bedingungen innerhalb der Betriebsbedingungen mittels volumenkontrollierter Beatmung in einem typischen Höhenprofil. Das Beatmungsgerät Servo 300 appliziert ab 5.000 Fuß ($P_{\text{BARO}}=633 \text{ mmHg}$) signifikant erhöhte Tidalvolumen, welche außerhalb der Referenzbereiche aller gewählten Atemhubvolumen liegen. Ursache dafür sind die physikalischen Veränderungen, welche zu Volumenausdehnungen führen, sowie eine fehlerhafte Flowmessung der Atemvolumina durch Gasdichteveränderungen. Daher ist, während der Verwendung des Respirators Servo 300 im volumenkontrollierten Beatmungsmodus unter wechselnden Umgebungsbedingungen über 5.000 Fuß, ein erweitertes Monitoring zu empfehlen.

Einleitung: Die Indikation zur Intubation und maschineller Beatmung im Luftrettungsdienst wird in etwa 10 bis 15% der Fälle gestellt. Eine suffiziente Ventilation findet in der präklinischen Beatmungstherapie unabhängig vom Rettungsmittel in nur 46,2% statt [3]. Die Gründe dafür werden im mangelnden Beatmungsmonitoring und der verwendeten Beatmungstechnik gesehen [4]. Die Funktion von Beatmungsgeräten unter hypobaren Umge-

bungsbedingungen, d. h. unter den Bedingungen während der Luftrettung, wurde bislang nicht ausreichend untersucht [1]. Die während der luftgebundenen Einsätze verwendete Medizintechnik unterliegt physikalischen Gesetzen, welche die Behandlung der transportierten Beatmungspatienten beeinflussen können. Für die Beatmungstechnik sind Atemhubvolumen, Atemgasflow und Sauerstoffapplikation unter hypobaren Bedingungen von Bedeutung, da die Atemgase im Gegensatz zu Flüssigkeiten komprimierbar sind und sich dadurch bei Luftdruckänderungen ihr Volumen verändert. Diese Gesetzmäßigkeit findet sich im Boyle-Mariotte-Gesetz ($P_1 \times V_1 = P_2 \times V_2$) wieder. Dabei werden die Veränderungen des Drucks (P_{BARO}) in der barometrischen Formel definiert $[p(h) = p_0 \times e^{-(g_0 \times h / p_0)}]$, welche von der Höhe abhängig sind.

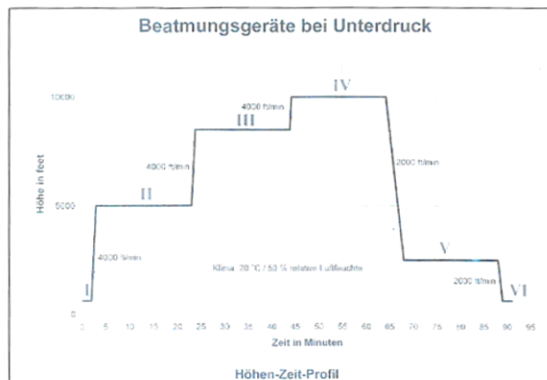
Bei dem Intensivbeatmungsgerät Servo 300 der Firma Siemens® handelt es sich um ein mikroprozessorgesteuertes Beatmungsgerät, welches bei Umgebungsbedingungen von 10 bis 40°C und bei 700 bis 1.060 hPa (526 mmHg bis 796 mmHg) eingesetzt werden kann [2]. Die Toleranzgrenzen für das inspiratorische und expiratorische Atemhubvolumen betragen $\pm 10\%$. Die Abweichung zwischen voreingestelltem Flow und gemessenem Flow dürfen für die Tidalvolumenmessungen und die Atemminutenvolumenmessungen $\pm 8\%$ betragen. Die gewünschte Gasmischung wird durch Hochdruckmagnetventile, High Pressure Servo Ventil (HPSV), erreicht. Dabei handelt es sich um eine Direktmischung des Atemgasgemisches aus zwei separaten Druckanschlüssen. Allgemein gilt für den Druckaufbau des Beatmungsgerätes, die Summe aus dem Quotienten von Volumen und Compliance und das Produkt aus Flow und Resistance. Die Beurteilung des Atemgasflusses spielt daher im Untersuchungsgang eine besondere Rolle, da Compliance und Resistance des genutzten Lungensimulators unter wechselnden Umgebungsbedingungen konstant bleiben und somit eine sichere Aussage des inspiratorisch applizierten Volumens gegeben werden kann.

In der vorliegenden Arbeit soll daher eine Funktionsüberprüfung des Beatmungsgerätes Servo 300 unter wechselnden Umgebungsbedingungen mit Hilfe eines barometerdruckunabhängigen Lungensimulators in der Unterdruckkammer erfolgen.

Material und Methoden: Messaufbau in der Unterdruckkammer des Flugmedizinischen Institutes der Luftwaffe, Abteilung Flugphysiologie, in Königsbrück. Funktionsüberprüfung des Gerätes in der Druckkammer am Boden (740 mmHg). Anschluss des Gerätes (Servo 300, Siemens) an eine 200 bar gefüllte Sauerstoffflasche (Air Products Hattingen 3,0 L; TGL 100) mit einem Druckminderer (Oxyway Druckminderer, Weinmann Hamburg, Typ: Fix WM 30301, P1 200 bar; P2 4,5 bar; Q1 120 Umin) für 4,5 bar. Ein weiterer Anschluss des Gerätes erfolgt an eine Pressluftdruckflasche (Pressluftflasche, UN-Nr.: 1002; 3, 0, 1) mit einem Druckminderer (Druckminderer Pressluft, Air Siemens, Typ: WRLD-7084) für 4,5 bar. Die Temperatur der Gase beträgt während des Untersuchungszeitraumes $21 \pm 0,5^\circ\text{C}$. Die Einstellung der Atemhubvolumina (VT) erfolgt anhand der Displayanzeigen für 500, 600, 700 und 1.000ml.

$T_{\text{insp}}/T_{\text{exp}}$ -Einstellung wird mit 1:2 vorgenommen, was bei einer Atemfrequenz (AF) von 10 min^{-1} einer Inspirationszeit von $T_{\text{insp}} = 2$ Sekunden entspricht. Eine PEEP-Einstellung erfolgte nicht (PEEP = 0 mbar). Im Beatmungsmodus IPPV wurde auf eine Drucklimitierung verzichtet ($p_{\text{max}} = 120 \text{ mbar}$). Die F_{IO_2} aller Referenzmessungen beträgt 0,50. Anschluss des Respirators über druckstabile und gerätespezifische Beatmungsschläuche an den computergestützten Lungensimulator ASL 5000 (ASL 5000; IngMar Medical, Pittsburgh, USA). Die Steuerung des Simulators erfolgt extern am PC. Die definierte Compliance beträgt $50 \text{ ml/cm H}_2\text{O}$ und die Resistance ist mit $5 \text{ cm H}_2\text{O/L/sec}$ im simulierten Einkompartimentmodell definiert worden. Das durchgeführte Druckkammerprofil zeigt Abbildung 1.

Abbildung 1: Höhenzeitdiagramm des Unterdruckkammerversuches



Ergebnisse: Die Messwerte des angegebenen Tidalvolumens¹ der volumenkontrollierten Beatmung und der gemessenen Atemvolumen³ unterscheiden sich in allen Messungen signifikant. Für ein gewähltes Tidalvolumen von 500ml beträgt die mittlere Differenz aller Simulationshöhen zwischen den Volumenmessungen (ASL vs. F4) 235±34ml pro Atemhub. Bei einem Tidalvolumen von 600ml wird diese Differenz mit 250±66ml pro Atemzug gemessen. Die mittlere Abweichung beträgt für ein Atemhubvolumen von 700ml durchschnittlich 296±83ml pro Atemzug. Werden 1.000ml gewählt, unterscheidet sich das Volumen um durchschnittlich 414±77ml mehr pro Atemzug. Die Differenzen zwischen dem gewählten Atemhubvolumen¹ und dem gemessenen Atemhubvolumen³ ergeben für 500ml Tidalvolumen eine Abweichung von 65ml pro Atemzug und für 600ml Atemhubvolumen eine Abweichung von 96ml pro Atemzug. Für 700ml erhöht sich das applizierte Volumen durchschnittlich um 115ml pro Atemzug und für gewählte 1.000ml kommt es pro Atemzug jeweils zu einer Volumenerhöhung von durchschnittlich 174ml. Im Verlauf der Messungen kommt es höhenabhängig zur Abnahme des angegebenen Tidalvolumens¹ der Servo 300 während eine Volumenzunahme in den gemessenen Tidalvolumen³ der ASL zu verzeichnen ist. Bei den in der Tabelle 1 angegebenen Tidalvolumen handelt es sich um expiratorische Werte.

Die abgebildeten Werte stellen Mittelwertberechnungen aus 10 Einzelmessungen der entsprechenden Volumen dar. Berücksichtigt man den gerätetechnischen Referenzbereich des Tidalvolumens, kommt es in der Druckhöhe von 8.500 Fuß zu signifikanten Veränderungen in allen applizierten Volumenbereichen von 14 bis 26%. In 10.000 Fuß erhöhen sich die Abweichungen von 30 bis 34%. (Zur statistischen Auswertung wurde ein XXX Test verwendet, wobei das Signifikanzniveau mit $p < 0,05$ festgelegt wurde.

Tabelle 1: Servo 300 Tidalmessung ASL 5000 - Volumenkontrollierte Beatmung (Mean±SD)

Druckhöhe in Fuß	2.500	5.000	8.500	10.000
Luftdruck in mmHg	695	633	554	524
¹ Gewähltes Atemhubvolumen in ml	500	500	500	500
² Angegebenes Tidalvolumen S300 in ml	370,7*±11,7	354,7*±2,5	306,7*±19,0	352,7*±4,0
³ Gemessenes Volumen - ASL in ml	511,9±1,0	521,1±1,3	567,3**±18,8	646,7**±2,8
⁴ Peak Flow in ml/ sec	1.157,8±1,7	1.196,5±2,2	1.336,6±39,7	1.553,7±8,4
¹ Gewähltes Atemhubvolumen in ml	600	600	600	600
² Angegebenes Tidalvolumen S300 in ml	425,3*±8,4	424,0*±2,6	409,7*±5,1	417,3*±1,5
³ Gemessenes Volumen - ASL in ml	621,9±12,4	630,3±1,0	733,8**±0,5	785,1**±5,0
⁴ Peak Flow in ml/ sec	1.410,8±27,0	1.452,3±1,6	1.718,1±2,0	1.924,9±64,8
¹ Gewähltes Atemhubvolumen in ml	700	700	700	700
² Angegebenes Tidalvolumen S300 in ml	488,3*±3,2	486,3*±9,5	478,3*±4,2	502,3*±3,2
³ Gemessenes Volumen - ASL in ml	722,1±1,1	739,2±1,8	855,2**±4,0*	929,1**±0,4
⁴ Peak Flow in ml/ sec	1.635,8±4,9	1.695,3±3,1	2.015,5±16,7	2.229,6±0,5
¹ Gewähltes Atemhubvolumen in ml	1.000	1.000	1.000	1.000
² Angegebenes Tidalvolumen S300 in ml	709,0±6,0*	707,3±15,0*	710,7±14,7*	687,3±6,7*
³ Gemessenes Volumen - ASL in ml	1.050,1±1,2	1.067,8±3,4	1.252,1±4,8*	1.314,8±3,6
⁴ Peak Flow in ml/ sec	2.363,4±2,3	2.428,6±6,0	2.920,4±8,8	3.125,8±8,9

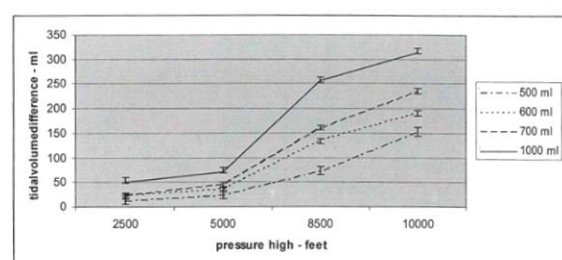
* Ergebnis zwischen Servo 300 und ASL³ $p < 0,05$

** Ergebnis innerhalb ASL³ $p < 0,05$

Legende: ASL=ActiveServoLung, S300=Servo 300

Berücksichtigt man die Differenz zwischen den eingestellten Tidalvolumen an der Servo 300² und den gemessenen expiratorischen Volumen des Lungensimulators ASL3, so ergeben sich die in Abbildung 2 dargestellten Tidalvolumenzunahmen in den jeweiligen Druckhöhen.

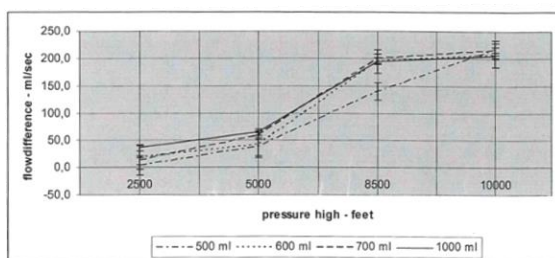
Abbildung 2: Volumenveränderungen unter hypobaren Bedingungen - Volumenkontrollierte Beatmung



Die Erhöhung des Spitzenflusses während einer volumenkontrollierten Beatmung (Peak Flow) beträgt in 2.500 Fuß durchschnittlich 18ml/sec, in 5.000 Fuß durchschnittlich

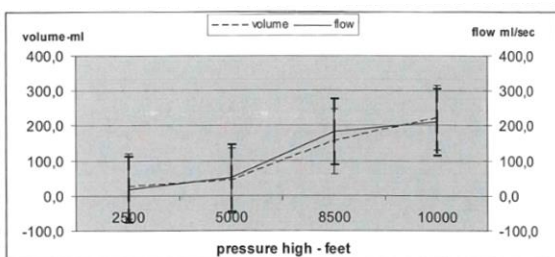
51ml/sec, in 8.500 Fuß durchschnittlich 182ml/sec sowie in 10.000 Fuß durchschnittlich 211ml/sec gegenüber den Spitzenflussraten der Bodenmessungen (740 mmHg). Der Atemwegswiderstand und die Dehnbarkeit des Lungensimulators blieben konstant. Abbildung 3 zeigt die Zunahme des Spitzengasflusses für volumenkontrollierte Beatmungen unter hypobarer Bedingungen.

Abbildung 3: Zunahme des Atemgasflusses während der volumenkontrollierten Beatmung unter hypobaren Bedingungen



Inwieweit diese Flowzunahme mit dem Volumenmassenstrom zusammenhängt, wird aus Abbildung 4 ersichtlich. Aufgezeichnet sind dort die mittleren Volumenzunahmen aller applizierten Atemhubvolumen je Höhenprofilstufe mit den dazugehörigen mittleren Veränderungen des Atemgasflusses. Vergleicht man die gemessenen Parameter des expiratorischen Tidalvolumens des Simulators ASL 500 mit den expiratorischen Tidalvolumen des Respirators Servo 300, ergibt sich eine umgekehrt proportionale Korrelation ($r = -0,6$).

Abbildung 4: Volumen- und Flowzunahme unter veränderten Umgebungsbedingungen



Korrelation $r = 0,98$

Die Steuerung der Atemgaszusammensetzung des Respirators Servo 300 wird durch Hochdruckmagnetventile (HPSV) realisiert. Durch

ausschließliche Pressluft- bzw. Sauerstoffapplikation kann die Tätigkeit der HPSV überprüft werden. Wir führten die Applikation von 100% Sauerstoff für 500ml und 1.000ml Tidalvolumen durch.

Tabelle 2: Volumen- und Flowveränderungen für F_{iO_2} 50% und 100%

Tidalvolumen	Druckhöhe	Boden	2.500 Fuß	5.000 Fuß	8.500 Fuß	10.000 Fuß
500ml	F_{iO_2} 50%	509,3 ml	511,9 ml	524,7 ml	571,9 ml	652,0 ml
	F_{iO_2} 100%	515,6 ml	522,9 ml	526,5 ml	608,1 ml	646,8 ml
1.000ml	F_{iO_2} 50%	1.030,3 ml	1.050,7 ml	1.071,8 ml	1.256,3 ml	1.314,8 ml
	F_{iO_2} 100%	1.025,7 ml	1.025,7 ml	1.054,0 ml	1.094,2 ml	1.311,7 ml

Obwohl sich für unterschiedliche Druckhöhen Veränderungen in der Volumenapplikation von $V_T = 500$ ml mit F_{iO_2} 50% gegenüber F_{iO_2} 100% ergeben, ist das statistische Ergebnis im t-Test mit $p = 0,11$ nicht signifikant unterschiedlich. Auch für das applizierte Volumen mit $V_T = 1.000$ ml ergeben sich zwischen der Gruppe F_{iO_2} 50% und 100% mit einem statistischen Ergebnis im t-Test mit $p = 0,12$ keine signifikanten Unterschiede.

Diskussion: Das simulierte Druckkammerprofil charakterisiert Flughöhen von Hubschraubern, Transportflugzeugen ohne Druckkabine sowie von Flugzeugen mit Druckkabine und stellt somit typische Umgebungsbedingungen beatmeter Patienten während Lufttransporte dar. Weiterhin liegen die Höhen des Druckprofils im Rahmen der Gerätezulassung des Respirators Servo 300. Temperatur- und Luftfeuchtigkeitsveränderungen traten während der Untersuchungen nicht auf (Abbildung 1) und entsprachen ebenfalls den Betriebsbedingungen des Herstellers [2].

Während der volumenkontrollierten Beatmungen entsteht in der Inspirationsphase ein positiver Druck, welcher in Abhängigkeit vom Barometerdruck und der Gesamtcompliance das gelieferte Volumen auf das nachstehende Beatmungssystem verteilt. Veränderungen der Compliance und Resistance spielen für die durchgeführte Untersuchung keine Rolle. Die Volumenänderungen sind somit ausschließlich durch die Volumenausdehnungen während Barometerdruckveränderungen zu erklären. Peak

Flow-Zunahme und Volumenerhöhung verändern sich proportional zur Druckhöhe ($r=0,98$). Gasdichteänderungen des umgebenden Gasgemisches und Strömungswiderstandsveränderungen führen zu fehlerhaften Bestimmungen des Atemgasmassenstromes am Flowmeter der Servo 300. Diese Veränderungen verlaufen umgekehrt proportional ($r=-0,6$) zu den gemessenen expiratorischen Tidalvolumen des Simulators. Durch die Wahl des Gasgemisches (F_{iO_2} 50% vs. 100%) kann keine signifikante Veränderung der HPSV-Ventilfunktion mit einer Atemhubreduzierung festgestellt werden.

In Voruntersuchungen anderer Beatmungsgeräte kommt es bei der maschinellen Beatmung zu Volumenausdehnungen und der vermehrten Applikation von Atemhubvolumina [1]. Zusätzlich lassen Volumenausdehnungen der luftgefüllten Atemräume bei beatmeten Patienten unter hypobaren Bedingungen eine weitere Atemgasflusserhöhung und somit eine Atemhubvolumenzunahme durch maschineller Beatmung erwarten.

In dieser Untersuchung wurde nachgewiesen, dass eine erhöhte Applikation von Atemvolumen mit zunehmender Höhe durch den Respirator Servo 300 erfolgt. Diese Abweichung ist mit der Zunahme der Druckhöhe für hohe Tidalvolumen größer als für geringe Tidalvolumen. Erschwerend muss die unterschiedliche Dynamik der Atemparameter gewertet werden. Abnehmende falsche Tidalvolumenanzeigen am Respirator Servo 300 (angegebenes Tidalvolumen S300 in ml) erhöhen zusätzlich die Gefahr beatmungsassoziierter Barotraumen der Lunge. Während die durch Flowsensoren bestimmten Atemvolumina der Servo 300 in 2.500 Fuß für 500ml Tidalvolumen noch -18ml betragen, verringern sich die Atemvolumina für 1.000ml Tidalvolumen um -136ml. Entgegengesetzt kommt es jedoch zur Zunahme der Volumina. (³Gemessenes Volumen - ASL in ml; Tabelle 1).

Werden die Hochdruckmagnetgasmischungsventile (HPSV) getrennt angesteuert (F_{iO_2} 50 % vs. 100 %), ergeben sich keine signifikanten Unterschiede in der Applikation erhöhter Gasvolumen. Es ist daher anzunehmen, dass die Funktionsweise der Gasflusssensoren für die Messwertabweichungen unter wechselnden Umgebungsbedingungen verantwortlich zu machen sind.

Schlussfolgerungen: Die Servo 300 ist ein barometerdruckabhängig arbeitender Intensivrespirator. Die Messungen zwischen dem angezeigten Atemvolumen des Beatmungsgerätes Servo 300 und den vom ASL Lungensimulator gemessenen Parametern unterscheiden sich deutlich voneinander. Über 5.000 Fuß liegen alle ermittelten Atemhubparameter der Volumenkontrolle außerhalb der Referenzbereiche. Dabei ist die Größenordnung der Abweichung von der simulierten Flughöhe, der Höhe des Atemhubvolumens und dem applizierten Atemgasfluss abhängig. Eine Gerätefunktionseinschränkung durch die Hochdruckmagnetventile (HPSV) kann ausgeschlossen werden. Schlussfolgernd muss von einer barometerdruckabhängigen Funktionsabweichung der Flowsensoren ausgegangen werden, so dass die Beurteilung endexpiratorischer Beatmungsparameter zur Funktionsbeurteilung des Respirators ungeeignet scheint.

Als Richtwert ergibt sich aus der Untersuchung eine Reduzierung des Tidalvolumens von 3% pro 1.000 Fuß ohne besondere Differenzierung der applizierten Tidalvolumen.

Literatur:

- [1] Brimacombe, T. G.; Function of Siemens Oxylog ventilator at high altitude. *Anaesth Intensive Care* 1994; Jun; 22(3);276-80
- [2] Siemens Medical; Servo 300 Intensivtherapie-Ventilator. Gebrauchsanweisung Software Servo 300.10.; 4. Ausgabe, 2003:9037206
- [3] Helm, M. et al.; Zur Qualität notärztlicher Beatmung. *Unfallchirurg* 1999;102:347-353

[4] Mrugalla, H. et al.; Übergabemanagement für Beatmungspatienten im Luftrettungsdienst. Notfall und Rettungsmedizin 2003;6:233-241

[5] Schedler, O.; Oxylog

[6] Schedler, O.; Oxylog 2000

[7] Schedler, O.; Evita

[8] Schedler, O.; Medumat

Titel: Verhalten von Atemhubvolumen, Atemgasflow und Sauerstoffapplikation unter hypobare Bedingungen

Autor: Schedler, O.

Institution: Helios Klinikum Bad Saarow, Flugmedizin, Pieskower Straße 33, 15526 Bad Saarow

Zusammenfassung:

Technische Beschreibung: Bei dem Intensivbeatmungsgerät Servo 300 der Firma Siemens handelt es sich um ein mikroprozessorgesteuertes Gerät. Die Abmessungen des Geräteteils betragen 431 x 150 x 325 cm. Das Gewicht des Geräteteiles liegt bei 24 kg. Die Angaben zum Gerätebetrieb und deren Referenzbereiche beschränken sich auf 1.013 hPa. Der notwendige Sauerstoffanschluss- und Pressluftanschlussdruck beträgt 2,0 bis 6,5 bar.

Die mikroprozessorgesteuerte Funktionsweise ermöglicht alle verwendeten Beatmungsmuster. Der druckkontrollierte Modus (PCV) wird als klassisches Beatmungsmuster durchgeführt. Der Referenzwert beträgt ± 2 mbar oder 5%. Die gewünschte Gasmischung wird durch high pressure servo ventilis (HPSV) erreicht. Dabei handelt es sich um eine prozessorgesteuerte Direktmischung des Atemgasgemisches aus zwei separaten Druckflaschenanschlüssen.

Alle Beatmungsparameter werden über separate Drehschalter reguliert und in dazugehörigen LCD-Displays angezeigt. Die angezeigte F_{iO_2} resultiert aus einer Messung mittels Sauerstoffsensor. Der Referenzwert der Oxymetrie beträgt $\pm 5\%$. Die Toleranzgrenze für das inspiratorische und expiratorische Atemhubvolumen ist $\pm 5\%$ oder 0,5ml. Der Referenzbereich des Atemminutenvolumens wird mit $\pm 5\%$ oder ± 1 Umin angegeben. Die Abweichung zwischen voreingestelltem Flow und gemessenem Flow darf +1% betragen. Ein interner 12 Volt Akkumulator mit 1,9 Ah versorgt das Gerät für 30 Minuten (5°C bis 50°C). Das

Gerät Servo 300 besitzt ein integriertes Barometer. Der Messwert kann über eine Menüleistung abgerufen werden.

Testbeschreibung: Anschluss des Gerätes (Siemens Servo Ventilator 300, Siemens Elema AB, Sweden, Seriennummer: 02268S11) an eine 200 bar gefüllte Sauerstoffflasche (Air Products Hattingen 3,0 L; TGL 100) mit einem Druckminderer (Oxyway Druckminderer, Weinmann Hamburg, Typ: Fix WM 30301 (PI 200 bar; P2 4,5 bar; Q1 120 l/min) für 4,5 bar. Ein weiterer Anschluss des Gerätes erfolgt an eine Pressluftdruckflasche (Pressluftflasche, UN-Nr.: 1002; 3, 0, 1) mit einem Druckminderer (Druckminderer Pressluft, Air Dräger, Typ: WRLD-7084) für 4,5 bar.

$T_{\text{insp}}/T_{\text{exp}}$ -Einstellung erfolgt auf 1:2, was einer Inspirationszeit von 2 Sekunden entspricht. Die Atemfrequenz (AF) wird auf 10 min^{-1} festgelegt. Die Einstellung der Atemzugvolumina (VT) und der Druckgrenze erfolgt anhand der LCD-Anzeigen. Die F_{IO_2} -Option kann von 21 bis 100 % stufenlos eingestellt werden und wird in einem separaten LCD-Display angezeigt. Eine PEEP-Regulierung wurde auf PEEP=0 mbar eingestellt. Im Beatmodus IPPV wurde auf eine Drucklimitierung verzichtet ($p_{\text{max}}=120$ mbar).

1. Messserie: Testung des Beatmungsgerätes auf Dichtigkeit mittels Siemens Testlung (Typ: 190, Tidalvolumen MAX 1L, Nr. 6006832E037E). Anschluss des Beatmungsschlauches über einen Druckabnehmer an den 50 Liter Glasballon (Glasthorax Firma Dräger). Diese Messvorrichtung entspricht der EN 740 und der American National Standard for Breathing Machines for Medical Use (ANSI 1976). Über den Druckabnehmer wird eine gasleitende Verbindung zu einem Druckflusswandler (Dräger Flowwandler Anlagen Nr. 10010493) hergestellt und ein digitaler Oszillograph (Yokogawa DL 1100, 2 Channel 100 MHz Digital Oscilloscope) zur Darstellung der Atemdruckkurven angeschlossen. Am Oszillograph wird die Atemdruckkurve graphisch dargestellt. In

der Skalierung entspricht 1mV genau 1 mbar und kann in 0,5 mV=0,5 mbar differenziert werden. Die Bestimmung des maximalen Beatmungs- sowie des Plateau- und endexpiratorischen Drucks erfolgt somit graphisch an dem durch den Oszillographen dargestellten Koordinatensystem. Die Nullkalibrierung des Messsystems erfolgte vor den Messungen. Das System wurde auf Dichtigkeit geprüft.

Ergebnisse aus der Untersuchung: Gläserner Thorax - Dräger Lübeck Anmerkung: Bei dem Beatmungsmonitoring besteht die Möglichkeit aus der festen Compliance des verwendeten Glasballons (Compliance 50,17 ml/mbar) die Atemvolumenparameter durch die Messung des Beatmungsdrucks zu berechnen. Das Boyle-Mariotte-Gesetz beschreibt mit der Gleichung $p_1 \times V_1 = p_2 \times V_2$ eine Erhöhung des Volumens bei sinkendem Barometerdruck.

Tabelle 1: Servo 300 - Glasthorax

Servo 300-GT				
Höhe	Tidal-einstellung	pmax in mV	endexp. TV-S	endexp. TV-G
2.500	500	10,0	494	903,1
2.500	600	12,0	593	1.078,7
2.500	700	14,0	699	1.304,4
2.500	1.000	37,0	996	1.856,3
5.000	500	10,0	563	928,1
5.000	600	12,0	682	1.153,9
5.000	700	14,0	791	1.354,6
5.000	1.000	40,0	1.036	2.006,8
8.500	500	11,0	592	1.003,4
8.500	600	12,5	697	1.204,1
8.500	700	14,5	809	1.454,9
8.500	1.000	41,0	1.045	2.057,0
10.000	500	10,0	585	1.028,5
10.000	600	12,5	694	1.254,3
10.000	700	15,0	804	1.454,9
10.000	1.000	43,0	1.049	2.157,3

Das Gerät erreicht bis 2.500 Fuß allen voreinstellbaren Volumina innerhalb der Referenzbereiche, wenn man die Parameter nach den angezeigten Werten des Servo 300 vergleicht. Für die endexpiratorisch bestimmten Tidalvolumina des Servo 300 kann eine barometerdruckabhängige Erhöhung des Atemhubvolumens in den simulierten Höhen bis 8.500 Fuß festgestellt werden. Die mittels Glasthorax bestimmten Werte liegen deutlich außerhalb der angegebenen Referenzbereiche aller Tidalvo-

lumina. In diesen Messreihen kann in jeder simulierten Höhe eine barometerdruckabhängige Erhöhung des Atemhubvolumens festgestellt werden. Während der Untersuchung trat eine intrinsischer PEEP (Auto PEEP) von etwa 0,3 bis 0,9 mbar auf. Diese Veränderungen sind Anzeichen dafür, dass im Messsystem, durch die höhenbedingte Volumenausdehnung, eine Dämpfung der abgeleiteten Atemkurve aufgetreten sein könnte oder veränderte Resistance- und Compliancekonstanten des Beatmungsschlauches und des Geräteinnenvolumens vorliegen.

Eine Flowbestimmung war mittels des verwendeten Messsystems nicht möglich. Die Bestimmung der inspiratorischen Sauerstoffbestimmung führte mit den Sensoren (Dräger Oxydig, Drägerwerk Lübeck Germany, Typ: 8304300; Oxymon II, Heinen & Löwenstein Bad Ems, Ser.Nr. 93KE1164) und dem Messsystem (Glasthorax 501) zu folgenden Ergebnissen. Der Servo 300 wurde zur F_{iO_2} -Messung an die Siemens-Testlunge (Typ: 190, Tidalvolumen MAX 1L, Nr. 6006832E037E) angeschlossen.

Tabelle 2: F_{iO_2} -Bestimmung

F_{iO_2} -Mittelwerte	
40,1	50%
80,3	100%

Während die Messungen der Sauerstofffraktion für 50% als Mittelwert außerhalb des Referenzbereiches sind, liegt die Spannweite der F_{iO_2} -Messungen für 100% O_2 zwischen 62 und 97%. In der durchgeführten Messreihe erfolgte eine vollständige Durchmischung der Atemgase, so dass die Ursache in der Nutzung langsamer Sauerstoffsensoren liegen könnte.

Tabelle 3: Auswertung PCV Servo 300 - Glasthorax Dräger

Servo 300-PCV				
Höhe	insp P	exp. Tidal	P max mV	ber. End. TV
Boden	20	801	20,0	1.003
Boden	25	972	25,0	1.254
Boden	30	1.128	29,0	1.455
2.500	20	768	20,0	1.003
2.500	25	923	24,0	1.204
2.500	30	1.078	29,5	1.480
5.000	20	707	20,0	1.003
5.000	25	854	24,5	1.229
5.000	30	1.001	28,5	1.430
8.500	20	711	18,0	903
8.500	25	829	24,0	1.204
8.500	30	987	34,0	1.706
10.000	20	678	19,0	953
10.000	25	830	24,0	1.204
10.000	30	974	29,0	1.455

In jeder Höhe wird das voreingestellte Druckmaximum innerhalb der Referenzwerte erreicht. Das angezeigte endexpiratorische Atemvolumen stimmt mit dem errechneten Atemhubvolumen nicht überein. Ein höhenabhängiger Zusammenhang kann innerhalb der Berücksichtigung der endexpiratorischen Tidalvolumina des Servo 300 und der errechneten endexpiratorischen Tidalvolumina des Glasthorax nicht gesehen werden.

Ergebnisse aus der Untersuchung: Digitalisierter Lungensimulator - ASL 5000 Ingmar Medical

Tabelle 4: Servo 300 Tidalmessung - ASL 5000

Servo 300	AZ	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
Tidalvolumen	500					
Insp. Tidalvolumen		477,0	485,0	489,0	493,3	480,3
Exp. Tidalvolumen		477,3	481,3	492,0	522,0	513,3
Insp. Volumen-ASL		501,6	519,7	572,1	669,5	688,8
Exp. Volumen-ASL		496,7	528,8	566,1	663,4	691,8
Tidalvolumen	600					
Insp. Tidalvolumen		565,0	573,0	587,7	595,7	578,7
Exp. Tidalvolumen		557,0	561,0	593,0	619,3	604,7
Insp. Volumen-ASL		603,6	615,5	691,3	807,9	832,4
Exp. Volumen-ASL		598,4	610,4	685,5	802,4	826,9
Tidalvolumen	700					
Insp. Tidalvolumen		666,0	674,0	687,7	691,0	682,7
Exp. Tidalvolumen		657,3	661,3	690,3	713,7	707,0
Insp. Volumen-ASL		706,2	732,4	811,9	941,0	983,2
Exp. Volumen-ASL		701,5	727,0	806,7	935,9	978,4
Tidalvolumen	1.000					
Insp. Tidalvolumen		998,3	1.006,3	1.000,3	1.011,3	990,0
Exp. Tidalvolumen		974,7	978,7	987,3	1.030,3	1.001,7
Insp. Volumen-ASL		1.065,0	1.107,2	1.190,3	1.385,8	1.437,8
Exp. Volumen-ASL		1.060,1	1.103,2	1.186,0	1.382,1	1.434,8

Gegenüber den Glathoraxuntersuchungen erreicht das Geräte voreingestellte Tidalvolumina bis 2.500 Fuß. Wiederum besteht eine Differenz zwischen Geräteanzeige und gemessenen Parametern. Die abgebildeten Werte stellen Mittelwertberechnungen aus mindestens drei Einzelmessungen der entsprechenden Volumina dar.

Tabelle 5: Servo 300 ASL 5000

Peak Flow	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
500	380,9	395,5	433,9	507,7	523,1
600	455,8	476,5	518,4	611,1	627,9
700	539,0	552,3	607,1	711,3	736,2
1.000	812,8	848,2	898,5	1.056,1	1.119,8
Peak Flow	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
500	397,5	409,3	446,7	511,5	540,2
1.000	787,7	814,8	901,0	1.048,7	1.092,3

Der Referenzwert des inspiratorischen Flows beträgt 1%. Diese Referenzgrenze wird durch die Wahl der F_{iO_2} überschritten. Weiterhin ist eine barometerdruckabhängige Zunahme des inspiratorischen Flows zu beobachten.

Tabelle 6: Volumenapplikationen bei Änderung der $F_{iO_2}=100\%$ (Servo 300)

F_{iO_2}	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
500	516,4	536,8	585,4	672,9	715,2
1.000	1.063,5	1.090,0	1.193,0	1.376,3	1.439,1

Durch die Wahl der F_{iO_2} ergibt sich bei dem Gerät Servo 300 folgender Zusammenhang: Während es bei kleinen Tidalvolumina (500ml) und 100% Sauerstoff zur Steigerung des Tidalvolumens kommt, bleibt eine Erhöhung bei größeren Volumina (1000ml) aus. Auch hier wird eine Steigerung des Tidalvolumens sichtbar.

Durch das Auftreten eines Auto-PEEP von 1,1 bis 1,7 muss vor allem die Volumenausdehnung in Beatmungsschläuchen und im Geräteinnenraum diskutiert werden.

Tabelle 7: Druckkontrollierte Beatmung unter hypobaren Bedingungen

Servo 300 - PCV	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
20					
Peak pressure	19,1	21,1	20,8	21,3	21,4
Insp. TidalS	912,3	917,3	833,7	725,0	705,0
Exsp. TV S	928,3	932,3	850,3	778,0	733,7
Insp. TVASL	969,3	1.021,6	997,8	982,3	1.020,9
Exsp. TVASL	964,1	1.019,4	994,6	991,5	1.017,4
Peak Flow	1.717,8	1.801,5	1.825,9	1.818,0	1.937,2
PEEP	0,0	1,0	1,2	1,8	1,5
25					
Peak pressure	23,7	27,2	25,8	25,6	27,2
Insp. TidalS	1.200,7	1.205,7	1.057,3	899,7	915,0
Exsp. TV S	1.216,7	1.220,7	1.068,3	937,0	945,0
Insp. TVASL	1.214,6	1.344,2	1.264,6	1.237,7	1.330,5
Exsp. TVASL	1.209,5	1.338,3	1.260,9	1.234,6	1.326,1
Peak Flow	2.016,6	2.188,5	2.155,3	2.146,4	2.361,0
PEEP	0,1	1,0	1,2	1,6	1,5
30					
Peak pressure	28,1	31,6	30,9	31,1	31,6
Insp. TidalS	1.402,7	1.407,7	1.287,0	1.130,0	1.076,0
Exsp. TV S	1.419,3	1.423,3	1.293,7	1.144,7	1.104,0
Insp. TVASL	1.449,6	1.576,7	1.542,9	1.544,1	1.565,4
Exsp. TVASL	1.444,6	1.571,3	1.538,5	1.540,2	1.561,0
Peak Flow	2.278,5	2.444,2	2.481,3	2.498,2	2.631,5
PEEP	0,0	1,1	1,2	1,4	1,5

Nach den Messergebnissen unterliegt die druckkontrollierte Beatmung mit dem Servo 300 teilweise den hypobaren Umgebungsveränderungen. In den Messreihen zwischen dem endexpiratorischen Volumen des Gerätes und den gemessenen Volumina bestehen im Bodenniveau nur geringe Differenzen. Im Vergleich von Ausgangsmessung (Boden) zur Messung in 10.000 Fuß bestehen deutliche Unterschiede. Eine statistische Analyse wird einen definitiven Zusammenhang klären. Der Peak Flow ändert sich mit zunehmender Höhe jedoch deutlich. Ein Auto-PEEP erhöht sich mit der simulierten Höhe und muss als gerätespezifischer Faktor gesehen werden.

Tabelle 8: Auto-PEEP unter hypobaren Bedingungen

PEEP	Boden	2.500	5.000	8.500	10.000
500	0,1	1,6	1,1	1,5	1,5
1.000	0,0	1,5	1,2	1,4	1,7

Zusammenfassung: Der Servo 300 ist ein barometerdruckabhängiger Intensivrespirator. Durch vielfältige Überwachungsmöglichkeiten kann eine eindeutige Abhängigkeit von den Umgebungsbedingungen aufgezeigt werden. Das trifft sowohl für die volumenkontrollierte Beatmung als auch für die PCV-Beatmung zu. Mit Änderung der F_{iO_2} verändern sich auch die Volumenapplikationen.

Anmerkung: Der ASL 5000 (ASL 5000, Ingmar Medical, Pittsburgh, USA) ist ein computergestützter Lungensimulator, welcher Atemhubveränderungen von wenigen Mikromilliliter detektieren kann. Die Steuerung des Simulators erfolgt extern am PC. Über eine Autokalibration mit Barometerdruckmessung geht das Gerät in den Testbetrieb über. Eine Netzversorgung ist notwendig. An einen genormten Anschluss sind alle Geräte direkt mit dem Simulator anzuschließen. Durch eine Scripterstellung vor jeder Messung, in welcher eine Vielzahl von Parametern festgelegt werden, sind die Messergebnisse als hochwertig zu bewerten.